Boston Scientific

REFERENZHANDBUCH

INCEPTA™ CRT-D

HIGH ENERGY DEFIBRILLATOR FÜR DIE CARDIALE RESYNCHRONISATIONSTHERAPIE

REF P162, P163, P165

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

ÜBER DIESE GEBRAUCHSANWEISUNG

Die Defibrillatoren für Cardiale Resynchronisationstherapie (CRT-Ds) dieser Familie bieten ventrikuläre Tachyarrhythmietherapie, Cardiale Resynchronisationstherapie (CRT) und Bradykardiestimulation und verfügen über verschiedene Diagnostikfunktionen.

Die Organisation der Handbücher für Boston Scientific-Aggregate wurde geändert. Die Systemhandbücher wurden durch Referenzhandbücher ersetzt und die Gebrauchsanweisung für den Arzt wurde erweitert.

Das Referenzhandbuch enthält folgende Kapitel, die zuvor im Systemhandbuch enthalten waren: Verwendung des Programmier-/ Aufzeichnungs-/Überwachungsgeräts, Tachyarrhythmiedetektion, Tachyarrhythmietherapie, Stimulationstherapien, Systemdiagnostik, Patientendiagnostik und Nachsorge, Elektrophysiologische Tests und Programmierbare Optionen.

Die Kapitel „Gebrauchsanweisung“, „Implantationsinformationen“ und „Informationen nach Implantation“, die zuvor im Systemhandbuch abgehandelt wurden, sind jetzt in der Gebrauchsanweisung für den Arzt zu finden.

Diese Dokumente sind auf www.bostonscientific-international.com/manuals abrufbar und können von dort heruntergeladen werden.

In diesem Handbuch werden folgende Darstellungsweisen verwendet.

PRM-TASTEN	Die Namen der Tasten auf dem Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät (PRM) werden in Großbuchstaben angegeben (z. B. PROGRAMMIEREN, ABFRAGEN).
1., 2., 3.	Nummerierte Listen enthalten Anweisungen, die in der vorgegebenen Reihenfolge durchzuführen sind.
•	Listen mit Aufzählungszeichen enthalten Informationen, deren Reihenfolge nicht relevant ist.

Die Abbildungen von Bildschirminhalten in diesem Handbuch dienen nur zur Veranschaulichung des allgemeinen Bildschirmaufbaus. Die tatsächlichen Bildschirminhalte, die Sie beim Abfragen oder Programmieren des Aggregats sehen werden, variieren je nach Modell und programmierten Parametern.

Eine komplette Liste der programmierbaren Optionen befindet sich im Anhang ("Programmierbare Optionen" auf Seite A-1). Die tatsächlichen Werte, die Sie beim Abfragen oder Programmieren des Aggregats sehen werden, variieren je nach Modell und programmierten Parametern.

Folgende Abkürzungen werden in diesem Referenzhandbuch benutzt:

A	Atrial
ABM	Autonomic Balance Monitor
AF	Vorhofflimmern (atrial fibrillation)
AFib	Vorhofflimmern (atrial fibrillation)
AFR	Atriale Flatter-Reaktion
AGC	Automatische Verstärkungsanpassung
AIVR	Accelerated Idioventricular Rhythm (Beschleunigter idioventrikulärer Rhythmus)
AT	Vorhoftachykardie
ATP	Antitachykardiestimulation
ATR	Atriale Tachy-Reaktion
AV	Atrioventrikulär

Folgende Bezeichnungen sind Marken von Boston Scientific oder seinen Tochtergesellschaften: ApneaScan, EASYTRAK, ENDOTAK, INCEPTA, LATITUDE, Onset/Stabilität, QUICK CONVERT, QUICK NOTES, RENEWAL, Rhythm ID, RhythmMatch, Safety Core (Sicherheitsschaltkreis), Smart Blanking, SmartDelay, VITALITY, ZIP, ZOOM, ZOOMVIEW.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Versja nieaktualna. Nie używać.

BiV	Biventrikulär
BZL	Burstzykluslänge
BPEG	British Pacing and Electrophysiology Group
HLW	Herz-Lungen-Wiederbelebung
CRT	Cardiale Resynchronisationstherapie
CRT-D	Defibrillator für die Cardiale Resynchronisationstherapie
DFT	Defibrillationsschwelle
EAS	Elektronische Diebstahlsicherung
EKG	Elektrokardiogramm
EF	Ejektionsfraktion
EGM	Elektrogramm
EMI	Elektrische Störungen
EP	Elektrophysiologie; Elektrophysiologisch
HE	High Energy
HRV	Herzfrequenzvariabilität
IBP	Indikationsbasierte Programmierung
ICD	Implantierbarer Cardioverter/Defibrillator
LRL	Untere Grenzfrequenz
LV	Linksventrikulär
LVPP	Linksventrikuläres Schutzintervall
LVRP	Linksventrikuläre Refraktärzeit
MI	Myokardinfarkt
MPR	Maximale Stimulationsfrequenz
MRT	Magnetresonanztomographie
MSR	Maximale Sensorfrequenz
MTR	Max. Trackingfrequenz (Maximale Trackingfrequenz)
NASPE	North American Society of Pacing and Electrophysiology
NSR	Normaler Sinusrhythmus
SVES	Supraventrikuläre Extrasystole
PAT	Paroxysmale atriale Tachykardie
PES	Programmierte elektrische Stimulation
PMT	Herzschrittmacherinduzierte Tachykardie
PRM	Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät
PSA	Cardiodiagnosegerät
PTM	Vom Patienten ausgelöste überwachung
PVARP	Post-Ventrikuläre Atriale Refraktärzeit
VES	Ventrikuläre Extrasystole
RADAR	Radio Detection and Ranging (Funkermittlung)
RF	Radiofrequenz/Hochfrequenz
RTTE	Funkanlagen und Telekommunikationseinrichtungen
RV	Rechter Ventrikel
RVRP	Rechtsventrikuläre Refraktärzeit
SCD	Plötzlicher Herztod
SDANN	Standardabweichung gemittelter normaler
SRD	Sustained Rate Duration
SVT	Supraventrikuläre Tachykardie
TARP	Totale Atriale Refraktär-Periode
TENS	Transkutane elektrische Nervenstimulation
V	Ventrikulär
VF	Kammerflimmern
V-Fib	Kammerflimmern
VRP	Ventrikuläre Refraktärzeit
VRR	Ventrikuläre Frequenzregulierung
VT	Ventrikuläre Tachykardie
VTR	Ventrikuläre Tachy-Reaktion

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Forældet version. Anvænd ej.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Versão obsoleta. Não utilize.
Πρωϊμη εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Utgått versjon. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utgått versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

INHALTSVERZEICHNIS

ANWENDUNG DES PROGRAMMIER-/AUFZEICHNUNGS-/ÜBERWACHUNGSGERÄTS 1-1
KAPITEL 1

ZOOM LATITUDE Programmiersystem 1-2

Software-Terminologie und Navigation 1-2
- Hauptbildschirm 1-2
- PRM-Modusanzeige 1-3
- EKG/EGM-Anzeige 1-3
- Werkzeugleiste 1-5
- Registerkarten 1-5
- Tasten 1-5
- Symbole 1-5
- Allgemeine Objekte 1-7
- Einsatz von Farbe 1-7

Demonstrationsmodus 1-8

Kommunikation mit Aggregat 1-8
- ZIP-Telemetrie 1-9
- Telemetriesitzung mit Programmierkopf starten 1-9
- ZIP-Telemetrie-Sitzung starten 1-9
- Telemetriesitzung beenden 1-10
- Sicherheit der ZIP-Telemetrie 1-10

Indikationsbasierte Programmierung (IBP) 1-12

Manuelle Programmierung 1-15

THERAPIE ABLEITEN 1-15

STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) 1-16

STAT-STIM (NOT-VVI) 1-16

Datenmanagement 1-17
- Patienteninformationen 1-17
- Datenspeicherung 1-17
- Datenspeicher 1-18
- Drucken 1-18

Sicherheitsmodus 1-19
- Backup-Herzschrittmacher 1-19
- Backup-Defibrillator 1-20

TACHYARRHYTHMIEDETEKTION 2-1
KAPITEL 2

Aggregat-Modus 2-2
- Ventrikulärer Tachy-Modus 2-2
- Elektrokauter-Schutzmodus 2-2

Frequenzdetektion 2-3
- Berechnung der Frequenzen und Refraktärzeiten 2-3
- Ventrikuläre Frequenzschwellenwerte und Zonen 2-4
- CRT-Abgabezone und Tachyarrhythmiezonen 2-4
- Verwendung atrialer Informationen 2-5

Ventrikuläre Detektion 2-6

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Ventrikuläre Detektionsverbesserungs-Funktionen 2-6
Ventrikuläre Redetektion 2-10
Ventrikulärer Post-Schock-Detektionsverbesserungs-Typ 2-11
Details der Ventrikulären Detektion 2-11

TACHYARRHYTHMIETHERAPIE 3-1
KAPITEL 3

Ventrikuläre Therapie 3-2
Ventrikulärer Therapieplan 3-2
Ventrikuläre Therapieauswahl 3-3
Ventrikuläre Redetektion nach Abgabe einer ventrikulären Therapie 3-7
Ventrikuläre Redetektion nach ventrikulärer ATP-Therapie 3-7
Ventrikuläre Redetektion nach ventrikulärer Schocktherapie 3-8

Antitachykardiestimulationstherapien und -Parameter 3-8
Burstparameter 3-9
Kopplungsintervall und Kopplungsintervallabnahme 3-10
Burstzykluslänge (BZL) 3-11
Mindestintervall 3-12
Burst-Schema 3-12
Ramp-Schema 3-12
Scan-Schema 3-13
Ramp/Scan-Schema 3-14
ATP-Impulsdauer und ATP-Amplitude 3-14
Ventrikuläres ATP-Zeitlimit 3-14
QUICK CONVERT ATP 3-16

Ventrikuläre Schocktherapie und Parameter 3-16
Ventrikulärer Schockvektor 3-16
Ventrikuläre Schockenergie 3-17
Ladezeit 3-17
Polarität der Impulsform 3-18
Committed Schock/Neubestätigung der ventrikulären Arrhythmie 3-18

STIMULATIONS-THERAPIEN 4-1
KAPITEL 4

Stimulations-Therapien 4-2

Empfehlungen zur Geräteprogrammierung 4-2

Aufrechterhaltung der Cardialen Resynchronisationstherapie 4-5

Basisparameter 4-6
Brady-Modus 4-6
Untere Grenzfrequenz (LRL) 4-9
Maximale Trackingfrequenz (MTR) 4-10
Maximale Sensorfrequenz (MSR) 4-12
Runaway-Schutzfunktion 4-13
Ventrikuläre Stimulations-Kammer 4-13
Impulsdauer 4-14
Amplitude 4-15
Empfindlichkeit 4-15

Post-Therapie-Stimulation 4-19
Post-Schock-Stimulationsverzögerung 4-19
Post-Therapie-Zeit 4-19

Temporäre Bradykardiestimulation 4-20

Frequenzadaptive Stimulation und Sensor-Trendanalyse 4-21

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Veroudende versie. Niet gebruiken.
Foråldrad version. Använd ej.
Πρωλιό έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Frequenzadaptive Stimulation 4-21
Akzelerometer 4-21
Sensortrendanalyse 4-26

Atriale Tachy-Reaktion 4-27
ATR Mode Switch 4-27
Ventrikuläre Frequenzregulierung (VRR) 4-31
Biventrikulärer Trigger (BiV Trigger) 4-32
Atriale Flatter-Reaktion (AFR) 4-32
PMT-Terminierung 4-33

Frequenzverhalten 4-34
Synchronisationspräferenz 4-34
Frequenzhysterese 4-35
Frequenzglättung 4-36
Beispiel einer Frequenzglättung im Zweikammer-Tracking-Modus 4-39

Elektrodenkonfiguration 4-39
Linksventrikuläre Elektrodenkonfiguration 4-40

AV-Verzögerung 4-43
AV-Verzögerung bei Stimulation 4-43
AV-Verzögerung bei Detektion 4-44
SmartDelay Optimierung 4-46

Refraktärzeit 4-48
A-Refraktärzeit (PVARP) 4-49
A-Refraktärzeit – selbe Kammer 4-51
RV-Refraktärzeit (RVRP) 4-51
LV-Refraktärzeit (LVRP) 4-52
Linksventrikuläres Schutzintervall (LVPP) 4-53
Crosstalk-Blanking 4-53

Störreaktion 4-58

Interaktionen bei der ventrikulären Tachydetektion 4-60

SYSTEMDIAGNOSTIK 5-1
KAPITEL 5

Überblickdialogfenster 5-2

Batteriestatus 5-2
Reformierung der Kondensatoren 5-6
Messung der Ladezeit 5-6
Zuletzt abgegebener ventrikulärer Schock 5-6

Elektrodenstatus 5-7

Elektrodentests 5-12
Test Intrinsische Amplitude 5-12
Elektrodenimpedanztest 5-13
Reizschwellentest 5-14

PATIENTENDIAGNOSTIK UND NACHSORGE 6-1
KAPITEL 6

Therapiespeicher 6-2

Arrhythmie-Logbuch 6-2

Histogramme 6-8

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Version obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veroudende versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιό εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Zähler 6-8
Ventrikuläre Tachy-Zähler 6-9
Brady-/CRT-Zähler 6-9

Herzfrequenzvariabilität (HRV) 6-10

Trends 6-13

Post-Implantationseigenschaften 6-18
Vom Patienten ausgelöste überwachung 6-18
Pieptonfunktion 6-20
Magnetfunktion 6-21

ELEKTROPHYSIOLOGISCHE TESTS 7-1
KAPITEL 7

EP-Testfunktionen 7-2
Temporäre EP-Betriebsart 7-2
EP-Test-Bildschirm 7-2

Induktionsmethoden 7-4
VFib-Induktion 7-4
T-Wellen-Schockinduktion 7-5
Ventrikuläre Backup-Stimulation während atrialem EP-Test 7-6
Programmierte elektrische Stimulation (PES) 7-6
50 Hz/Manuelle Burststimulation 7-7

Methoden der befohlenen Therapie 7-8
Befohlener Schock 7-9
Befohlene ATP 7-9

PROGRAMMIERBARE OPTIONEN A-1
ANHANG A

SYMBOLE AUF DER VERPACKUNG B-1
ANHANG B

Symbole auf der Verpackung B-1

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veroudderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

ANWENDUNG DES PROGRAMMIER-/AUFZEICHNUNGS-/ÜBERWACHUNGSGERÄTS

KAPITEL 1

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- "ZOOM LATITUDE Programmiersystem" auf Seite 1-2
- "Software-Terminologie und Navigation" auf Seite 1-2
- "Demonstrationsmodus" auf Seite 1-8
- "Kommunikation mit Aggregat" auf Seite 1-8
- "Indikationsbasierte Programmierung (IBP)" auf Seite 1-12
- "Manuelle Programmierung" auf Seite 1-15
- "THERAPIE ABLEITEN" auf Seite 1-15
- "STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)" auf Seite 1-16
- "STAT-STIM (NOT-VVI)" auf Seite 1-16
- "Datenmanagement" auf Seite 1-17
- "Sicherheitsmodus" auf Seite 1-19

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

ZOOM LATITUDE PROGRAMMIERSYSTEM

Das ZOOM LATITUDE Programmiersystem ist der externe Teil des Systems und umfasst:

- Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät (PRM) Modell 3120
- Modell 2868 ZOOMVIEW Software-Anwendung
- Modell 6577 Programmierkopf

Die Software ZOOMVIEW bietet eine verbesserte Technik zur Geräteprogrammierung und Patientenüberwachung. Diese Weiterentwicklung hatte folgende Ziele:

- Umfang der Geräteprogrammierung erweitern
- Performance der Patienten- und Geräteüberwachung verbessern
- Programmierungs- und Überwachungsaufgaben vereinfachen und beschleunigen

Mit dem PRM-System können Sie folgende Aufgaben durchführen:

- Aggregat abfragen
- Aggregat für eine Vielzahl von Therapieoptionen programmieren
- Zugriff auf die Diagnostikfunktionen des Aggregats nehmen
- Nicht-invasive Diagnostiktests durchführen
- Auf Daten aus dem Therapiespeicher zugreifen
- Auf einen interaktiven Demo- oder Patientendatenmodus zugreifen, ohne ein Aggregat abzufragen
- Patientendaten einschließlich Therapieoptionen des Aggregats und Therapieverlaufsdaten ausdrucken
- Patientendaten speichern

Sie können das Aggregat entweder automatisch mit IBP oder manuell programmieren.

Genauere Informationen über den Gebrauch des PRM entnehmen Sie bitte der PRM-Gebrauchsanweisung.

SOFTWARE-TERMINOLOGIE UND NAVIGATION

Dieser Abschnitt gibt einen Überblick über das PRM-System.

Hauptbildschirm

Die folgende Abbildung zeigt den PRM-Hauptbildschirm sowie eine Beschreibung der Komponenten (Abbildung 1-1 auf Seite 1-3).

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Foråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

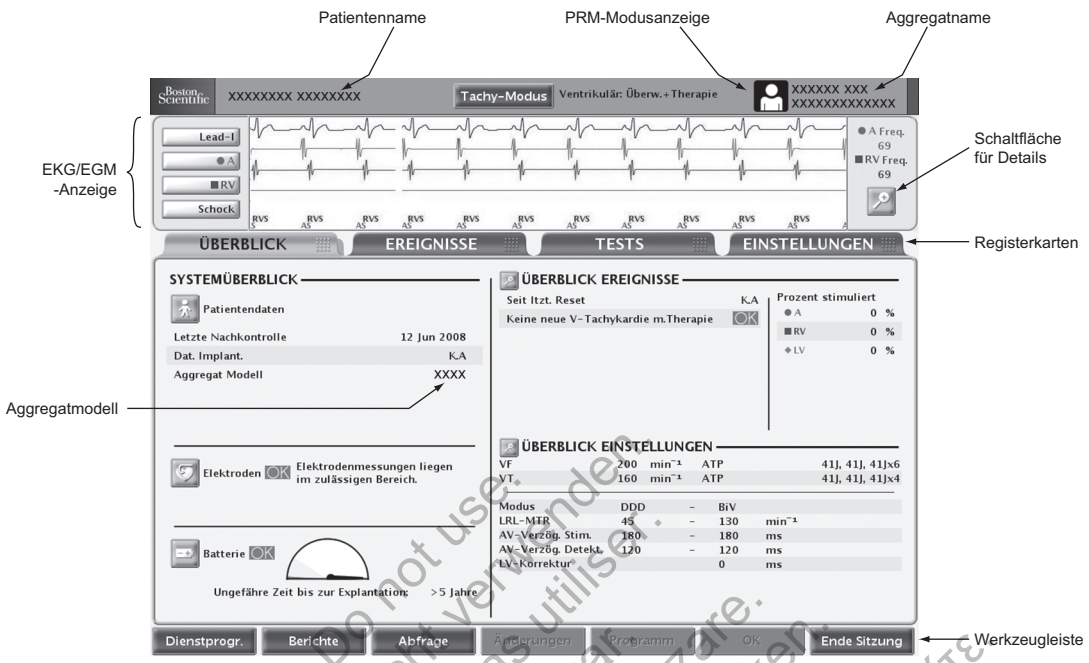


Abbildung 1-1. Hauptbildschirm

PRM-Modusanzeige

Die PRM-Modusanzeige zeigt am oberen Bildschirmrand die aktuelle Betriebsart des PRM an.

Patient – Das PRM zeigt Daten an, die es bei der Kommunikation mit einem Aggregat gesammelt hat.

Patientendaten – Das PRM zeigt gespeicherte Patientendaten an.

Demo-Modus – Das PRM zeigt Beispieldaten an und läuft im Demo-Modus.

EKG/EGM-Anzeige

Im EKG-Bereich des Bildschirms werden Informationen über den Zustand des Patienten und das Aggregat in Echtzeit angezeigt, die hilfreich zur Beurteilung der Systemperformance sein können. Es können folgende Kurven ausgewählt werden:

- Oberflächen-EKGs werden von Körperoberflächenelektroden übertragen, die mit dem PRM verbunden sind, und können ohne Abfrage des Aggregats angezeigt werden.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja!
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Die Übertragung der Echtzeit-EGMs von Stimulations-/Detektions- oder Schockelektroden wird oft zur Überprüfung der Integrität des Elektrodensystems verwendet und hilft bei der Analyse von Fehlern wie Elektrodenbrüchen, Schäden an der Isolation oder Dislozierungen.

  Echtzeit-EGMs können nur bei der Abfrage des Aggregats angezeigt werden. Sie sind anfällig für Hochfrequenz-Interferenzen, da sie auf ZIP- oder Programmierkopftelemetrie angewiesen sind. Starke Störungen können zu Unterbrechungen oder Signalausfällen bei Echtzeit-EGMs führen ("Sicherheit der ZIP-Telemetrie" auf Seite 1-10).

  HINWEIS: *Wenn das PRM 15 Minuten nicht benutzt wird (bzw.28 Minuten, wenn sich das Aggregat bei der Abfrage im Lagerungsmodus befand), wird die Echtzeit-EGM-Anzeige ausgeschaltet. Das PRM blendet ein Dialogfeld ein, über das die Echtzeit-EGMs wieder eingeschaltet werden können.*

  HINWEIS: *Echtzeit-LV-EGMs sind in allen LV-Detektionskonfigurationen sowohl für einpolige als auch für zweipolige Elektroden verfügbar.*

- Wireless EKG ist eine Form eines Echtzeit-EGMs. Es ahmt ein Oberflächen-EKG nach, indem es einen Vektor von der proximalen Defibrillationswendel zum Gehäuse nutzt, um die Herzaktivität zu messen. Wenn sich das Aggregat nicht mehr im Lagerungsmodus befindet, wird die erste (obere) Kurve auf der Anzeige automatisch auf Wireless EKG eingestellt.

  VORSICHT: Wireless EKGs sind anfällig für Funkinterferenzen. Daher können Signalunterbrechungen oder -verlust auftreten. Wenn Störungen auftreten, insbesondere bei den Diagnostiktests, sollten Sie erwägen, stattdessen ein Oberflächen-EKG zu verwenden.

  HINWEIS: *Wireless EKGs stehen nur in Konfigurationen mit Dual-Coil-Schockelektroden zur Verfügung.*

HINWEIS: *Bei Störungen der Telemetrieverbindung kann es passieren, dass sich die Kurven und Marker der intrakardialen Echtzeit-EGMs im Vergleich zu den Echtzeit-Oberflächen-EKGs verschieben. Wählen Sie, sobald sich die Telemetrieverbindung verbessert hat, eine der intrakardialen EGM-Kurven aus, um eine Reinitialisierung zu veranlassen.*

Wenn Sie auf die Schaltfläche „Details“ klicken, wird der EKG/EGM-Bildschirm erweitert. Folgende Optionen stehen zur Verfügung:

- Marker des Aggregats anzeigen – zeigt annotierte Ereignismarker an, die auf bestimmte intrinsische kardiale und gerätespezifische Ereignisse hinweisen und Informationen über detektierte/stimulierte Ereignisse, Entscheidungen zu Detektionskriterien und Therapieabgabe anzeigen
- Oberflächenfilter aktivieren – minimiert Rauschen auf dem Oberflächen-EKG
- Stimulationsspikes anzeigen – zeigt detektierte Stimulationsspikes, die durch einen Marker auf der Oberflächen-EKG-Impulsform annotiert werden

Gehen Sie folgendermaßen vor, um Echtzeit-EGMs einschließlich annotierter Ereignisse auszudrucken:

1. Drücken Sie eine der Geschwindigkeitstasten auf dem PRM (z. B. Geschwindigkeitstaste 25), um den Druckvorgang zu starten.
2. Drücken Sie die Geschwindigkeitstaste 0 (Null), um den Druckvorgang zu beenden.
3. Drücken Sie die Papiervorschubtaste, um das letzte bedruckte Blatt auszugeben.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλαίσιο εκφορτίσεως. Μην χρησιμοποιείτε.
Versiyon obsoleta. No utilize.
Foraeldet version. Må ikke anvendes.
Versiyon obsoleta. Kullanmayın.
Uutaatent version. Mutku anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

Sie können Definitionen der annotierten Marker ausdrucken, indem Sie die Kalibrierungstaste drücken, während das EGM ausgedruckt wird. Sie können auch einen vollständigen Bericht mit Definitionen aller annotierten Marker ausdrucken, indem Sie wie folgt vorgehen:

1. Klicken Sie in der Werkzeugleiste auf die Schaltfläche „Berichte“. Das Fenster „Berichte“ erscheint.
2. Aktivieren Sie das Kontrollkästchen „Erklärung der Marker“.
3. Klicken Sie auf die Schaltfläche „Drucken“. Der „Bericht Markerlegende“ wird zum Drucker geschickt.

Werkzeugleiste

Mithilfe der Werkzeugleiste können Sie folgende Aufgaben ausführen:

- Dienstprogramme des System auswählen
- Berichte erstellen
- Aggregat abfragen und programmieren
- Geplante oder programmierte Änderungen anzeigen
- Hinweise und Warnungen anzeigen
- PRM-Sitzung beenden

Registerkarten

Über die Registerkarten können Sie PRM-Funktionen auswählen, wie Datenüberblick anzeigen oder Aggregateinstellungen programmieren. Wenn Sie auf eine Registerkarte klicken, wird der dazugehörige Bildschirm angezeigt. Viele Bildschirme enthalten weitere Registerkarten, über die Sie Zugriff auf weitere Einstellungsdetails und Informationen haben.

Tasten

Schaltflächen finden Sie auf Bildschirmen und in Dialogfenstern in der ganzen Anwendung. Über Schaltflächen können Sie verschiedene Funktionen aufrufen, wie:

- Detaillierte Informationen anzeigen
- Einstellungsdetails ansehen
- Programmierbare Werte einstellen
- Anfängliche Werte laden

Wenn sich nach Anklicken einer Schaltfläche ein Fenster im Hauptbildschirm öffnet, befindet sich oben rechts in dem Fenster die Schaltfläche „Schließen“, mit der Sie das Fenster schließen und in den Hauptbildschirm zurückkehren können.

Symbole

Symbole sind grafische Elemente, die nach dem Anklicken eine Aktion ausführen, Listen oder Optionen anzeigen oder die angezeigten Informationen verändern.

Details – öffnet ein Fenster mit weiteren Einzelheiten.

Patient – öffnet ein Fenster mit Informationen über den Patient.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωτότυπο εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Elektroden – öffnet ein Fenster mit Informationen über die Elektroden.

Batterie – öffnet ein Fenster mit Informationen über die Aggregatbatterie.

Aktiviert – zeigt an, dass eine Option ausgewählt wurde.

Ereignis – zeigt an, dass ein Ereignis aufgetreten ist. Im Trendverlauf in der Registerkarte „Ereignis“ stehen solche Ereignis-Symbole an allen Stellen, an denen ein Ereignis stattgefunden hat. Durch einen Klick auf ein Ereignis-Symbol werden weitere Informationen über das Ereignis angezeigt.

Informationen – zeigt Informationen an, die als Referenz verwendet werden können.

Aktionssymbole

Start – veranlasst das PRM, eine Aktion auszuführen.

Halt – veranlasst das PRM, eine Aktion anzuhalten.

Weiter – veranlasst das PRM, eine Aktion fortzuführen.

Schieber-Symbole

Horizontaler Schieber – zeigt an, dass ein Schieber angeklickt und nach links oder rechts gezogen werden kann.

Vertikaler Schieber – zeigt an, dass ein Schieber angeklickt und nach oben oder unten gezogen werden kann.

Sortiersymbole

Aufwärts sortieren – gibt an, dass eine aufsteigende Sortierung für eine Tabellenspalte gewählt wurde. (z. B. 1, 2, 3, 4, 5)

Abwärts sortieren – gibt an, dass eine absteigende Sortierung für eine Tabellenspalte gewählt wurde. (z. B. 5, 4, 3, 2, 1)

Symbole für schrittweise Veränderung

Zunahme – zeigt an, dass der dazugehörige Wert erhöht werden kann.

Abnahme – zeigt an, dass der dazugehörige Wert verringert werden kann.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versiona obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πάλαι ποίηση. Μην χρησιμοποιείτε
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavunt versió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Scroll-Symbole

Nach links verschieben – gibt an, dass die jeweilige Anzeige nach links verschoben werden kann.

Nach rechts verschieben – gibt an, dass die jeweilige Anzeige nach rechts verschoben werden kann.

Nach oben verschieben – gibt an, dass die jeweilige Anzeige nach oben verschoben werden kann.

Nach unten verschieben – gibt an, dass die jeweilige Anzeige nach unten verschoben werden kann.

Allgemeine Objekte

Allgemeine Objekte wie Statusleisten, Schieber, Menüs und Dialogfenster werden in der gesamten Anwendung benutzt. Sie funktionieren ähnlich wie Objekte dieser Art, die Sie aus Webbrowsern oder anderen Computeranwendungen kennen.

Einsatz von Farbe

Farben und Symbole werden verwendet, um Schaltflächen, Icons und andere Objekte sowie gewisse Arten von Informationen hervorzuheben. Der Einsatz von bestimmten Farbcodes und Symbolen soll dem Anwender die Benutzung erleichtern und die Programmierung vereinfachen. In der folgenden Tabelle ist zusammengefasst, wie Farben und Symbole auf den PRM-Bildschirmen verwendet werden (Tabelle 1-1 auf Seite 1-7).

Tabelle 1-1. PRM-Farbcodes

Farbe	Bedeutung	Beispiel	Symbol
Rot	Zeigt Warnhinweise an	Der gewählte Parameterwert ist nicht zulässig; klicken Sie auf die rote „Warnung“-Schaltfläche, um den Bildschirm „Parameterinteraktionen“ zu öffnen, der Informationen über empfehlenswerte Maßnahmen enthält.	
		Aggregat- und Patienten-diagnose-Informationen, die gründlich bedacht werden müssen.	
Gelb	Zeigt Hinweise an, die bedacht werden müssen	Der gewählte Parameterwert ist zulässig, aber nicht empfehlenswert; klicken Sie auf die gelbe „Achtung“-Schaltfläche, um den Bildschirm „Parameterinteraktionen“ zu öffnen, der Informationen über empfehlenswerte Maßnahmen enthält.	
		Aggregat- und Patientendia-gnoseinformationen, die man beachten sollte.	

Outdated version. Do not use.
Version inactive. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veroudderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Ikke brukes.
Elavunut versio. Ei käytössä.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle 1-1. PRM-Farbcodes (Fortsetzung)

Farbe	Bedeutung	Beispiel	Symbol
Grün	Zeigt akzeptable Änderungen oder Bedingungen an	Der gewählte Parameterwert ist zulässig, aber noch nicht programmiert.	OK
		Es liegen keine Aggregat- und Patientendiagnoseinformationen vor, die einer besonderen Beachtung bedürfen.	
Weiß	Zeigt den derzeit programmierten Wert an		

DEMONSTRATIONSMODUS

Das PRM verfügt über einen Demonstrationsmodus, mit der das PRM als Selbstlernmittel benutzt werden kann. Wenn dieser Modus gewählt ist, können Sie sich in der Navigation auf dem PRM-Bildschirm üben, ohne ein Aggregat abzufragen. Im Demonstrationsmodus können Sie sich mit vielen der spezifischen Bildschirmsequenzen vertraut machen, die bei der Abfrage oder Programmierung eines bestimmten Aggregats angezeigt werden. Sie können den Demonstrationsmodus auch dazu verwenden, die verfügbaren Funktionen, Parameter und Informationen kennenzulernen.

Zum Aufrufen des Demonstrationsmodus das entsprechende Aggregat im Bildschirm „Aggregat wählen“ und dann „Demo“ im Dialogfenster wählen. Wenn sich das PRM im Demonstrationsmodus befindet, zeigt die PRM-Modusanzeige das Demo-Symbol an. Ein Aggregat kann nicht abgefragt werden, wenn sich das PRM im Demonstrationsmodus befindet. Verlassen Sie den Demonstrationsmodus, bevor Sie versuchen, ein Aggregat abzufragen oder zu programmieren.

KOMMUNIKATION MIT AGGREGAT

Das PRM kommuniziert mit dem Aggregat über einen Programmierkopf.

Nachdem die Kommunikation mit dem Programmierkopf aufgebaut wurde, kann das PRM mit einigen Aggregatmodellen auch über die drahtlose ZIP-Telemetrie (Zwei-Wege-Hochfrequenzkommunikation) kommunizieren.

Telemetrie wird benötigt, um:

- Direkte Befehle vom PRM-System an das Aggregat zu übermitteln, wie:
  - ABFRAGEN
  - PROGRAMMIEREN
  - STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)
  - STAT-STIM (NOT-VVI)
  - THERAPIE ABLEITEN
- Parametereinstellungen des Aggregats zu modifizieren
- EP-Tests durchzuführen
- Diagnostiktests durchzuführen, wie:
  - Stimulationsimpedanztests
  - Stimulationsreizschwellentests
  - Intrinsische Amplitudentests

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Förråldrad version. Ej att använda.
Πεκιά εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Manuelle Reformierung der Kondensatoren durchzuführen

ZIP-Telemetrie

Die ZIP-Telemetrie ist eine drahtlose Zwei-Wege-Hochfrequenzkommunikation, über die verschiedene Aggregat-Modelle und das PRM-System miteinander kommunizieren können. Nachdem eine Telemetriesitzung mit dem Programmierkopf gestartet wurde, prüft der PRM die Telemetriefähigkeiten des Aggregats. Wenn der PRM feststellt, dass das Aggregat über ZIP-Telemetrie verfügt, wird eine entsprechende Meldung angezeigt und der Programmierkopf kann entfernt werden. Wenn nicht, muss die Sitzung mit dem Programmierkopf fortgesetzt werden.

Die ZIP-Telemetrie bietet folgende Vorteile gegenüber der herkömmlichen Kommunikation mit dem Programmierkopf:

- Die schnellere Datenübertragung sorgt dafür, dass weniger Zeit für die Aggregatabfrage benötigt wird

- Die drahtlose Datenübertragung über längere Distanzen (bis zu 3 Meter) ermöglicht es, während der Implantation auf den Einsatz des Programmierkopfs im sterilen Feld zu verzichten und dadurch das Infektionsrisiko zu reduzieren

- Während der gesamten Implantation kann eine Telemetrieverbindung aufrecht erhalten werden, sodass Aggregatperformance und Elektrodenintegrität ständig überwacht werden können

Unabhängig davon, ob die ZIP-Telemetrie eingesetzt wird, ist jederzeit eine Kommunikation mit dem Programmierkopf möglich.

Telemetriesitzung mit Programmierkopf starten

Gehen Sie folgendermaßen vor, um eine Kommunikationsverbindung mit dem Programmierkopf herzustellen:

1. Stellen Sie sicher, dass der Programmierkopf mit dem PRM-System verbunden ist und dass er während des gesamten Eingriffs zur Verfügung steht.
2. Halten Sie den Programmierkopf mit einem Abstand von höchstens 6 cm (2,4 Inch) über das Aggregat.
3. Jetzt können Sie das Aggregat über den PRM abfragen.
4. Bringen Sie den Programmierkopf über dem Aggregat in Position, wenn eine Kommunikation gewünscht ist.

ZIP-Telemetrie-Sitzung starten

Gehen Sie folgendermaßen vor, um eine Kommunikationsverbindung über ZIP-Telemetrie herzustellen:

1. Stellen Sie eine Kommunikationsverbindung mit dem Programmierkopf her. Achten Sie darauf, dass das Kabel des Programmierkopfes lang genug ist, um bei Bedarf sofort eine Kommunikation mit dem Aggregat über den Programmierkopf aufnehmen zu können.

2. Halten Sie den Programmierkopf in der beschriebenen Position, bis entweder eine Meldung erscheint, die besagt, dass Sie den Programmierkopf vom Aggregat entfernen können oder bis die Leuchte für die ZIP-Telemetrie am PRM -System leuchtet.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsolete. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Τελευταία εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Foreldet versjon. Skal ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Telemetriesitzung beenden

Klicken Sie auf die Schaltfläche „Ende Sitzung“, um die Telemetriesitzung zu beenden und in den Start-Bildschirm zurückzukehren. Es erscheint ein Dialogfenster, in dem Sie auswählen können, ob Sie die Sitzung beenden oder zur Sitzung zurückkehren möchten. Beim Beenden einer Sitzung bricht das PRM-System die Kommunikation mit dem Aggregat ab.

Sicherheit der ZIP-Telemetrie

Das Aggregat ist ein konformes Sende-/Empfangsgerät mit niedriger Leistung. Es kann durch RF-Signale abgefragt oder programmiert werden, die das spezifische ZIP-Telemetrie-Protokoll verwenden. Bevor das Aggregat auf RF-Signale antwortet, überprüft es, dass diese von einem ZOOMVIEW-System stammen. Es speichert, überträgt und empfängt individuell identifizierbare Gesundheitsinformationen in verschlüsseltem Format.

ZIP-Telemetrie ist möglich, wenn alle folgenden Bedingungen erfüllt sind:

- Die ZIP-Telemetrie für das PRM ist aktiviert
- Das Aggregat ist zur Radiofrequenz-Kommunikation in der Lage
- Der ZIP-Telemetriekanal steht zur Verfügung
- Das Aggregat befindet sich in Reichweite des PRM-Systems
- Das Aggregat hat den Explantationszeitpunkt noch nicht erreicht. Bitte beachten Sie, dass nach Erreichen des Explantationszeitpunkts insgesamt nur noch 1,5 Stunden ZIP-Telemetrie verfügbar sind
- Die Batteriekapazität des Aggregats ist nicht aufgebraucht

Um allen lokalen Kommunikationsvorschriften gerecht zu werden, sollte die ZIP-Telemetrie nicht benutzt werden, wenn das Aggregat sich außerhalb der normalen Betriebstemperatur von 20 °C bis 43 °C (68 °F bis 109 °F) befindet.

Die Kommunikation wird nur zwischen einem PRM und einem Aggregat gleichzeitig unterstützt. Wenn in der näheren Umgebung bereits ein PRM mit einem Aggregat kommuniziert, kann keine zweite Sitzung gestartet werden. In diesem Fall muss die Kommunikation über den Programmierkopf erfolgen.

Das PRM meldet Ihnen, wenn aufgrund anderer laufender Sitzungen keine ZIP-Telemetrie möglich ist.

RF-Signale im vom System genutzten Frequenzband können zu Störungen der ZIP-Telemetrieverbindung führen. Zu diesen Störsignalen gehören:

- Signale von anderen Aggregat-PRM-Systemen mit aktiven RF-Kommunikationssitzungen, nachdem die maximal zulässige Anzahl unabhängiger Sitzungen erreicht ist. Andere Aggregate und PRMs in der nahen Umgebung, die auch über ZIP-Telemetrie kommunizieren, können eine ZIP-Telemetriekommunikation verhindern.

- Störungen von anderen Radiofrequenzquellen.

VORSICHT: Hochfrequenzsignale von Geräten, die mit ähnlichen Frequenzen arbeiten wie das Aggregat, können die ZIP-Telemetrie bei der Abfrage oder Programmierung des Aggregats unterbrechen. Diese Hochfrequenzstörungen können minimiert werden, indem der Abstand zwischen dem störenden Gerät und dem PRM sowie dem Aggregat erhöht wird. Beispiele für Geräte, die Störungen verursachen können:

- Schnurlose Hörer oder Basisstationen von Funktelefonen
- Bestimmte Patientenüberwachungssysteme

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Utdaterad version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használható.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Durch Interferenz mit Radiofrequenzsignalen kann die ZIP-Telemetrieverbindung vorübergehend unterbrochen werden. Normalerweise stellt das PRM die ZIP-Verbindung wieder her, wenn die RF-Interferenz verschwindet oder schwächer wird. Da andauernde RF-Interferenz die ZIP-Telemetrieverbindung verhindern kann, ist das System so ausgerichtet, dass der Programmierknopf genutzt werden kann, wenn die ZIP-Telemetrie nicht möglich ist.

Wenn keine ZIP-Telemetrie möglich ist, kann die Kommunikation mit dem PRM über den Programmierkopf hergestellt werden. Das System liefert folgendes Feedback, um darauf hinzuweisen, dass keine ZIP-Telemetrie möglich ist:

- Die ZIP-Telemetrie-Anzeige am PRM erlischt
- Wenn Ereignismarker und/oder EGMs aktiviert sind, wird die Übertragung der Ereignismarker und/oder EGMs unterbrochen
- Wenn ein Befehl erteilt oder eine andere Aktion ausgelöst wurde, zeigt der PRM eine Meldung an, dass der Programmierkopf in Reichweite des Aggregats platziert werden sollte

Bei Telemetrie mit dem Programmierkopf arbeitet die ZIP-Telemetrie stetig – es kann kein Programmierschritt abgeschlossen werden, solange das Aggregat nicht den gesamten Programmierbefehl empfangen und bestätigt hat.

Es ist ausgeschlossen, dass das Aggregat aufgrund einer unterbrochenen ZIP-Telemetrie falsch programmiert wird. Unterbrechungen der ZIP-Telemetrie können durch RF-Signale verursacht werden, die bei ähnlichen Frequenzen arbeiten wie das Aggregat und stark genug sind, um mit der ZIP-Telemetrie-Verbindung zwischen dem Aggregat und dem Programmiergerät zu konkurrieren. Starke Störungen können zu Unterbrechungen oder Signalausfällen bei Echtzeit-EGMs führen. Wenn Befehle unterbrochen werden, gibt der PRM die Meldung aus, dass der Programmierkopf über dem Aggregat platziert werden muss. Die wiederholte Anzeige dieser Meldung kann auf das Vorliegen einer intermittierenden Interferenz hinweisen. Diese Situationen können durch eine andere Aufstellung des PRM oder die Benutzung des Programmierkopfs überbrückt werden. Die Aggregatfunktionen bzw. die Therapien werden dabei nicht unterbrochen.

HINWEIS: *Wenn sowohl ZIP- als auch Programmierkopftelemetrie verwendet werden (zum Beispiel Übergehen von der ZIP-Telemetrie zum Programmierkopf wegen Störungen), kommuniziert das Aggregat wenn möglich über ZIP-Telemetrie mit dem PRM. Wenn nur die Programmierkopftelemetrie verwendet werden soll, den Kommunikationsmodus (Zugriff erfolgt über die Taste „Dienstprogramme“) so einstellen, dass der Programmierkopf für jegliche Telemetrie verwendet wird.*

HINWEIS: *Um die Batterie zu schonen, wird die ZIP-Telemetriesitzung beendet, wenn die Verbindung zwischen dem Aggregat und dem PRM eine Stunde lang kontinuierlich (oder 73 Minuten, wenn sich das Aggregat bei der Abfrage im Lagerungsmodus befand). Wenn dieser Zeitraum verstrichen ist, muss der Programmierkopf verwendet werden, um die Verbindung zum Aggregat wiederherzustellen.*

HINWEIS: *Das Programmiergerät arbeitet in einem landesspezifischen Frequenzbereich. Das PRM bestimmt den vom Aggregat verwendeten ZIP-Frequenzbereich anhand des jeweiligen Modells. Wenn der Patient das Land verlässt, in dem sein Aggregat implantiert wurde, stimmen die ZIP-Frequenzbereiche von PRM und Aggregat möglicherweise nicht überein. In diesem Fall gibt das PRM die Meldung aus, dass keine ZIP-Telemetrie verwendet werden kann, das Aggregat des Patienten jedoch mit Hilfe des Programmierkopfes abgefragt werden kann. Wenn eine Abfrage im Ausland erforderlich ist, wenden Sie sich bitte an Boston Scientific (s. Adresse auf der Rückseite dieses Handbuchs).*

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versie niet gebruiken.
Παλαιά έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd inte.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Forældet version. Ikke brug.
Foreldet versjon. Bruk ikke.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Zastarałe wersja. Nie używać.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Versiunea nu este valabilă. Nu folosiți.
Versia nu este valabilă. Nu folosiți.

Abhilfe bei Störungen

Wenn der Abstand zur Störsignalquelle vergrößert wird, kann der ZIP-Telemetriekanal wieder verwendet werden. Zwischen der Störquelle (mit einem durchschnittlichen Ausgangswert von 50 mW oder weniger) und dem Aggregat wie auch dem PRM wird ein Mindestabstand von 14 m empfohlen.

Die ZIP-Telemetrieverbindung kann verbessert werden, indem die PRM-Antenne oder das PRM anders aufgestellt werden. Falls mit der ZIP-Telemetrie kein zufrieden stellendes Ergebnis erzielt wird, besteht die Möglichkeit, eine Telemetrieverbindung mit dem Programmierkopf aufzubauen.

Je nach Umgebung und Ausrichtung des PRM im Verhältnis zum Aggregat kann das System eine ZIP-Telemetrieverbindung über Entfernungen von bis zu 12 m aufrechterhalten. Um eine optimale ZIP-Telemetrieverbindung aufzubauen, darf die PRM-Antenne nicht weiter als 3 m vom Aggregat entfernt sein und müssen alle Hindernisse zwischen dem PRM und dem Aggregat beseitigt werden.

Wenn das PRM mindestens 1 Meter entfernt von Wänden oder metallischen Objekten aufgestellt und darauf geachtet wird, dass das Aggregat (vor der Implantation) nicht in direkten Kontakt mit metallischen Ablagekästen oder Gegenständen kommt, kann die Signalreflexion und/oder -blockierung reduziert werden.

Wenn dafür gesorgt wird, dass sich nichts zwischen PRM und Aggregat befindet (z. B. Geräte, Metallmöbel, Menschen oder Wände), kann die Signalqualität verbessert werden. Personen oder Objekte, die während einer ZIP-Telemetrie den Bereich zwischen dem PRM und dem Aggregat passieren, können eine kurze Unterbrechung der Kommunikation verursachen, was aber keinen Einfluss auf die Gerätefunktion oder die Therapie hat.

Die Zeit, die für eine Abfrage nach Aufbau der ZIP-Telemetrie benötigt wird, kann einen Hinweis darauf geben, ob Störquellen vorhanden sind. Wenn die Abfrage mit ZIP-Telemetrie weniger als 20 Sekunden dauert, sind höchstwahrscheinlich keine Störquellen in der Umgebung vorhanden. Abfragezeiten von mehr als 20 Sekunden (oder kurzzeitige Unterbrechungen von EGMs), deuten darauf hin, dass Störquellen vorhanden sein können.

INDIKATIONSBASIERTE PROGRAMMIERUNG (IBP)

IBP ist eine Funktion, die Ihnen gezielte Programmierempfehlungen auf Basis der klinischen Bedürfnisse und primären Indikationen des Patienten liefert.

IBP ist ein klinischer Ansatz für die Aggregat-Programmierung, dessen Entwicklung auf ärztlicher Erfahrung und Fallstudien basiert. Ziel der IBP ist es, den Nutzen für den Patienten zu vergrößern und dem Arzt Zeit zu sparen, indem grundlegende Programmier-Empfehlungen vorgeschlagen werden, die Sie nach Bedarf anpassen können. IBP zeigt systematisch die speziellen Funktionen für die klinischen Bedingungen, die Sie über die IBP-Oberfläche eingegeben haben. So können Sie die Möglichkeiten des Aggregats optimal ausnutzen.

IBP ist über die Registerkarte „Einstellungen“ auf dem Hauptbildschirm zugänglich (Abbildung 1-2 auf Seite 1-13).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No pasa utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Πάλαιά εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Versioon aegunud. Mitte kasutada.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Elavanemad versioon. Mitte kasutada.
Elavuldunut versio. Ei käytä.
Versjon utgått. Skal ikke benyttes.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavuldunud versioon. Mitte kasutada.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

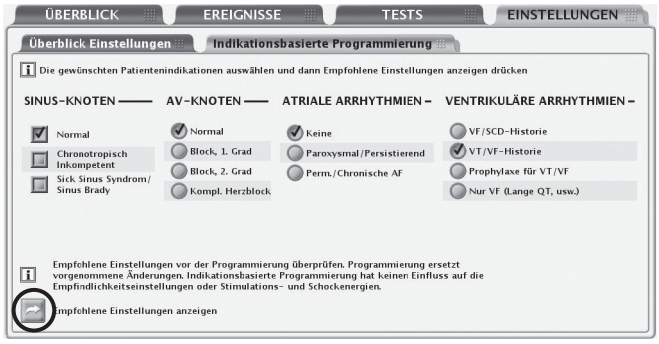


Abbildung 1-2. Bildschirm Indikationsbasierte Programmierung

Die Indikationen sind in übergeordnete Kategorien zusammengefasst (siehe obige Abbildung). Die Therapievorschläge in den Kategorien werden nachfolgend genauer beschrieben:

- Sinus-Knoten
  - Wenn „Normal“ ausgewählt ist, wird vorgeschlagen, intrinsische atriale Ereignisse zuzulassen und eine CRT-Stimulation vorzusehen.
  - Wenn „Chronotropisch Inkompetent“ ausgewählt wird, wird die Abgabe einer frequenzadaptiven CRT-Stimulation vorgeschlagen.
  - Wenn „Sinusknotensyndrom“ ausgewählt wird, wird die Abgabe einer unterstützenden atrialen Stimulation und einer CRT- Stimulation vorgeschlagen.
- AV-Knoten
  - Die Vorschläge betreffen die nominellen Einstellungen für die „AV-Verzögerung bei Stimulation“ und die „AV-Verzögerung bei Detektion“. Die Funktion „SmartDelay Optimierung“ kann zur Anpassung der AV-Verzögerung verwendet werden.

HINWEIS: *Die gewählten Einstellungen für AF und Sinusknoten können den empfohlenen Wert für die Einstellung des AV- Knotens beeinflussen.*

- Atriale Arrhythmien
  - Wenn „Paroxysmal/Persistierend“ ausgewählt wird, soll das Tracking atrialer Arrhythmien dadurch verhindert werden, dass ATR Mode Switch verwendet wird, wenn ein Zweikammer-Stimulations-Modus vorgeschlagen wird.
  - Wenn „Permanent/Chronische AF“ gewählt ist, wird die Abgabe frequenzadaptiver CRT-Stimulation vorgeschlagen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No usar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Τωρινή εκδοχή. Μην την χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Anvend ikke.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet versjon. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Ventrikuläre Arrhythmien
  - Wenn „VF/SCD-Historie“ oder „Prophylaxe für VT/VF“ ausgewählt wird, wird eine 2-Zonen-Konfiguration mit folgenden Frequenzschwellen und Therapien vorgeschlagen:
    - 180 min^{-1} für die VF-Zone mit QUICK CONVERT ATP und „Maximale Schockenergie“ aktiviert
    - 160 min^{-1} für die VT-Zone mit Therapie deaktiviert (Nur Überwachung)
  - Wenn „VT/VF-Historie“ ausgewählt wird, wird eine 2-Zonen-Konfiguration mit folgenden Frequenzschwellen und Therapien vorgeschlagen:
    - 200 min^{-1} für die VF-Zone mit QUICK CONVERT ATP und „Maximale Schockenergie“ aktiviert
    - 160 min^{-1} für die VT-Zone mit „ATP“ und „Maximale Schockenergie“ aktiviert
    - „Onset/Stabilität“ aktiviert
  - Wenn „Nur VF“ ausgewählt wird, wird eine einzelne VF-Zone ab 220 min^{-1} vorgeschlagen, in der Schocks mit nur „Maximaler Energie“ aktiviert sind.

Nach Auswahl der entsprechenden Patientenindikationen klicken Sie auf „Empfohlene Einstellungen anzeigen“, um eine Übersicht der Programmierempfehlungen anzusehen (Abbildung 1-3 auf Seite 1-14).

HINWEIS: *Sie müssen sich die empfohlenen Einstellungen ansehen, bevor Sie sie programmieren können. Mit der Funktion „Empfohlene Einstellungen anzeigen“ können Sie die Einstellungen ansehen, die auf Basis der ausgewählten Indikationen vorgeschlagen werden. Die Anzeige der empfohlenen Einstellungen überträgt keine der geplanten (also noch nicht programmierten) Parameteränderungen. Nachdem Sie die empfohlenen Einstellungen angesehen haben, können Sie wählen, ob Sie diese programmieren oder ablehnen möchten. Wenn Sie die empfohlenen Einstellungen ablehnen, werden Ihre bisherigen Einstellungen wieder hergestellt. Wenn Sie die empfohlenen Einstellungen programmieren, werden alle zuvor geplanten Parameteränderungen überschrieben, außer Empfindlichkeit und Therapieabgaben, die nicht über IBP programmiert werden können.*

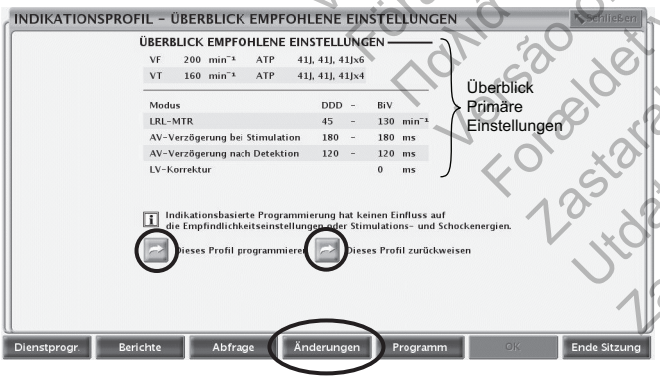


Abbildung 1-3. Bildschirm Überblick empfohlene Einstellungen

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ ξεπερασμένη έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foreldet version. Ikke bruk.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Der Bildschirm „Überblick empfohlene Einstellungen“ zeigt die wichtigsten Programmierempfehlungen. Weitere Einzelheiten über alle geänderten Parameter werden angezeigt, wenn Sie die Schaltfläche „Änderungen“ aus der Werkzeugleiste wählen. Sie können die empfohlenen Einstellungen programmieren oder ablehnen, solange die Telemetrieverbindung aktiv ist:

- Programmieren – Schaltfläche „Dieses Profil programmieren“ wählen, um die vorgeschlagenen Einstellungen zu übernehmen.
- Ablehnen – Schaltfläche „Dieses Profil zurückweisen“ wählen, um die vorgeschlagenen Einstellungen zu verwerfen; danach erscheint der IBP-Hauptbildschirm, ohne dass Änderungen erfolgt sind.

MANUELLE PROGRAMMIERUNG

Mit den Steuerelementen der manuellen Programmierung (beispielsweise Schieber und Menüs) können Sie die Programmeinstellungen des Aggregats gezielt anpassen.

Die Steuerelemente der manuellen Programmierung befinden sich auf der Registerkarte „Überblick Einstellungen“, auf die Sie von der Registerkarte „Einstellungen“ aus zugreifen können oder die Sie durch Auswahl der Schaltfläche „Überblick Einstellungen“ auf der Registerkarte „Überblick“ öffnen können. Weitere Informationen und Anweisungen zur manuellen Programmierung finden Sie unter den jeweiligen Funktionen in diesem Handbuch. Siehe auch "Programmierbare Optionen" auf Seite A-1 für eine detaillierte Auflistung aller verfügbaren Einstellungen.

THERAPIE ABLEITEN

Wenn das Aggregat auflädt, um einen Schock abzugeben, kann diese Schockabgabe an den Patienten abgebrochen werden. Wenn das passiert, wird der Schock nicht zur Gesamtanzahl von Schocks gezählt, die während einer Episode abgegeben wurden. Wenn eine Redetektion erfolgt und eine weitere Schocktherapie erforderlich ist und wenn laut Therapieplan noch Schocks zur Verfügung stehen, lädt das Aggregat erneut auf, um den nächsten Schock abzugeben.

Wenn die Taste THERAPIE ABLEITEN gedrückt wird, kann die ATP-Therapie auch während eines Bursts abgebrochen werden. Wenn eine Redetektion erfolgt, wird das ATP-Schema nicht erneut verwendet, sondern die nächste programmierte Therapie in Folge wird gestartet.

1. Wenn nicht bereits eine Sitzung läuft, Programmierkopf in Reichweite des Aggregats halten und eine Kommunikationssitzung starten.

2. Taste THERAPIE ABLEITEN drücken. Es erscheint eine Meldung darüber, dass die Therapieableitung erfolgt.

3. Bei Verwendung des Programmierkopfs behalten Sie die Position bei, bis das Meldungsfenster verschwindet und so anzeigt, dass der Schock abgeleitet wurde. Wenn der Programmierkopf vorzeitig weg bewegt wird (Unterbrechung der Telemetrieverbindung), kann es sein, dass das Aggregat weiter lädt, und den Schock abgibt.

HINWEIS: *Zwischen dem Ende der Aufladung und Abgabe des Schocks besteht eine Verzögerung von 500 ms. In dieser Zeit kann der Befehl THERAPIE ABLEITEN noch gegeben werden. Nach Ablauf dieses Zeitfensters kann der Schock möglicherweise auch mit dem Befehl THERAPIE ABLEITEN nicht mehr abgebrochen werden.*

Über die Taste THERAPIE ABLEITEN kann jeder laufende Diagnostiktest beendet und der Elektrokauter-Schutzmodus deaktiviert werden (Behalten Sie die Position des Programmierkopfes bei, bis die Ableitfunktion beendet ist, um eine Unterbrechung des Ableitbefehls zu vermeiden).

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Τοπικά εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versiyon obsolete. Kullanmayın.
Versjon utgått. Skal ikke brukes.
Foraeldet version. Må ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használja!
Versja foreldet. Ikke bruk.
Versiya köhnəlib. Istifadə etmə.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.
Versiunea este depăşită. Nu folosiţi.

STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)

Eine nicht programmierbare Notdefibrillation (STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)) mit maximaler Energie kann jederzeit während einer Programmiersitzung an den Patienten abgegeben werden. STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) kann immer abgegeben werden, unabhängig davon, welcher Tachy-Modus im Aggregat programmiert ist. Diese Funktion beeinflusst die programmierten Schocksequenzen nicht (Schocks mit niedrigerer Energie können nach einem STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) abgegeben werden) und zählen in der entsprechenden Episode nicht zur Gesamtanzahl von Schocks in der Therapiesequenz. Die Schockenergie bei STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) erfolgt mit maximaler Energie in der programmierten Polarität und Impulsform; STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) ist immer ein Comitted Schock (verbindlich abzugebender Impuls), unabhängig von den programmierten Parametern.

1. Wenn nicht bereits eine Sitzung läuft, Programmierkopf in Reichweite des Aggregats halten.

2. Taste „STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)“ drücken. Es erscheint eine Meldung mit Informationen über den Schock und Anweisungen für die Abgabe des Schocks.

3. Die Taste „STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)“ noch einmal drücken, um den Schock abzugeben. Es erscheint eine andere Meldung mit dem Hinweis, dass ein STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) erfolgt. Die Meldung verschwindet nach Abgabe des Schocks.

4. Weitere STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)s mit hoher Energie können abgegeben werden, indem die oben beschriebenen Schritte wiederholt werden.

HINWEIS: *Der STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) kann durch Drücken der Taste THERAPIE ABLEITEN abgebrochen werden.*

HINWEIS: *Wenn der Tachy-Modus auf „Nur Überwachung“ oder „Überwachung + Therapie“ programmiert ist, wird nach der Abgabe des STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)s die Post-Schock-Redetektion gestartet (die anfänglichen Detektionskriterien und Funktionen zur Detektionsverbesserung werden nicht verwendet). Wenn der Tachy-Modus auf „Überwachung + Therapie“ programmiert ist, und die Redetektion bestimmt, dass eine weitere Therapie erforderlich ist, wird die programmierte Therapiesequenz wieder aufgenommen oder gestartet, einschließlich ATP und/oder Schocks mit niedriger Energie.*

STAT-STIM (NOT-VVI)

Die Bradykardie-Notstimulation stellt mit Hilfe des Befehls STAT-STIM (NOT-VVI) die Bradykardiefunktion auf Parameter, die eine effektive Stimulation gewährleisten sollen.

1. Wenn nicht bereits eine Sitzung läuft, Programmierkopf in Reichweite des Aggregats halten.

2. Taste STAT-STIM (NOT-VVI) drücken. Es erscheint eine Meldung, die die STAT-STIM (NOT-VVI)-Werte zeigt.

3. Taste STAT-STIM (NOT-VVI) ein zweites Mal drücken. Eine Meldung bestätigt die Durchführung von STAT-STIM (NOT-VVI) und beinhaltet die STAT-STIM (NOT-VVI)-Werte.

4. Schaltfläche „Schließen“ im Dialogfenster anklicken.

5. Um die STAT-STIM (NOT-VVI)-Notfallstimulation abzubrechen, muss das Aggregat neu programmiert werden.

HINWEIS: *STAT-STIM (NOT-VVI) beendet den Elektrokauter-Schutzmodus.*

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No puede utilizarse.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Föråldrad version. Inte avsedd att användas.
Παλιά έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepovezivati.
Elavult verzió. Nem használható.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

VORSICHT: Wenn ein Aggregat auf STAT-STIM (NOT-VVI) programmiert ist, stimuliert es so lange mit Hochenergie-STAT-STIM-Werten, bis es umprogrammiert wird. Der Einsatz von STAT-STIM-Parametern (Notfallparameter) verkürzt aller Voraussicht nach die Funktionsdauer des Geräts.

Die STAT-STIM (NOT-VVI)-Parameterwerte sind nachstehend aufgelistet (Tabelle 1-2 auf Seite 1-17).

Tabelle 1-2. STAT STIM (NOT-VVI) Parameterwerte

Parameter	Werte
Modus	VVI
Untere Grenzfrequenz	60 min^{-1}
Intervall	1.000 ms
Stimulierte Kammer	BiV
Amplitude	7,5 V
Impulsdauer	1,0 ms
Refraktärzeit nach Stimulation	250 ms
Post-Schock-Stimulation	VVI

DATENMANAGEMENT

Mit dem PRM-System können Sie Patienten- und Aggregatdaten ansehen, ausdrucken, speichern oder abrufen. In diesem Abschnitt werden die Fähigkeiten des PRM-Datenmanagementsystems genauer beschrieben.

Patienteninformationen

Informationen über Patienten können im Gerätespeicher abgelegt werden. Diese Informationen sind über das Patientensymbol im Bildschirm „Überblick“ zugänglich. Die Informationen umfassen u. a.:

- Patienten- und Arztdaten
- Seriennummer des Aggregats
- Datum der Implantation
- Elektrodenkonfigurationen
- Testergebnisse bei Implantation

Die Informationen können jederzeit durch Abfragen des Aggregats abgerufen und auf dem PRM-Bildschirm angezeigt oder als Bericht ausgedruckt werden.

Datenspeicherung

Mit dem PRM können Sie Aggregatdaten auf der Festplatte des PRM oder einer Datendiskette speichern. Auf dem PRM gespeicherte Daten können auch auf einen USB-Stick übertragen werden.

Es werden u. a. folgende Aggregatdaten gespeichert:

- Therapiespeicher
- Programmierte Parameterwerte
- Trendverlauf-Werte
- HRV

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Föråldrad version. Inte gebruiken.
Πρωϊμή ΣΚΟΟΠ. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Histogramm Stimulations-/Detektionszähler

Taste „Dienstprogramme“ und anschließend Registerkarte „Datenspeicherung“ wählen, um auf folgende Optionen zugreifen zu können:

- Diskette lesen – mit dieser Funktion können Aggregatdaten abgerufen werden, die auf einer Diskette gespeichert sind.

- Alles speichern – mit dieser Funktion können Aggregatdaten entweder auf einer Diskette (Diskette muss eingelegt sein) oder auf der Festplatte des PRM (wenn keine Diskette erkannt wird) gespeichert werden. Auf einer Diskette gespeicherte Daten können mit der oben beschriebenen Option „Diskette lesen“ abgerufen werden. Auf dem PRM gespeicherte Daten können gelesen, gelöscht oder vom Ausgangsbildschirm des PRM auf einen USB-Stick übertragen werden. Berichte stehen als PDF-Dateien zur Verfügung. Weitere Informationen sind der PRM-Gebrauchsanweisung zu entnehmen.

  HINWEIS: *Während die Daten gespeichert werden, zeigt eine Meldung auf der rechten Seite des Systemstatusbildschirms an, wo die Daten gespeichert werden.*

Beim Speichern und Abrufen von Aggregatdaten sollte Folgendes bedacht werden:

- Auf dem PRM können maximal 400 verschiedene Patientendatensätze gespeichert werden. Wenn ein Aggregat abgefragt wird, überprüft das PRM, ob für das Aggregat bereits ein Datensatz besteht oder ob ein neuer Datensatz angelegt werden muss. Wenn ein neuer Datensatz erforderlich ist und bereits 400 Datensätze im PRM gespeichert sind, wird der älteste Datensatz gelöscht, um Platz für den neuen Patientendatensatz zu schaffen.

- Wenn Sie die Aggregate mehrerer Patienten abfragen, achten Sie darauf, für jeden Patienten eine neue Sitzung zu starten.

- Stellen Sie sicher, dass Sie alle Aggregatdaten auf eine Diskette oder einen USB-Stick gespeichert haben, bevor Sie ein PRM an Boston Scientific einschicken, da alle Patienten- und Aggregatdaten vom PRM gelöscht werden.

- Um die Datenschutzrechte der Patienten zu gewährleisten, werden die Aggregatdaten verschlüsselt, bevor sie auf transportable Medien übertragen werden.

Datenspeicher

Mit dem Dienstprogramm „Gerätespeicher“ können Sie Daten aus dem Gerätespeicher abrufen, speichern und ausdrucken, die für die Nutzung durch einen Außendienstmitarbeiter von Boston Scientific für klinische Zwecke und zur Fehlersuche bestimmt sind. Dieses Dienstprogramm sollten Sie nur dann anwenden, wenn Sie von einem Boston Scientific-Außendienstmitarbeiter dazu aufgefordert werden. Digitale Medien mit Daten aus dem Gerätespeicher enthalten geschützte Gesundheitsinformationen und sind daher gemäß den jeweiligen Datenschutzbestimmungen zu behandeln.

HINWEIS: *Verwenden Sie die Registerkarte „Datenspeicherung“, um auf die Aggregatdaten für medizinische Zwecke zuzugreifen ("Datenspeicherung" auf Seite 1-17).*

Drucken

PRM-Berichte können auf dem integrierten Drucker oder auf einem angeschlossenen externen Drucker ausgedruckt werden. Wählen Sie die Schaltfläche „Bericht“ und dann aus den folgenden Kategorien den Bericht, den Sie ausdrucken möchten:

- Berichte zur Nachkontrolle
- Sonstige Berichte

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No pasa utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιά εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Bør ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

- Weitere Berichte (einschließlich Aggregateinstellungen, Patientendaten und andere Informationen)

SICHERHEITSMODUS

Das Aggregat ist mit einem speziellen Sicherheitsschaltkreis (Safety Core) ausgestattet, der für die Abgabe lebenserhaltender Therapien sorgt, wenn gewisse nicht behebbare oder wiederholte Betriebsstörungen auftreten, die ein Reset des Systems auslösen. Diese Arten von Betriebsstörungen weisen auf ein Versagen bestimmter Komponenten in der Zentralprozessoreinheit (CPU), einschließlich im Mikroprozessor, Programmcode und Systemspeicher, des Aggregats hin. Der Sicherheitsschaltkreis (Safety Core), der eine minimale Hardware (d. h. unipolare Elektrodenkonfiguration) verwendet, arbeitet unabhängig und dient als Backup für diese Komponenten.

Safety Core (der Sicherheitsschaltkreis) überwacht das Aggregat auch bei normaler Stimulation; wenn keine normale Stimulation abgegeben wird, gibt Safety Core (der Sicherheitsschaltkreis) einen Auslösestimulus ab, und es wird ein System-Reset initiiert.

Wenn das Aggregat innerhalb von 48 Stunden dreimal neu gestartet wird, schaltet es in den Sicherheitsmodus um. In diesem Fall muss das Gerät ausgetauscht werden. Außerdem passiert Folgendes:

- Das Aggregat gibt alle sechs Stunden 16 Pieptöne ab. Dieses Piepen wird nach der Abfrage des Aggregats mit einem PRM deaktiviert.
- Bei aktivem Sicherheitsmodus ist keine Kommunikation via ZIP-Telemetrie mit dem PRM möglich. Stattdessen muss der Programmierkopf verwendet werden.
- LATITUDE-Fernüberwachung ist nicht verfügbar.
- Bei der Abfrage wird ein Warnbildschirm eingeblendet, der darauf hinweist, dass sich das Aggregat im Sicherheitsmodus befindet, und Sie auffordert, sich mit Boston Scientific in Verbindung zu setzen.

Backup-Herzschrittmacher

Der Sicherheitsmodus bietet biventrikuläre Stimulation mit folgenden festen Parametern:

- Brady-Modus – VVI
- LRL – 72,5 min^{-1}
- Impulsamplitude – 5,0 V
- Impulsdauer – 1,0 ms
- Rechtsventrikuläre Refraktärzeit (RVRP) – 250 ms
- Rechtsventrikuläre Empfindlichkeit – AGC 0,25 mV
- RV-Elektrodenkonfiguration – Unipolar
- Ventr. Stimulations-Kammer – BiV
- LV-Korrektur – 0 ms
- LV-Elektrodenkonfiguration – Unipolar (LVSp.>>Geh.)
- Störreaktion – VOO
- Post-Schock-Stimulationsverzögerung – 3 s

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλαιός κόδικας. Μην χρησιμοποιείτε
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Bruges ikke.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Backup-Defibrillator

Wenn der Sicherheitsmodus aktiviert ist, wird der Tachy-Modus automatisch auf „Überw. + Therapie“ programmiert, um eine einzige Zone für die Tachyarrhythmie-Detektion und –Therapie zu aktivieren. Der Tachy-Modus kann im Sicherheitsmodus noch auf „Aus“ programmiert werden.

HINWEIS: *Wenn im Sicherheitsmodus weitere Betriebsstörungen detektiert werden, wird die Tachyarrhythmie-Therapie deaktiviert.*

Im Sicherheitsmodus ist die Tachyarrhythmie-Therapie auf die Abgabe von 5 Schocks mit maximaler Energie pro Episode begrenzt.

Die Parameter für die Tachyarrhythmiedetektion und –therapie sind wie folgt festgelegt:

- VF-Frequenzschwelle – 165 ppm
- Dauer – 1 s
- Schockpolarität – Anfänglich
- Schock-Impulsform – biphasisch
- Schockvektor – V-TRIAD

Bei Magnetanwendung wird die Therapieabgabe sofort inhibiert, obwohl das Aufladen eventuell fortgesetzt wird. Nachdem der Magnet 1 Sekunde lang aufgelegt wurde, wird die Therapie abgeleitet und die Detektion inhibiert. Damit die Detektion fortgesetzt wird, muss der Magnet 2 Sekunden lang entfernt werden. Der Sicherheitsmodus deaktiviert auch das normale Piepverhalten nach Magnetanwendung.

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

TACHYARRHYTHMIEDETEKTION

KAPITEL 2

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- "Aggregat-Modus" auf Seite 2-2
- "Frequenzdetektion" auf Seite 2-3
- "Ventrikuläre Detektion" auf Seite 2-6

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

AGGREGAT-MODUS

Mit dem Aggregat-Modus können Sie das Aggregat auf den gewünschten Therapie- und Detektionstyp programmieren.

Ventrikulärer Tachy-Modus

Der Ventrikuläre Tachy-Modus steuert die Verfügbarkeit der Detektions- und Therapiefunktionen im Ventrikel (Tabelle 2-1 auf Seite 2-2).

Der Ventrikuläre Tachy-Modus kann auf folgende Einstellungen programmiert werden:

- Aus – deaktiviert die ventrikuläre Tachyarrhythmieerkennung und automatische ventrikuläre Therapieabgabe. Diese Einstellung ist sinnvoll während der Implantation und Explantierung, wenn Elektroden an das Aggregat angeschlossen oder vom Aggregat getrennt werden.

- Nur Überwachung – aktiviert die Detektion und Aufzeichnung des ventrikulären Tachyarrhythmieverlaufs, gibt aber nicht automatisch eine Therapie an den Patienten ab. Diese Einstellung ist unter kontrollierten Bedingungen hilfreich, z. B. bei EP-Tests, Belastungstests und unmittelbar postoperativ, wenn eine alternative Therapie (z. B. mit externem Defibrillator) verfügbar ist.

- Überwachung + Therapie – bietet alle ventrikulären Detektions- und Therapieoptionen.

Tabelle 2-1. Verfügbarkeit der Aggregatfunktionen in den ventrikulären Tachymodus-Einstellungen

Funktionen des Aggregats	Ventrikulärer Tachy-Modus		
	Aus	Nur Überwachung	Überwachung + Therapie
Frequenzdetektion	X[a]	X	X
Bradykardiestimulation	X	X	X
Ventrikuläre Detektion/Therapieverlauf	X[b]	X	X
STAT-DEFIB (NOT SCHOCK)	X	X	X
STAT-STIM (NOT-VVI)	X	X	X
Echtzeit-EGM mit Markerannotationen	X	X	X
Ventrikuläre Tachyarrhythmiedetektion		X	X
Befohlene ventrikuläre ATP		X	X[c]
Ventrikulärer befohlener Schock		X	X
Ventrikulärer EP-Test		X[d]	X[d]
Automatische ventrikuläre Tachyarrhythmietherapie			X

a. Um eine ventrikuläre Detektion bei deaktiviertem ventrikulärem Tachy-Modus zu erreichen, muss ein Brady-Modus mit ventrikulärer Detektion eingestellt sein.
b. Während der Programmierung auf „Aus“ speichert das Aggregat nur STAT-DEFIB im Therapieverlauf.
c. Wenn der ventrikuläre Tachy-Modus auf „Überwachung + Therapie“ programmiert ist, muss der „EP Temporär V-Modus“ auf „Nur Überwachung“ programmiert sein, um befohlene ventrikuläre ATP nutzen zu können.
d. Nicht alle Arten von EP-Tests sind in jedem Modus verfügbar.

Elektrokauter-Schutzmodus

Der Elektrokauter-Schutzmodus bietet asynchrone Stimulation an der LRL mit programmierten Stimulations-Energien. Die Tachyarrhythmie-Detektions- und -Therapiefunktionen sind deaktiviert.

Wenn der Elektrokauter-Schutzmodus aktiviert ist, schaltet der Brady-Modus in einen XOO-Modus um (wobei X durch den programmierten Brady-Modus bestimmt wird). Die anderen Stimulationsparameter bleiben in den programmierten Einstellungen (einschließlich Stimulations-Energie). Wenn der Brady-Modus vor der Aktivierung des

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Zastarana verzija. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Elektrokauter-Schutzmodus deaktiviert war, bleibt er während des Elektrokauterschutzes deaktiviert. Wenn der Elektrokauter-Schutzmodus aktiviert ist, benötigt er keine konstante Telemetrie, um aktiv zu bleiben.

Wenn der Elektrokauter-Schutzmodus wieder deaktiviert wird, kehren folgende Modi auf die vor der Aktivierung programmierten Einstellungen zurück:

- Ventrikulärer Tachy-Modus
- Brady-/CRT-Modus

Nach dem Versuch, den Elektrokauter-Schutzmodus zu aktivieren, überprüfen, ob auf dem Bildschirm des PRM eine Meldung bestätigt, dass der Elektrokauter-Schutzmodus aktiv ist.

Mit Ausnahme von STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) und STAT-STIM (NOT-VVI) können im Elektrokauter-Schutzmodus keine befohlenen Therapien, Induktionen oder Diagnostiktests durchgeführt und keine Berichte ausgedruckt werden.

Während das Aggregat im Elektrokauter-Schutzmodus ist, hat eine Magnetanwendung keine Auswirkungen auf den Tachy-Modus.

Im Elektrokauter-Schutzmodus wird biventrikuläre Stimulation mit auf null programmierter LV-Korrektur abgegeben, wenn das Aggregat auf einen ventrikulären Modus programmiert ist.

Der Elektrokauter-Schutzmodus wird folgendermaßen aktiviert/deaktiviert:

1. Die Schaltfläche „Tachy-Modus“ oben auf dem PRM-Bildschirm wählen.
2. Kontrollkästchen für die Aktivierung des Elektrokauter-Schutzmodus wählen.
3. Schaltfläche „Änderungen übernehmen“ anklicken, um den Elektrokauter-Schutzmodus zu aktivieren. Ein Dialogfenster zeigt an, dass der Elektrokauter-Schutzmodus aktiv ist.
4. Wählen Sie die Schaltfläche „Elektrokauter-Schutzmodus deaktivieren“ im Dialogfenster, um in den zuvor programmierten Modus zurückzukehren. Der Elektrokauter-Schutzmodus kann auch über die Tasten STAT DEFIB (NOT-SCHOCK), STAT-STIM (NOT-VVI) oder „Therapie ableiten“ auf dem PRM deaktiviert werden.

FREQUENZDETEKTION

Die Frequenzdetektion ist für alle Detektionsentscheidungen von größter Bedeutung. Das Aggregat nutzt folgende Quellen, um die Herzzykluslänge zu bestimmen:

- Bipolare Elektroden im Vorhof und dem rechten Ventrikel.
- Einen Detektionsschaltkreis mit automatischer Verstärkungsanpassung zur Frequenzdetektion. Dieser Schaltkreis stellt eine angemessene Frequenzdetektion sicher, indem er sich verändernde und abnehmende Signalamplituden kompensiert.

Bei Entscheidungen für CRT und Bradykardietherapie wird die Frequenzdetektion auf der Grundlage von rechtsventrikulär detektierten und ventrikulär stimulierten Ereignissen bestimmt.

Berechnung der Frequenzen und Refraktärzeiten

Das Aggregat berechnet die Frequenz auf einer Basis von Intervall zu Intervall. Nach einer detektierten Depolarisation wird eine Zykluslänge gemessen und mit den programmierten Detektionsparametern verglichen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. Nao usar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavunut versio. Ei käytössä.
Versiune expirată. Nu folosiți.
Versjon er utgått. Nie używać.

Das Aggregat verwendet Refraktärzeiten nach stimulierten und detektierten intrinsischen Ereignissen; intrinsische Ereignisse, die in diese Zeiträume fallen, werden für Detektionszwecke ignoriert. Die Refraktärzeiten können zusammen mit den Störschutzfenstern verhindern, dass eine unerwünschte Therapie abgegeben wird, wenn nicht physiologische Signale detektiert werden. Die nicht programmierbaren Refraktärzeiten betragen:

- 85 ms atriale Refraktärzeit nach einem atrial detektierten Ereignis
- 150 ms atriale Refraktärzeit nach atrialer Stimulation im DDD(R)- und DDI(R)-Modus
- 135 ms RV-Refraktärzeit nach einem RV-detektierten Ereignis
- 135 ms Refraktärzeit nach einer Kondensatoraufladung (die Detektion wird in allen Kammern ignoriert)
- 500 ms Refraktärzeit nach Schockabgabe (die Detektion wird in allen Kammern ignoriert)

Ventrikuläre Frequenzschwellenwerte und Zonen

Das Aggregat vergleicht jedes detektiertes RV-Herzzyklus-Intervall mit dem programmierten ventrikulären Tachyarrhythmiefrequenz-Schwellenwert.

Eine ventrikuläre Tachyarrhythmiezone umfasst eine Reihe von Herzfrequenzen, die durch mindestens einen programmierten ventrikulären Tachyarrhythmiefrequenz-Schwellenwert definiert sind. Sie können 1 bis 3 ventrikuläre Tachyarrhythmiezonen programmieren, von denen jede einem getrennten Therapieplan folgt (Tabelle 2-2 auf Seite 2-4, Abbildung 2-1 auf Seite 2-4).

Tabelle 2-2. Nominelle Werte für ventrikuläre Frequenzschwellenwert-Konfigurationen

Ventrikuläre Zonenkonfiguration	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
1 Zone	– –	– –	200 min^{-1}
2 Zonen	– –	160 min^{-1}	200 min^{-1}
3 Zonen	140 min^{-1}	160 min^{-1}	200 min^{-1}

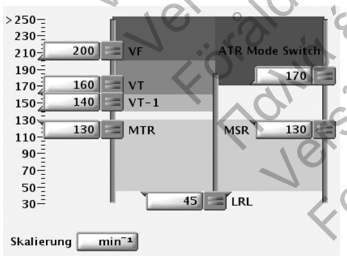


Abbildung 2-1. Ventrikuläre Tachy-Detektionseinstellungen

- Frequenzschwellenwerte benachbarter Zonen müssen sich um mindestens 20 min^{-1} unterscheiden
- Der niedrigste ventrikuläre Tachyarrhythmiefrequenz-Schwellenwert muss mindestens 5 min^{-1} höher sein als MTR, MSR und MPR
- Der niedrigste ventrikuläre Tachyarrhythmiefrequenz-Schwellenwert muss mindestens 15 min^{-1} höher sein als die LRL

CRT-Abgabezone und Tachyarrhythmiezonen

Die Therapieabgabe des Aggregats wird je nach Herzfrequenz in Zonen eingeteilt.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωϊμη εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Die CRT-Abgabezone, also der Bereich, über den die CRT abgegeben wird, wird anhand der programmierten LRL und MTR/MSR/MPR festgelegt.

- Die Tachyarrhythmiezonen werden von der unteren Frequenzgrenze der untersten Tachyarrhythmiezone begrenzt. Es können keine CRT- und Tachyarrhythmiezonen programmiert werden, die sich überlappen. Zwischen dem oberen Grenzwert der Zone für die CRT-Abgabe und dem Grenzwert für die unterste Tachyarrhythmiezone muss ein Abstand von mindestens 5 min^{-1} bestehen.

Verwendung atrialer Informationen

Die atriale Frequenz kann für folgende Vorgänge eingesetzt werden:

- Inhibieren der ventrikulären Therapie bei Vorliegen von Vorhofflimmern oder Vorhofflattern
- Übergehen der Inhibitoren für die ventrikuläre Therapie, wenn die ventrikuläre Frequenz höher als die atriale Frequenz ist

Das Aggregat reagiert auf atriale Detektion, unabhängig davon, ob eine atriale Elektrode implantiert ist oder nicht.

Es kann klinische Situationen geben, in denen Informationen über die atriale Elektrode nicht hilfreich sind (z. B. chronisches Vorhofflimmern, defekte oder dislozierte atriale Elektrode, Verschlussstecker im atrialen Anschluss).

VORSICHT: Wenn keine atriale Elektrode implantiert wird (Anschluss mit einem Verschlussstecker verschlossen) oder wenn eine atriale Elektrode aufgegeben wurde, aber im Anschluss verbleibt, muss die Programmierung des Aggregats der Anzahl und Art der tatsächlich verwendeten Elektroden entsprechen.

Wenn keine atriale Elektrode verwendet wird, beachten Sie die folgenden Programmierempfehlungen, um ein adäquates Geräteverhalten sicherzustellen:

- Atriale Elektrode auf „Aus“ programmieren, um atriale Detektion zu verhindern und den Anstieg der atrialen Zähler zu minimieren.

  HINWEIS: *Es sollte kein atrialer EP-Test durchgeführt werden, wenn die atriale Elektrode auf „Aus“ programmiert ist.*

- Brady-Modus auf VVI oder VVI(R) programmieren, um atriale Stimulation zu verhindern und sicherzustellen, dass atriale Informationen nicht dazu verwendet werden, die Brady-Stimulation zu steuern.

- Die folgenden Kriterien zur ventrikulären Detektionsverbesserung auf „Aus“ programmieren, um sicherzustellen, dass keine Therapieentscheidungen aufgrund von atrialen Informationen getroffen werden:

  – Anfängliche und Post-Schock-V Frequenz > A Frequenz (für Onset/Stabilität)
  – Anfängliche und Post-Schock-AFib Frequenzgrenze (für Onset/Stabilität)
  – Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung (für Rhythm ID)

  HINWEIS: *Sie sollten auch die Stabilitätseinstellungen prüfen und ggf. anpassen.*

- Atriale intrinsische Amplitude und Atriale Stimulationsimpedanz der täglichen Elektrodenmessungen auf „Aus“ stellen, um die atriale Diagnostik (z. B. atriale Amplitude und Impedanz) zu deaktivieren.

Outdated version. Do not use
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilize
Forældet version. Ikke anvende.
Föråldrad version. Inte att använda.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην τη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize
Foreldet versjon. Skal ikke brukes
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Updatert versjon. Skal ikke brukes
Zastaraná verzia. Nepoužívať
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Bei Nachkontrollen erwägen, das atriale Echtzeit-EGM zu deaktivieren.

Wenn in der Zukunft eine atriale Elektrode verwendet wird, müssen diese Einstellungen erneut überprüft werden, und das Aggregat muss für den Gebrauch mit einer atrialen Elektrode programmiert werden.

VENTRIKULÄRE DETEKTION

Die ventrikuläre Detektion besteht aus folgenden Komponenten:

- Anfängliche ventrikuläre Detektion
- Neubestätigung/Committed Schock
- Redetektion und Post-Schock-Detektion

Die anfänglichen Kriterien für die ventrikuläre Detektion umfassen die programmierbaren Parameter „Frequenz“ und „Dauer“. Die Detektionskriterien können auch eine der folgenden beiden Funktionen zur Detektionsverbesserung enthalten, die während der anfänglichen und Post-Schock-V-Detektion neben „Frequenz“ und „Dauer“ eine zusätzliche Spezifität bieten:

- Onset/Stabilität
- Rhythm ID

Das Aggregat startet eine ventrikuläre Therapie, wenn es feststellt, dass die Detektionskriterien erfüllt werden. Dies ist der Fall, wenn alle folgenden Bedingungen erfüllt sind:

- Das Detektionsfenster einer ventrikulären Zone wird erfüllt und bleibt über die gesamte Dauer erfüllt
- Die Dauer einer ventrikulären Zone läuft ab
- Ein höheres Detektionsfenster einer ventrikulären Zone ist nicht erfüllt
- Die Kriterien zur Detektionsverbesserung zeigen die Therapie an (sofern auf „Ein“ programmiert)
- Das letzte detektierte Intervall befindet sich in der ventrikulären Zone

Wenn die oben genannten Kriterien nicht erfüllt werden, wird die Therapie nicht eingeleitet und das Aggregat setzt die Auswertung der Intervalle fort.

Ventrikuläre Detektionsverbesserungs-Funktionen

Eine der folgenden ventrikulären Detektionsverbesserungs-Funktionen kann programmiert werden, um eine Spezifität zu liefern, die über „Frequenz“ und „Dauer“ hinausgeht (Tabelle 2-3 auf Seite 2-6):

- Rhythm ID
- Onset/Stabilität

In der VF-Zone sind keine Kriterien zur Detektionsverbesserung verfügbar.

Tabelle 2-3. In der jeweiligen Zone verfügbare Detektionsverbesserungs-Funktionen

	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
3-Zonen-Konfiguration[a]	Rhythm ID Onset/Stabilität	Rhythm ID Onset/Stabilität[d]	Keine
3-Zonen-Konfiguration (mit Zone „Nur Überwachung“)[b c]	Keine	Rhythm ID Onset/Stabilität	Keine
2-Zonen-Konfiguration		Rhythm ID Onset/Stabilität	Keine

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. Ne pas utiliser.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Ikke anvendes.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πρωλιό εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.

Tabelle 2-3. In der jeweiligen Zone verfügbare Detektionsverbesserungs-Funktionen (Fortsetzung)

	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
2-Zonen-Konfiguration (mit Zone „Nur Überwachung“)[b]		Keine	Keine
1-Zonen-Konfiguration			Keine

a. Wenn eine Detektionsverbesserungs-Funktion in einer 3-Zonen-Konfiguration aktiviert ist, gilt sie sowohl für die VT-1- als auch für die VT-Zonen.
b. Detektionsverbesserungs-Funktionen stehen in der untersten Zone einer Mehrzonenkonfiguration nicht zur Verfügung, wenn die Zone als „Nur Überwachung“-Zone (keine Therapie für diese Zone programmiert) benutzt wird.
c. Bei Geräten mit einer programmierten 3-Zonen-Konfiguration und Programmierung von VT-1 auf „Nur Überwachung“ sowie eingeschalteten Detektionsverbesserungen in der VT-Zone wird die Rhythmusunterscheidung angewendet, wenn eine Tachykardie das Kriterium für die anfängliche Detektion in der Zone „Nur Überwachung“ erfüllt und die Frequenz darauf hin in die VT-Zone steigt. In diesem Fall wird die anfängliche Detektion neu gestartet und stehen Detektionsverbesserungen in der VT-Zone zur Verfügung.
d. „Schock falls instabil“ ist die einzige, in der VT-Zone einer 3-Zonen-Konfiguration verfügbare „Onset/Stabilität“-Detektionsverbesserung (gilt nur für 3-Zonen-Konfiguration ohne die Zone „Nur Überwachung“).

HINWEIS: *Bisher gibt es keine klinischen Hinweise, dass eine der Detektionsverbesserungs-Funktionen besser als die andere für bestimmte Indikationen ist. Daher wird eine individuelle Programmierung und Einschätzung der Detektionsverbesserungs-Spezifität empfohlen.*

Rhythm ID

Rhythm ID nutzt zusätzlich zur atrialen und ventrikulären Intervallanalyse eine Vektor-Timing- und -Korrelationsanalyse, um festzustellen, ob der Herzrhythmus eines Patienten behandelt werden soll (VT) oder ob die Therapie inhibiert werden soll (SVT).

Bei aktiver „Rhythm ID“ nimmt das Aggregat eine Vektor-Timing- und -Korrelationsanalyse anhand der Schock-EGM und Frequenz-EGM vor. Basierend auf diesen Daten wird ein Referenzmuster des normalen Sinusrhythmus des Patienten gespeichert.

Während der Rhythm ID-Analyse bestimmt das Aggregat erst, ob die ventrikuläre Frequenz größer als die atriale Frequenz ist. Wenn das der Fall ist, wird die Therapie gestartet. Wenn die ventrikuläre Frequenz nicht größer als die atriale Frequenz ist, schätzt Rhythm ID folgende Kriterien ein, um zu entscheiden, ob die Therapie inhibiert oder gestartet werden soll:

- Durch den Vergleich mit dem vorher gespeicherten Referenzmuster bestimmt die Vektor-Timing- und -Korrelationsanalyse während der anfänglichen Detektion, ob der Rhythmus eine SVT ist. Wenn die Korrelation zwischen dem Herzrhythmus des Patienten und dem Referenzmuster mindestens so hoch wie die programmierte RhythmMatch-Schwelle ist, wird der Rhythmus zur SVT erklärt und die Therapie inhibiert ("Vektor-Timing und -Korrelation" auf Seite 2-21).

- Wenn die Vektor-Timing- und -Korrelationsanalyse den Rhythmus nicht zur SVT erklärt, entscheiden „Stabilität“ und „AFib Frequenzschwelle“, ob der ventrikuläre Rhythmus instabil und die atriale Frequenz schnell ist. Wenn beides der Fall ist, wird der Rhythmus zur SVT erklärt und die Therapie inhibiert.

Rhythm ID berücksichtigt keine atrialen Detektionskriterien (V-Frequenz > A-Frequenz oder A größer als AFib Frequenzschwelle) für folgende Konfigurationen:

- Zwei-Kammer-Aggregate, wenn die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Aus“ programmiert ist

Bei dieser Konfiguration wird „Stabilität“ nicht für die anfängliche Detektion bewertet. Dies kann sinnvoll sein, wenn Probleme mit der atrialen Elektrode aufgetaucht sind. Bei dieser Konfiguration wird die Therapie bei der anfänglichen Detektion inhibiert, wenn der Rhythmus zur SVT erklärt wird (auf der Grundlage von Vektor-Timing und -Korrelation). Anderenfalls wird die Therapie ausgelöst.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Es gibt zwei Methoden, durch die das Aggregat automatisch ein Rhythm ID-Referenzmuster ablegt: passiv und aktiv. Die aktive Methode kann bei Patienten sinnvoll sein, die häufig ventrikulär stimuliert werden.

Wenn die passive Methode aktiviert ist, versucht das Aggregat alle zwei Stunden, ein Rhythm ID-Referenzmuster zu erstellen und nutzt dafür die programmierten Brady-Einstellungen. Die Aktualisierungen beginnen zwei bis vier Stunden nachdem das Aggregat aus der Betriebsart „Lagerung" programmiert wurde.

Wenn die aktive Methode aktiviert ist und seit der letzten erfolgreichen Erstellung eines Referenzmusters sieben Tage vergangen sind, analysiert das Aggregat alle 28 Stunden automatisch den intrinsischen Rhythmus des Patienten durch Anpassung der Brady-Parameter. Während der Aktualisierung eines aktiven Rhythm ID-Referenzmusters passiert folgendes:

1. Das Aggregat verifiziert, dass der Patient sich im Ruhezustand befindet (Messung vom Akzelerometer-Sensor).
2. Das Aggregat aktiviert einen kontrollierten Stimulationsfrequenzabfall an die programmierte Rhythm ID-Rückfall-LRL. Während der Rückfallzeit geschieht folgendes:
   - Das Aggregat schaltet den Stimulationsmodus temporär auf DDI, VDI, VVI, AAI oder „Aus" (je nach programmiertem Brady-Modus) und verlängert die AV-Verzögerung auf bis zu 400 ms.
   - Biventrikulärer Trigger, Frequenzglättung, ATR, Frequenzhysterese, Frequenzsuchhysterese und dynamische Programmierung (außer Dynamische VRP) werden ausgesetzt. Die stimulierte Kammer wird auf Biventrikulär programmiert; LV-Korrektur wird auf 0 gesetzt.
3. Nach Ende der Rückfallperiode werden die Stimulationsparameter wieder auf die normalen programmierten Parameter eingestellt. Rückfallperioden treten höchstens einmal täglich auf und dauern meistens weniger als eine Minute.

Es besteht auch die Möglichkeit, einen manuellen Befehl zur Erstellung eines Rhythm ID-Referenzmusters an das Aggregat zu senden.

HINWEIS: *Wenn „Rhythm ID" nicht aktiviert ist, kann trotzdem eine manuelle Aktualisierung des Referenzmusters vorgenommen werden. Dadurch kann das Aggregat beim Auftreten einer Arrhythmie eine Vektor-Timing- und -Korrelationsanalyse durchführen und den ermittelten RhythmMatch-Wert der Arrhythmie in die Episodendaten eintragen. Das Ergebnis der Vektor-Timing und -Korrelationsanalyse wird jedoch nicht zur Bestimmung benutzt, ob der Patientenrhythmus VT oder SVT ist.*

Während einer manuellen Aktualisierung des Rhythm ID-Referenzmusters führt das Aggregat folgende Aufgaben aus:

1. Aktivierung eines kontrollierten Stimulationsfrequenzabfalls an die programmierte Rhythm ID-Rückfall-LRL. Während der Rückfallzeit geschieht folgendes:
   - Das Aggregat schaltet temporär in den programmierte „Manuelle Rhythm ID Brady-Modus" und verlängert die AV-Verzögerung auf bis zu 400 ms.
   - Biventrikulärer Trigger, Frequenzglättung, ATR, Frequenzhysterese, Frequenzsuchhysterese und dynamische Programmierung (außer Dynamische VRP) werden ausgesetzt. Die stimulierte Kammer wird auf Biventrikulär programmiert; LV-Korrektur wird auf 0 gesetzt.

Outdated version. Do not use. Version überholt. Nicht verwenden. Version obsolète. Ne pas utiliser. Versión obsoleta. No utilizar. Versione obsoleta. Non utilizzare. Verouderde versie. Niet gebruiken. Forældet version. Må ikke anvendes. Versão obsoleta. Não utilize. Utdatert versjon. Skal ikke brukes. Zastaralá verze. Nepoužívat. Elavult verzió. Ne használja! Wersja nieaktualna. Nie używać. Föråldrad version. Använd ej. Vanhentunut versio. Älä käytä.

2. Nach Ende des Rückfallintervalls werden die Stimulationsparameter wieder auf die normalen programmierten Brady-Parameter eingestellt. Dieser Prozess dauert meistens weniger als eine Minute.

HINWEIS: *Die Einstellungen für „Rhythm ID-Rückfall-LRL“ sollten so gewählt werden, dass der normale Sinusrhythmus unterstützt wird (z. B. normale AV-Knoten-Überleitung). Besondere Vorsicht ist geboten, wenn die LRL unter 50 min^{-1} gewählt wird (Frequenzen, die nahe an der ventrikulären Ersatzfrequenz des Patienten liegen). Ein ventrikulärer Ersatzrhythmus während einer Rhythm ID-Aktualisierung kann zu unangemessenen Therapieentscheidungen führen.*

HINWEIS: *Es wird ein vorhandenes Rhythm ID- Referenzmuster für die Vektor-Timing- und -Korrelationsanalyse verwendet, bis ein neueres Referenzmuster erstellt ist.*

HINWEIS: *Eine manuelle Aktualisierung des Rhythm ID-Referenzmusters sollte nicht direkt nach der Schocktherapie befohlen werden. Es kann einige Minuten dauern, bis durch den Schock verursachte Unregelmäßigkeiten in der EGM-Morphologie wieder abklingen.*

Berücksichtigen Sie bitte die folgenden Informationen, wenn Sie Rhythm ID anwenden:

- Rhythm ID bestimmt, ob die Therapie am Ende der Dauer inhibiert wird oder nicht. Wenn die Entscheidung zu Gunsten einer Therapieinhibierung ausfällt, wird Rhythm ID (einschließlich Vektor-Timing und -Korrelation, V-Frequenz > A-Frequenz, AFib-Frequenzschwelle und Stabilität) weiterhin von Schlag zu Schlag bewertet. Die Verwendung der Funktion „Sustained Rate Duration“ (SRD) begrenzt die Therapieinhibierung durch Rhythm ID auf die Länge der programmierten SRD.

- In der VF-Zone inhibiert Rhythm ID die Therapie nicht. Durch die Programmierung der VF-Frequenzschwelle auf einen Wert, der niedriger als die Frequenz schneller Rhythmen ist, kann verhindert werden, dass Rhythm ID die Therapie für solche Rhythmen inhibiert.

- Durch die Programmierung der Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Ein“ wird verhindert, dass Rhythm ID die Therapie inhibiert, wenn die ventrikuläre Frequenz höher als die atriale Frequenz ist.

- Wenn niemals ein Rhythm ID-Referenzmuster erstellt wurde, verwendet Rhythm ID zur Unterscheidung zwischen VT und SVT nur „Stabilität“ und „AFib-Frequenzschwelle“, weil keine Vektor-Timing- und -Korrelationsanalyse durchgeführt werden kann. Wenn Rhythm ID keine atrialen Detektionskriterien berücksichtigt und kein Referenzmuster erstellt wurde, werden darüber hinaus während der anfänglichen Detektion keine Kriterien zur Detektionsverbesserung bewertet.

Onset/Stabilität

Die Detektionsverbesserungs-Funktion „Onset/Stabilität“ analysiert die Herzzyklus-Intervalle, um festzustellen, ob der Rhythmus eines Patienten behandelt (VT) oder ob die Therapie inhibiert werden soll (SVT).

Bei Onset/Stabilität werden die Detektionsverbesserungen programmiert, indem die gewünschte Art der Rhythmusunterscheidung angegeben wird: atriale Tachyarrhythmie, Sinustachykardie oder polymorphe VT (Tabelle 2-4 auf Seite 2-9).

Tabelle 2-4. In der jeweiligen Zone verfügbare Rhythmusunterscheidung durch „Onset/Stabilität“

	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
3-Zonen-Konfiguration	Atriale Tachyarrhythmie Sinustachykardie	Polymorphe VT[a]	Keine

Outdated version! Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versión obsoleta. No usar.
Föråldrad version. Ej längre i bruk.
Tiedon vanhentunut versio. Ei käytössä.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Foraeldet version. Ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utgått version. Ska inte utnyttjas.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Versija nebaigta. Nenaudoti.
Versija nebaigta. Nelietot.
Versiya köhnəlib. Istifadə etmə.
Versiyon kullanılmamalıdır.
Versija nebaigta. Nenaudoti.

Tabelle 2-4. In der jeweiligen Zone verfügbare Rhythmusunterscheidung durch „Onset/Stabilität“ (Fortsetzung)

	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
3-Zonen-Konfiguration (mit Zone „Nur Überwachung“)[b] [c]	Keine	Atriale Tachyarrhythmie Sinustachykardie Polymorphe VT[a]	Keine
2-Zonen-Konfiguration		Atriale Tachyarrhythmie Sinustachykardie Polymorphe VT[a]	Keine
2-Zonen-Konfiguration (mit Zone „Nur Überwachung“)[b]		Keine	Keine
1-Zonen-Konfiguration			Keine

a. Die Unterscheidung Polymorpher VT ist nur in der VT-Zone verfügbar.
b. Die Rhythmusunterscheidung steht in der untersten Zone einer Mehrzonenkonfiguration nicht zur Verfügung, wenn die Zone als „Nur Überwachung“-Zone (keine Therapie für diese Zone programmiert) benutzt wird.
c. Bei Geräten mit einer programmierten 3-Zonen-Konfiguration und Programmierung von VT-1 auf „Nur Überwachung“ sowie eingeschalteten Detektionsverbesserungen in der VT-Zone wird die Rhythmusunterscheidung angewendet, wenn eine Tachykardie das Kriterium für die anfängliche Detektion in der Zone „Nur Überwachung“ erfüllt und die Frequenz darauf hin in die VT-Zone steigt. In diesem Fall wird die anfängliche Detektion neu gestartet und stehen Detektionsverbesserungen in der VT-Zone zur Verfügung.

Neubestätigung/Committed Schock

Die Neubestätigung bezieht sich auf die Überwachung, die das Aggregat während des Ladens und unmittelbar nach dem Laden des Kondensators zur Abgabe eines Schocks durchführt. Wenn der Parameter „Committed Schock“ auf „Nein“ programmiert ist, hat das Aggregat die Möglichkeit, erneut zu bestätigen, ob ein Schock abgegeben werden soll.

Ventrikuläre Redetektion

Eine ventrikuläre Redetektion folgt jeder:

- Ventrikulären Therapieabgabe
- Abgeleiteten Therapie aufgrund der Neubestätigungsanalyse (Abgeleitet-Neubestätigung)
- Manuell abgeleiteten Therapie
- Therapie, die nicht bei „Detektion erfüllt“ zur Verfügung steht (es sei denn, die VT-1 Zone ist auf „Nur Überwachung“ programmiert; in diesem Fall wird die anfängliche Detektion erneut gestartet)

Die Redetektion verwendet den gleichen ventrikulären Detektionsfensterprozess und die programmierten Tachykardiefrequenzschwellen wie die anfängliche Detektion, um das Vorliegen einer Tachyarrhythmie festzustellen.

Die hauptsächlichen Unterschiede zwischen der anfänglichen Detektion und der Redetektion sind die Dauerparameter, die nach Abgabe der ventrikulären Therapie verwendet werden, und die Detektionsverbesserungen, die zur Verfügung stehen:

- Wenn eine ventrikuläre Schocktherapie abgegeben wird, passiert folgendes:
  - Die Redetektionsdauer wird vom Wert des Parameters „Post-Schock-Dauer“ bestimmt
  - Detektionsverbesserungen (außer für „Onset“, „Schock falls instabil“ und „Vektor-Timing und -Korrelation“) sind während der Redetektion verfügbar

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πρόκειται για παλαιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Foreldet versjon. Må ikke anvendes.
Forældet version. Skal ikke bruges.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastarelá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Wenn eine ventrikuläre ATP abgegeben oder die Therapie abgeleitet wird, geschieht folgendes:
  - Die Redetektionsdauer wird vom Wert des Parameters für die Redetektionsdauer bestimmt
  - Detektionsverbesserungen (außer für „Schock falls instabil“) stehen während der Redetektion nicht zur Verfügung

Diejenige Dauer, die für angemessen erachtet wird, (Redetektion oder Post-Schock) bleibt dann in allen Zonen mit den in der jeweiligen Zone programmierten Dauerwerten wirksam.

Ventrikulärer Post-Schock-Detektionsverbesserungs-Typ

Wenn die Funktion auf „Ein“ programmiert ist, sind folgende Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Post-Schock-Detektion nach der Post-Schock-Dauer wirksam:

- Post-Schock V-Frequenz > A-Frequenz
- Post-Schock AFib Frequenzschwelle
- Post-Schock-Stabilität
- Post-Schock-SRD
- Post-Schock-Rhythm ID (verwendet AFib-Frequenzschwelle, Stabilität, V-Frequenz > A-Frequenz und SRD)

Mit Ausnahme der Rhythm ID sind alle Verbesserungen der Post-Schock-Detektion die gleichen wie die Verbesserungen der jeweiligen „Anfänglichen Detektionsverbesserungen“ (für „Rhythm ID“ ist „Vektor-Timing und -Korrelation“ bei Post-Schock nicht verfügbar).

Die „Post-Schock-Stabilität“ kann auch eingesetzt werden, um zu verhindern, dass das Aggregat infolge schockinduzierten AF unerwünschte zusätzliche Schocks abgibt (Abbildung 2-2 auf Seite 2-11.)

Die „AFib-Frequenzschwelle“ kann in Verbindung mit „Post-Schock-Stabilität“ programmiert werden, um AF weiter zu unterscheiden und zu verhindern, dass das Aggregat eine unerwünschte ventrikuläre Schocktherapie abgibt.

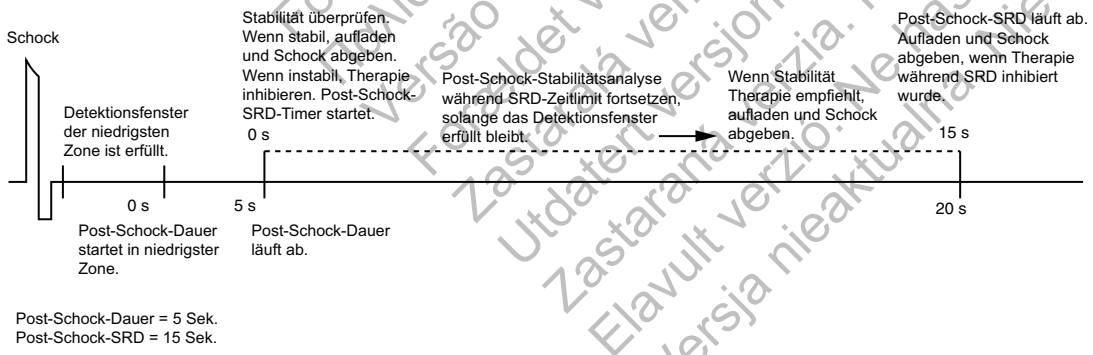


Abbildung 2-2. Analyse der Post-Schock-Dauer und Post-Schock-Stabilität

Details der Ventrikulären Detektion

Das Aggregat nutzt folgende Informationen, um eine angemessene Therapieabgabe zu bestimmen:

- Ventrikuläre Detektionsfenster
- Dauer-Parameter

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Föråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használja.
Versja nieaktualna. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.

- Redetektionsdauer und Post-Schock-Dauer
- Ventrikuläre Episoden
- Ventrikuläre Detektionsverbesserungen

Ventrikuläre Detektionsfenster

Die angemessene Therapieabgabe hängt von einer genauen Klassifizierung der Herzrhythmen des Patienten ab. Um sicherzustellen, dass eine angemessene Therapie abgegeben wird, verwendet das Aggregat Detektionsfenster zur Unterscheidung von Tachykardien.

Jede Zone hat ein Detektionsfenster, das aus den 10 letzten RV-R-R-Intervallen besteht, die das Aggregat gemessen hat. Jedes neu gemessene Intervall wird mit den für jede Zone programmierten Frequenzschwellenwerten verglichen und im jeweiligen Detektionsfenster entweder als schnell oder langsam (d. h. oberhalb oder unterhalb der Frequenzschwelle) klassifiziert.

Das Aggregat bereitet sich auf eine potenzielle Episode vor, wenn es 3 aufeinander folgende schnelle Intervalle zählt. Das Fenster wird als erfüllt betrachtet und eine Episode erklärt, wenn 8 von 10 Intervallen als schnell klassifiziert wurden. Das Detektionsfenster bleibt erfüllt, solange 6 von 10 Intervallen als schnell klassifiziert werden. Wenn die Anzahl der schnellen Intervalle unter 6 fällt, ist das Detektionsfenster der Zone nicht mehr erfüllt. Das Detektionsfenster der Zone gilt erneut als erfüllt, wenn wieder 8 von 10 Intervallen als schnell klassifiziert werden (Abbildung 2-3 auf Seite 2-12).

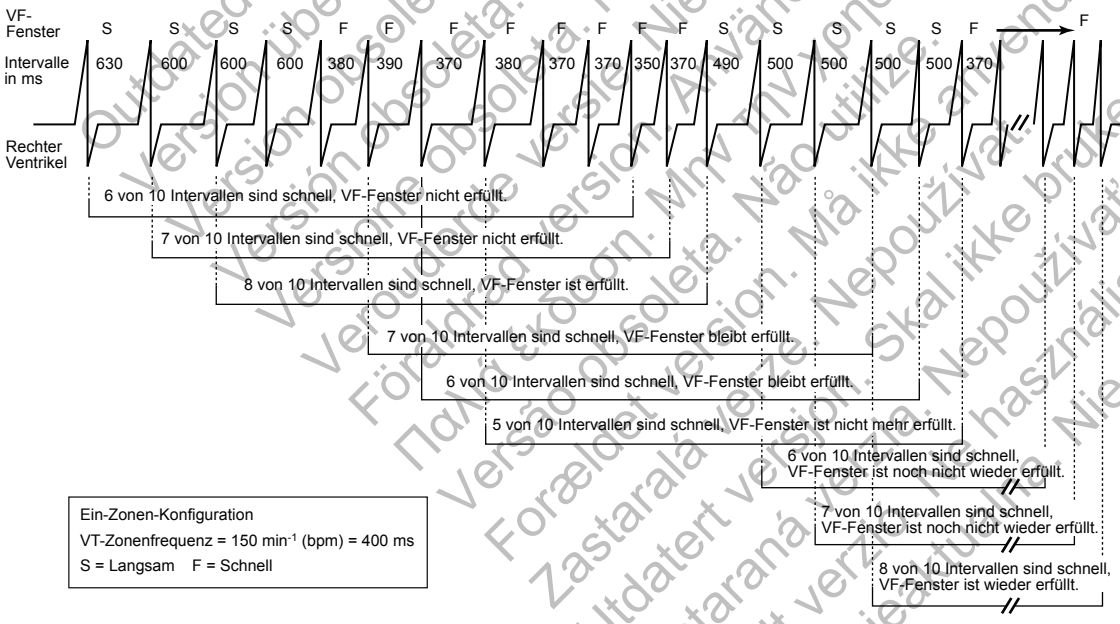


Abbildung 2-3. Detektionsfenster einer ventrikulären Zone ist erfüllt

Da die Frequenzschwelle der höheren Zonen auf einen größeren Wert als die Frequenzschwelle in den niedrigeren Zonen programmiert werden muss, wird ein Intervall, das in einem höheren Fenster als schnell klassifiziert wurde, auch in allen niedrigeren Fenstern als schnell klassifiziert (Abbildung 2-4 auf Seite 2-13).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilize.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Foraldet version. Skal ikke brukes.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

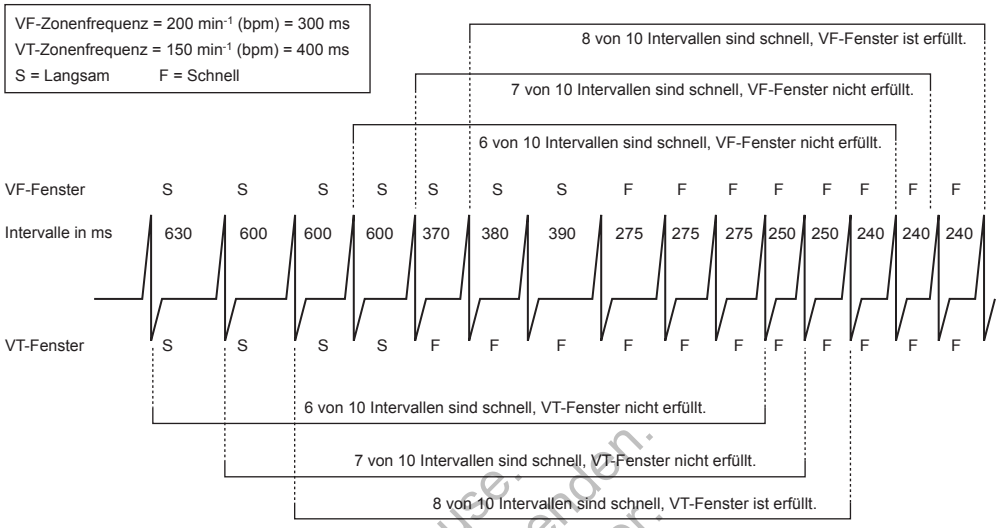


Abbildung 2-4. Interaktion von ventrikulären Detektionsfenstern in einer Konfiguration mit zwei Zonen

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht gebrauchen.
Πεπαλαιωμένη εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Updated version. Skal ikke benyttes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Dauer-Parameter

Der Dauer-Parameter ist ein Timer, der die Länge der Zeit in jeder Zone misst, die ein Rhythmus erhalten bleiben muss, bevor eine Therapie abgegeben wird.

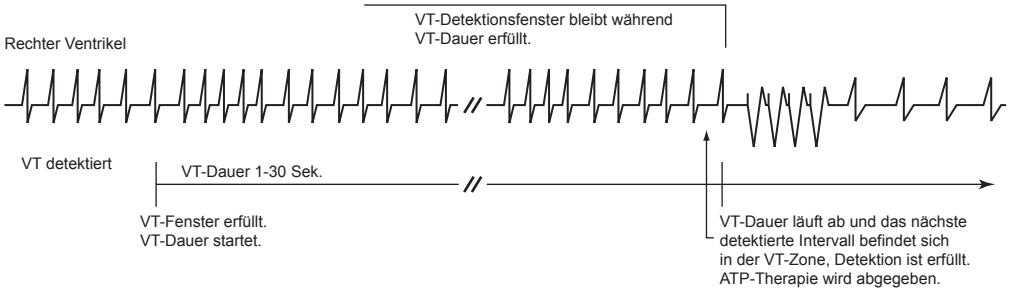
Die Zeitmessung der Dauer beginnt, wenn das Detektionsfenster der entsprechenden Zone erfüllt ist. Die programmierte Dauer wird nach jedem Herzzyklus überprüft, um festzustellen, ob sie abgelaufen ist.

HINWEIS: *Da die Zeitmessung der Dauer synchron mit einem Herzzyklus überprüft wird, kann die programmierte Dauer um bis zu einem vollen Herzzyklus überschritten werden.*

- Solange das Detektionsfenster der Zone erfüllt ist, läuft der Timer weiter. Wenn die Dauer einer Zone abläuft und das letzte detektierte Intervall innerhalb dieser Zone bleibt, gelten die Detektionskriterien als erfüllt, und die Therapie wird eingeleitet (vorausgesetzt, dass keine der programmierten Kriterien zur Detektionsverbesserung die Therapieabgabe inhibieren) (Abbildung 2-5 auf Seite 2-14).

- Wenn das letzte detektierte Intervall nicht innerhalb der Zone liegt, wird keine Therapie eingeleitet. Jedes nachfolgende Intervall wird überprüft, bis ein Intervall in der ursprünglichen Zone liegt oder das Fenster nicht mehr erfüllt ist (Abbildung 2-6 auf Seite 2-14).

- Wenn zu irgendeinem Zeitpunkt während der Dauer das Detektionsfenster einer Zone weniger als 6 von 10 schnellen Intervallen detektiert, wird die Dauer diese Zone auf 0 zurückgestellt (Abbildung 2-7 auf Seite 2-14). Die Dauer startet erst wieder, wenn das Detektionsfenster erneut erfüllt wird.



Die Dauer beginnt, wenn ein Fenster erfüllt wird, und läuft so lange weiter, wie das Detektionsfenster erfüllt bleibt. Die Detektionskriterien sind erfüllt, wenn die Dauer abläuft und das nächste detektierte Intervall sich innerhalb derselben ventrikulären Zone befindet.

Abbildung 2-5. Ventrikulärer Dauer-Timer

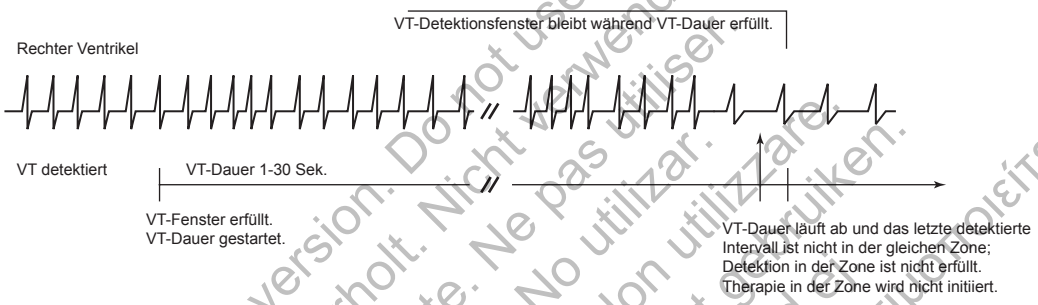
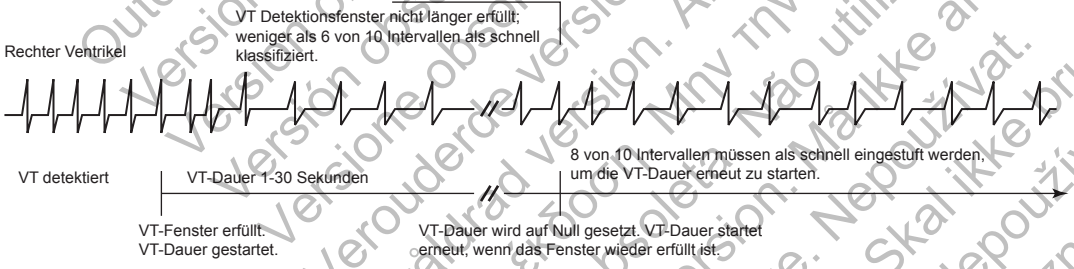


Abbildung 2-6. Zuletzt detektiertes Intervall



Dauer wird auf Null zurückgesetzt, wenn das Fenster während der Dauer nicht länger erfüllt ist.

Abbildung 2-7. Reset der ventrikulären Dauer

Für jede ventrikuläre Zone wird eine Dauer programmiert. Es sind je nach programmierter Konfiguration verschiedene Werte verfügbar (Tabelle 2-5 auf Seite 2-14). Die in den niedrigeren Frequenzzonen programmierte Dauer muss mindestens so groß wie die Dauer in höheren ventrikulären Zonen sein. Eine längere Dauer kann verwendet werden, um zu verhindern, dass das Aggregat eine Therapie bei nicht anhaltenden Arrhythmien einleitet.

Tabelle 2-5. Programmierbare Optionen für die Dauer nach ventrikulärer Zone und Konfiguration

Konfiguration	VT-1-Zone[a]	VT-Zone[a]	VF-Zone[b]
1 Zone	– –	– –	1–15 Sekunden
2 Zonen	– –	1–30 Sekunden	1–15 Sekunden
3 Zonen	1–60 Sekunden	1–30 Sekunden	1–15 Sekunden

a. Die maximale Redetektionsdauer für die VT-1- und VT-Zonen beträgt 15 Sekunden.
b. In der VF-Zone, ist die Redetektions- und Post-Schock-Dauer auf 1 Sekunde festgelegt.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizar.
Veroudende versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωιμή έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Undgå brug.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Dauer in einer Mehrzonen-Konfiguration

Dauer-Timer laufen unabhängig voneinander in den entsprechenden ventrikulären Zonen.

- Wenn die Arrhythmie in der höchsten Zone entdeckt wird, erhält der Dauer-Timer gegenüber den Timern der niedrigeren Zonen Priorität; die Dauer-Timer der niedrigeren Zonen laufen weiter, werden aber ignoriert, während der Dauer-Timer in der höheren Zone weiterläuft.

- Wenn die Dauer in der höheren Zone abläuft, und die Detektionskriterien erfüllt werden, wird die Therapie für diese Zone eingeleitet, unabhängig davon, ob die Dauer-Timer für die niedrigeren Zonen abgelaufen sind oder nicht.

- Wenn das Detektionsfenster der höheren ventrikulären Zone nicht erfüllt bleibt, werden die Dauer-Timer für die niedrigeren ventrikulären Zonen nicht länger ignoriert.

Die programmierte Therapie für eine niedrigere ventrikuläre Zone wird eingeleitet, wenn die Dauerkriterien dieser Zone erfüllt sind und kein Fenster einer höheren ventrikulären Zone erfüllt ist (Abbildung 2-8 auf Seite 2-15, Abbildung 2-9 auf Seite 2-15).

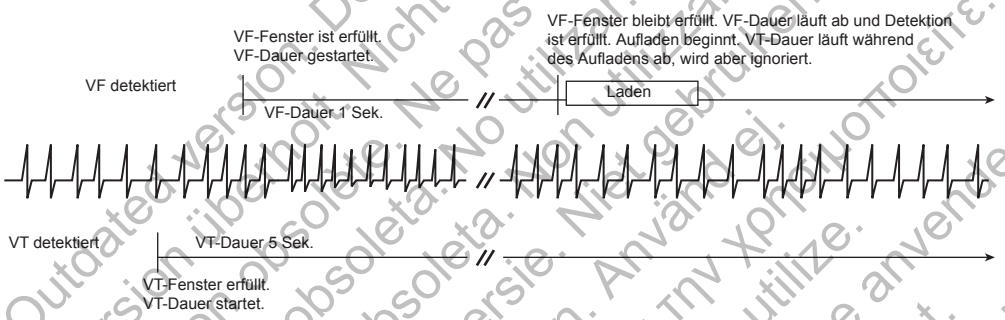


Abbildung 2-8. Interaktion der ventrikulären Dauer-Parameter bei einer Konfiguration mit zwei Zonen beim Laden

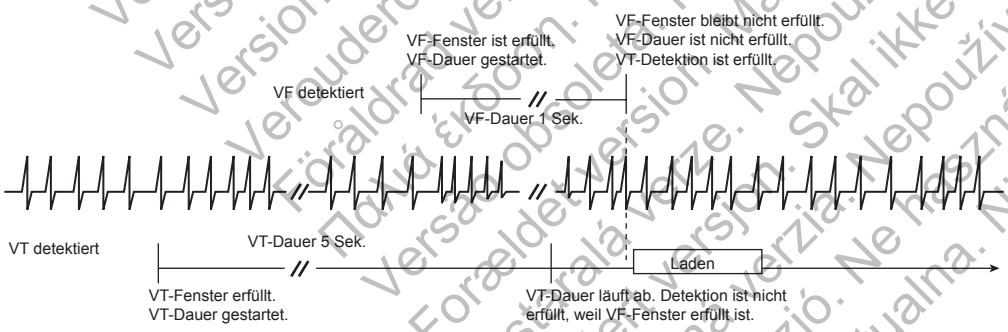


Abbildung 2-9. Interaktion der ventrikulären Dauer-Parameter bei einer Konfiguration mit zwei Zonen, wenn das Laden verzögert wird

Ventrikuläre Redetektionsdauer und Post-Schock-Dauer

Dauer-Parameter werden benutzt, um Tachyarrhythmien während einer ventrikulären Redetektion zu bestimmen.

- Der Parameter „Redetektionsdauer“ wird nach Abgabe einer ATP-Therapie (außer QUICK CONVERT ATP), nach Abgeleitet–Neubestätigung, nach einer manuell abgeleiteten Therapie oder wenn bei Erfüllung der Detektion keine Therapie verfügbar ist eingesetzt (Abbildung 2-10 auf Seite 2-16).

- Der Parameter „Post-Schock-Dauer“ wird nach Abgabe einer Schock-Therapie eingesetzt (Abbildung 2-11 auf Seite 2-16).

Outdated version. Do not use.
Version über. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιτική εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdaterad version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Die Redetektionsdauer kann in den unteren ventrikulären Zonen einer Mehrzonenkonfiguration programmiert werden. In der VF-Zone ist sie nicht programmierbar. Die Post-Schock-Dauer kann ebenso programmiert werden. Die in den unteren ventrikulären Frequenzzonen programmierten Werte müssen mindestens so groß wie die Werte in den höheren Zonen sein.

Um die Dauer bis zu einer potentiellen Therapie zu minimieren, wird empfohlen, die Redetektionsdauer in den VT-1- und VT-Zonen von Mehrzonenkonfigurationen auf maximal 5 Sekunden zu programmieren.

Es wird empfohlen, die Post-Schock-Dauer in den VT-1- und VT-Zonen von Mehrzonenkonfigurationen ebenfalls auf maximal 5 Sekunden zu programmieren. Die Programmierung einer längeren Dauer kann jedoch nützlich sein, wenn durch Defibrillation induzierte, nicht anhaltende hochfrequente Rhythmen, wie beschleunigte idioventrikuläre Rhythmen (AIVR) oder AF vorliegen. Eine längere Dauer gestattet, dass der Rhythmus auf eine niedrigere Frequenz zurückkehrt, bevor das Redetektionskriterium erfüllt wird.

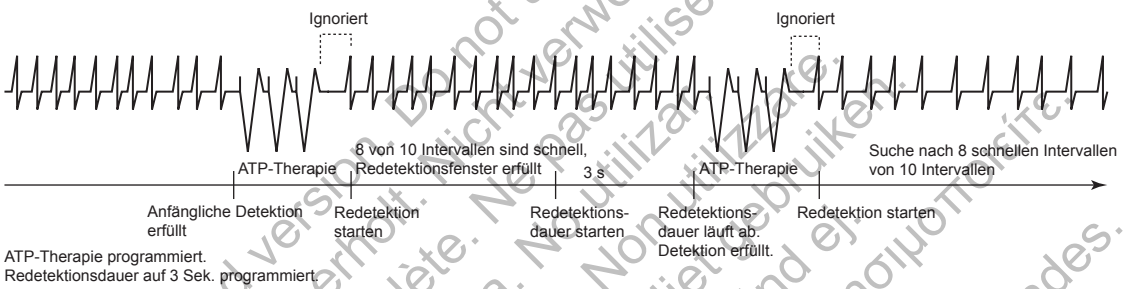


Abbildung 2-10. Redetektion nach Abgabe einer ventrikulären ATP

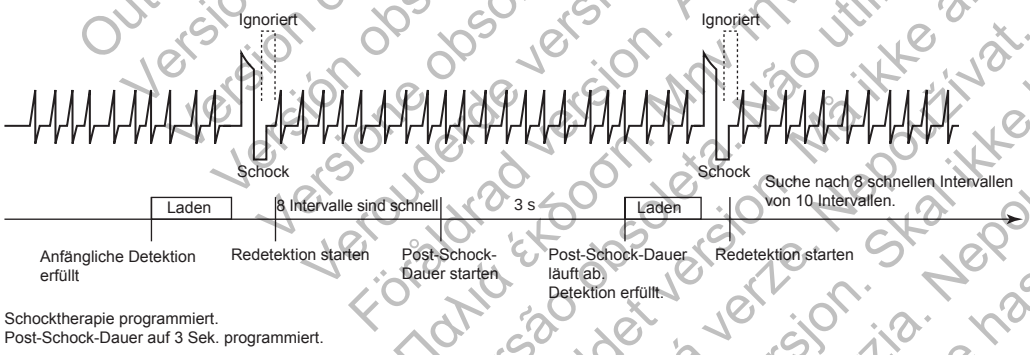


Abbildung 2-11. Redetektion nach Abgabe einer ventrikulären Schocktherapie

Ventrikuläre Episoden

Wenn drei aufeinander folgende schnelle ventrikuläre Schläge erkannt werden, führt das Aggregat folgende Aktionen durch:

- Die Episodennummer wird erhöht
- Es wird Speicherplatz für die Therapiedaten und die Elektrogrammspeicherung zugewiesen
- Es wird die Überwachung nach erfüllten Detektionsfenstern gestartet

Wenn das Detektionsfenster irgendeiner Zone erfüllt wird, wird der Beginn einer ventrikulären Episode erklärt und die Dauer-Timer starten in den Zonen, wo die Detektionsfenster erfüllt sind. Die ventrikuläre Episode wird für beendet erklärt, wenn alle Detektionsfenster nicht mehr länger erfüllt sind und für eine bestimmte Dauer unerfüllt bleiben.

Jede ventrikuläre Tachy-Episode wird als behandelt oder nicht behandelt klassifiziert (Abbildung 2-12 auf Seite 2-17 bis Abbildung 2-16 auf Seite 2-18).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilize.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Foraldet version. Ikke anvendes.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Eine behandelte Episode ist eine Episode, in der eine Therapie abgegeben wird.
- Eine nicht behandelte Episode ist eine Episode, in der keine Therapie abgegeben wird.

Bei einer behandelten Episode startet an dem Zeitpunkt, an dem die Therapie abgegeben wird, ein Episodenende-Timer. Bei einer nicht behandelten Episode startet ein Episodenende-Timer zu dem Zeitpunkt, an dem das Aggregat erkennt, dass alle Detektionsfenster nicht mehr erfüllt sind. Das Intervall bis zum Ende der Episode soll es ermöglichen, dass sich der Patient stabilisiert, bevor wieder die anfängliche Detektion und die anfängliche Therapie verwendet werden. Die Episode wird für abgeschlossen erklärt, wenn für einen bestimmten Zeitraum nach dem letzten Therapieversuch kein Detektionsfenster erfüllt wird (Tabelle 2-6 auf Seite 2-17). Wenn vor Ablaufen der Episode erneut ein Fenster erfüllt wird, wird der Episodenende-Timer auf Null zurückgesetzt. Er startet wieder, wenn entweder eine Therapie versucht wird, oder alle Fenster nicht erfüllt sind (Abbildung 2-16 auf Seite 2-18).

Wenn eine Episode für abgeschlossen erklärt wurde, verwendet das Aggregat bei nachfolgenden Tachyarrhythmien die anfängliche Detektion und Therapie.

Tabelle 2-6. Episodenende-Timer

Klassifikation von Episoden	Ventrikulärer Episodenende-Timer (erforderliche Zeit die vergehen muss, damit eine Episode als beendet erklärt wird)
Nicht behandelt (keine Therapie abgegeben)	10 Sekunden
Behandelt (nur ATP-Therapie abgegeben)	10 Sekunden
Behandelt (irgendeine Defibrillationstherapie abgegeben)	30 Sekunden

HINWEIS: *Die Episode wird sofort beendet, wenn der Tachy-Modus umprogrammiert wird, eine Induktion oder ein Elektrodentest versucht wird, bevor die Episode beendet ist oder beliebige ventrikuläre Detektions- oder Therapieparameter umprogrammiert werden.*

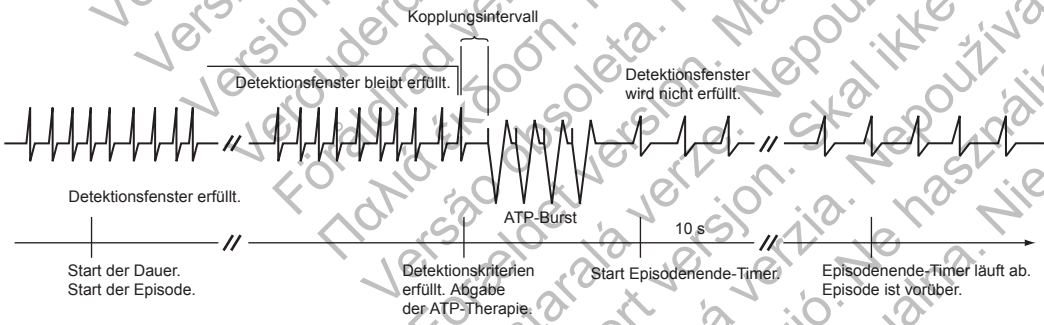


Abbildung 2-12. Behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung + Therapie“ programmiert ist und eine ATP-Therapie abgegeben wird

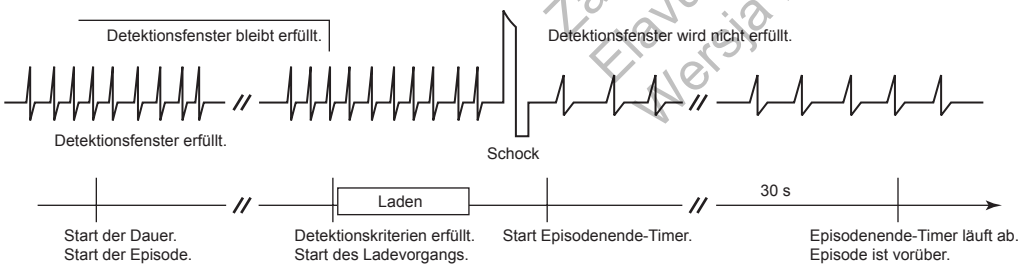


Abbildung 2-13. Behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung + Therapie“ programmiert ist und eine Schock-Therapie abgegeben wird

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Forældet version. Anvænd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Föreldrad version. Använd inte.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Må ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

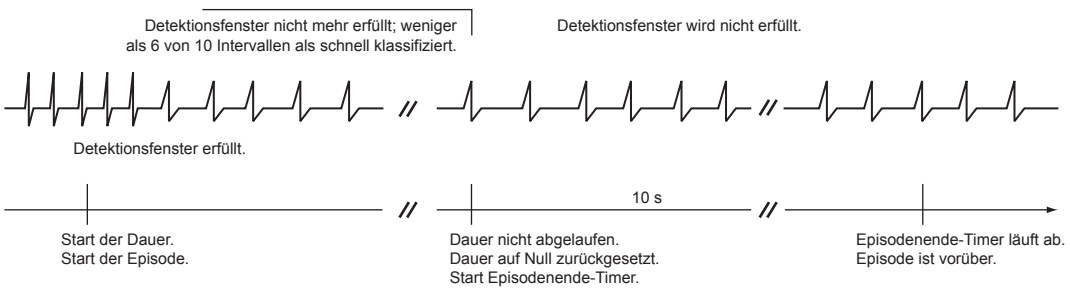
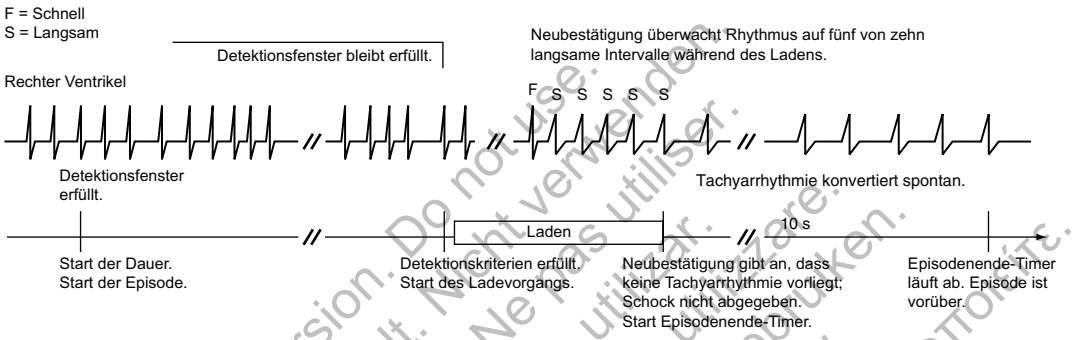
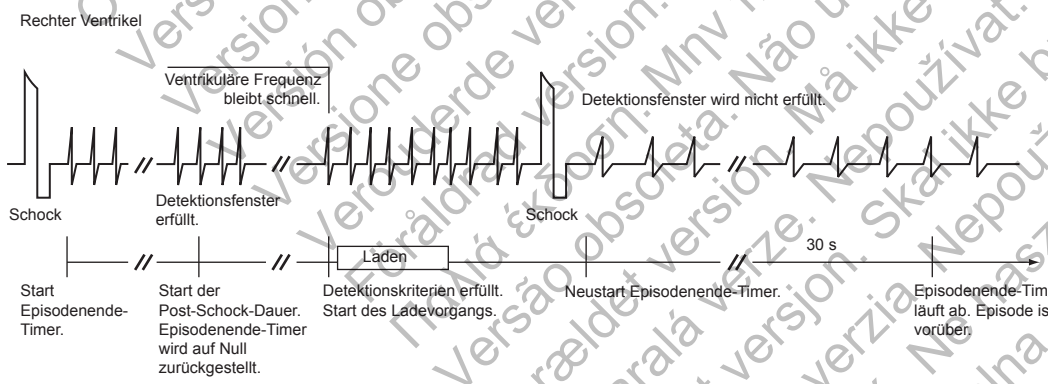


Abbildung 2-14. Nicht behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung + Therapie“ oder „Nur Überwachung“ programmiert ist und die Dauer noch nicht abgelaufen ist



Dieses Beispiel geht davon aus, dass „Commited Schock“ auf „Aus“ programmiert ist.

Abbildung 2-15. Nicht behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung + Therapie“ programmiert ist und der Ladevorgang vor der Abgabe der Defibrillationstherapie gestoppt wird



Dieses Beispiel zeigt eine „Behandelte Episode“, bei der „V-Tachy-Modus“ auf „Überwachung + Therapie“ programmiert ist. Der Episodenende-Timer wird auf 0 zurückgesetzt, wenn ein ventrikuläres Detektionsfenster nach einer ventrikulären Therapieabgabe, aber vor dem Erreichen des Episodenendes erfüllt wird. In diesem Beispiel wurden innerhalb der Episode 2 Schocks abgegeben.

Abbildung 2-16. Behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung + Therapie“ programmiert ist und der Episodenende-Timer auf Null zurückgesetzt wird

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non usare.
Foráldraðr version. Ónotaðu.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλιά ές ρωση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Elavuntunut version. Ei käytössä.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Ventrikuläre Detektionsverbesserungen

Ventrikuläre Detektionsverbesserungen tragen zur Spezifität der Detektionskriterien „Frequenz“ und „Dauer“ bei. Sie können ventrikuläre Detektionsverbesserungen programmieren, um folgendes zu erreichen:

- Therapieabgabe verzögern oder inhibieren
- Therapieinhibierung überspringen

- ATP-Therapiesequenz zugunsten einer Schocktherapie überspringen

Die Funktionen zur Verbesserung der ventrikulären Detektion können folgendermaßen programmiert werden:

- Rhythm ID
- Onset/Stabilität
- „Aus“ (d. h. nur Frequenz)

Wenn „Aus“ gewählt wird, werden nur die ventrikuläre Frequenz und Dauer für die Therapieentscheidungen genutzt.

Wenn „Rhythm ID“ oder „Onset/Stabilität“ gewählt wird, werden Verbesserungsparameter zusätzlich zur ventrikulären Frequenz und Dauer wie folgt für die Therapieentscheidungen (Tabelle 2-7 auf Seite 2-19) genutzt:

- „Vektor-Timing und -Korrelation“ inhibiert eine Therapie, wenn der Überleitungsvektor (EGM-Morphologie und -Timing) während einer Tachyarrhythmie dem Überleitungsvektor des Referenzmusters des normalen Sinusrhythmus des Patienten entspricht.

- „V Frequenz > A Frequenz“ kann genutzt werden, um die Inhibierungsentscheidung von „Onset“, „Stabilität“, „Vektor-Timing und -Korrelation“ und/oder „AFib Frequenzgrenze“ außer Kraft zu setzen. „V Frequenz > A Frequenz“ kann genutzt werden, um immer dann eine ventrikuläre Therapie abzugeben, wenn die ventrikuläre Frequenz größer als die atriale Frequenz ist.

- Das Kriterium „AFib Frequenzgrenze“ kann (zusammen mit „Stabilität“) so programmiert werden, dass eine ventrikuläre Therapie verhindert wird, wenn der atriale Rhythmus schnell ist.

- Der Parameter „Stabilität“ kann so programmiert werden, dass eine ventrikuläre Therapieabgabe verhindert wird, wenn der ventrikuläre Rhythmus instabil ist.

- Der Parameter „Schock falls instabil“ kann so programmiert werden, dass die Abgabe der ATP-Therapie übersprungen und Schocktherapie abgegeben wird, wenn der ventrikuläre Rhythmus bei der Analyse als instabil erklärt wird.

- „Onset“ kann so programmiert werden, dass die ventrikuläre Therapie inhibiert wird, wenn die Herzfrequenz des Patienten nur allmählich ansteigt.

- Das Aggregat kann mit Hilfe des Parameters „SRD“ (Sustained Rate Duration - anhaltende Frequenzdauer) die Entscheidung der Parameter „Stabilität“, „Onset“, „Vektor-Timing und -Korrelation“ und/oder „AFib Frequenzgrenze“, die ventrikuläre Therapie zu inhibieren, außer Kraft setzen wenn eine hohe Frequenz über die programmierte Zeit anhält.

Tabelle 2-7. Verbesserungsparameter für Detektionsverbesserung

Verbesserungsparameter	Rhythm ID		Onset/Stabilität	
	Anfänglich	Post-Schock	Anfänglich	Post-Schock
Vektor-Timing und -Korrelation[a]	X	– –	– –	– –
V Frequenz > A Frequenz (nur Zweikammer-Aggregate)	X[b c]	X[b c]	X	X
AFib Frequenzgrenze (nur Zweikammer-Aggregate)	X[b d]	X[b d]	X[e]	X[e]
Stabilität (zur Inhibierung)	X[f]	X[f]	X	X
Schock falls instabil	– –	– –	X	– –

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαλαιωμένη εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiyon obsolete. Kullanmayınız.
Foreldet versjon. Ikke anvendes.
Utdaterad version. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használd!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle 2-7. Verbesserungsparameter für Detektionsverbesserung (Fortsetzung)

Verbesserungsparameter	Rhythm ID		Onset/Stabilität	
	Anfänglich	Post-Schock	Anfänglich	Post-Schock
Onset	– –	– –	X	– –
SRD[g]	X	X	X	X

a. Diese Verbesserung ist nicht einzeln programmierbar.
b. Wenn „Rhythm ID“ ausgewählt ist, wird diese Verbesserung automatisch aktiviert, wenn die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Ein“ programmiert ist. Dies ist jedoch bei Einkammergeräten oder bei ausgeschalteter Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auch bei Zweikammergeräten nicht möglich.
c. Diese Verbesserung ist nicht einzeln programmierbar, wenn „Rhythm ID“ aktiviert ist.
d. Ist „Rhythm ID“ ausgewählt, verwendet dieser Parameter den gleichen Wert für die anfängliche und die Post-Schock-Detektion. Er kann nicht unabhängig aktiviert bzw. für die Post-Schock-Detektion deaktiviert werden.
e. Wenn „Onset/Stabilität“ ausgewählt ist, kann dieser Parameter unabhängig für die Post-Schock-Detektion aktiviert und deaktiviert werden. Ist dieser Parameter aktiviert, verwendet er den selben Wert wie die anfängliche Detektion.
f. Wenn „Rhythm ID“ aktiviert ist und Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung bei Zweikammergeräten auf „Ein“ programmiert ist, verwendet diese Verbesserung den selben Wert für die anfängliche und die Post-Schock-Detektion. Bei Einkammergeräten oder ausgeschalteter Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung, wird diese Verbesserung automatisch für die anfängliche Detektion deaktiviert, bleibt jedoch für die Post-Schock-Detektion aktiviert.
g. SRD steht zur Verfügung, wenn die Detektionsverbesserungen programmiert sind, die eine Therapie inhibieren.

Einige der Parameter zur Detektionsverbesserung können auch unabhängig als Post-Schock-Parameter programmiert werden (Tabelle 2-7 auf Seite 2-19).

Wie viele einzelne Parameter für die Detektionsverbesserung zur Verfügung stehen, ist abhängig von der Anzahl der programmierten Tachy-Zonen: 3, 2 oder 1 (Tabelle 2-8 auf Seite 2-20).

Tabelle 2-8. Verfügbare Kriterien zur ventrikulären Detektionsverbesserung in Mehrzonen-Konfigurationen

	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
3-Zonen-Konfiguration	Vector-Timing und -Korrelation V Frequenz > A Frequenz AFib Frequenzgrenze Stabilität (zur Inhibierung) Onset SRD	Vector-Timing und -Korrelation[a] V Frequenz > A Frequenz[a] AFib Frequenzgrenze[a] Stabilität (zur Inhibierung)[a] Schock falls instabil SRD[a]	– –
3-Zonen-Konfiguration (mit Zone „Nur Überwachung“)[b c]	– –	Vector-Timing und -Korrelation V Frequenz > A Frequenz AFib Frequenzgrenze Stabilität (zur Inhibierung) Schock falls instabil[d] Onset SRD	– –
2-Zonen-Konfiguration		Vector-Timing und -Korrelation V Frequenz > A Frequenz AFib Frequenzgrenze Stabilität (zur Inhibierung) Schock falls instabil[d] Onset SRD	– –
2-Zonen-Konfiguration (mit Zone „Nur Überwachung“)[b]		– –	– –
1-Zonen-Konfiguration			– –

a. Die Verbesserung ist nur dann in der mittleren Zone einer 3-Zonen-Konfiguration verfügbar, wenn „Rhythm ID“ aktiviert ist.
b. Detektionsverbesserungen stehen nicht in der untersten Zone einer Mehrzonenkonfiguration zur Verfügung, wenn die Zone als „Nur Überwachung“ (keine Therapie ist für diese Zone programmiert) verwendet wird.
c. Bei Geräten mit einer programmierten 3-Zonen-Konfiguration und Programmierung von VT-1 auf „Nur Überwachung“ sowie eingeschalteten Detektionsverbesserungen in der VT-Zone wird die Rhythmusunterscheidung angewendet, wenn eine Tachykardie das Kriterium für die anfängliche Detektion in der Zone „Nur Überwachung“ erfüllt und die Frequenz darauf hin in die VT-Zone steigt. In diesem Fall wird die anfängliche Detektion neu gestartet und stehen Detektionsverbesserungen in der VT-Zone zur Verfügung.
d. „Schock falls instabil“ kann nicht auf „Ein“ programmiert werden, wenn dieser Parameter sich in der selben Zone wie andere Detektionsverbesserungen befindet, die zur Inhibierung der Therapie programmiert sind („Onset“, „Stabilität“ und „AFib Frequenzgrenze“).

Wenn eine bestimmte Rhythmusunterscheidung ausgewählt ist, können Sie die Werte für die Detektionsverbesserungen ändern, die zur Unterscheidung dieses Rhythmus geeignet sind. Die

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην τη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Ikke brukes.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

nominellen Werte sind in der folgenden Tabelle aufgeführt; Sie können die Werte nach eigenem Ermessen verwenden.

Tabelle 2-9. Die nominellen Werte für Verbesserungen der anfänglichen Detektion und der Redetektion

	Onset/Stabilität			Rhythm ID	
Parameter	**Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung**	**Sinus-Tachykardie-Unterscheidung**	**Unterscheidung Polymorpher VT**	**Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung „Ein“**	**Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung „Aus“**
Vektor-Timing und -Korrelation	– –	– –	– –	Ein[a]	Ein[a]
V Frequenz > A Frequenz (nur Zweikammer-Modelle)	Ein	Ein	– –	Ein[b]	– –
AFib Frequenzgrenze (nur Zweikammer-Modelle)	170 min^{-1}	– –	– –	170 min^{-1}	– –
Stabilität (zur Inhibierung)	20 ms	– –	– –	20 ms	30 ms
Onset (nur anfängliche Detektion)	– –	9%	– –	– –	– –
SRD anfänglich	3:00 Minuten:Sekunden	3:00 Minuten:Sekunden	– –	3:00 Minuten:Sekunden	3:00 Minuten:Sekunden
SRD Redetektion	0:15 Minuten:Sekunden	– –	– –	0:15 Minuten:Sekunden	0:15 Minuten:Sekunden
Schock falls instabil	– –	– –	30 ms	– –	– –

a. Der Parameter ist nicht einzeln programmierbar.
b. Der Parameter ist nicht einzeln programmierbar, wenn Rhythm ID aktiviert ist.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versiunea obsolete. Nu folosiți.
Π�αλαιωμένη έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Foraldrad version. Använd ej.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Zastaraná verza. Nepoužívať.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Vektor-Timing und -Korrelation

„Vector-Timing und -Korrelation“ vergleicht EGM-Signale für einen unbekannten Rhythmus mit einem gespeicherten Referenzmuster von EGM-Signalen eines normalen Sinusrhythmus (NSR). Rhythmen, die nicht dem gespeicherten Referenzmuster ähneln (d. h. nicht korrelieren) werden als VT eingestuft. Rhythmen, die mit dem gespeicherten Referenzmuster korrelieren, werden als SVT eingestuft. „Rhythm ID“ verwendet diese Klassifizierung während der anfänglichen Detektion, um zu entscheiden, ob eine Therapie abgegeben oder inhibiert wird.

Wenn ein schneller Rhythmus detektiert wird, wird jeder Schlag des Rhythmus mit dem gespeicherten Referenzmuster verglichen. Das Aggregat misst die Korrelation zwischen dem detektierten Signal und dem gespeicherten Referenzmuster und stuft jeden Schlag als „korreliert“ oder „unkorreliert“ ein. Ein Schlag in der VF-Zone wird immer als „unkorreliert“ gezählt, und zwar auch dann, wenn ein hoher Korrelationswert gemessen würde.

Das Aggregat stuft den detektierten Rhythmus auf der Grundlage der Berechnungen als SVT oder VT ein:

- Wenn mindestens 3 von 10 Schlägen korrelieren, wird der Rhythmus als SVT eingestuft und in den annotierten Elektrogrammen als „RID+“ angegeben

- Wenn weniger als 3 von 10 Schlägen korrelieren, wird der Rhythmus als VT eingestuft und in den annotierten Elektrogrammen als „RID-“ angegeben

RhythmMatch-Schwelle

Durch Programmieren der Parameter für die RhythmMatch-Schwelle wird die von „Vector-Timing und -Korrelation“ verwendete Schwelle angepasst, um festzustellen, ob der Rhythmus eines Patienten mit seinem normalen Sinusrhythmus-Muster korreliert. Wenn Sie die RhythmMatch-Schwelle anpassen, können Sie auch einstellen, wie das Aggregat zwischen VT und SVT unterscheidet.

Die RhythmMatch-Schwelle kann in einem Bereich von 70 % und 96 % mit einem nominellen Wert von 94 % programmiert werden. Während der Analyse von Vector-Timing und -Korrelation verwendet das Aggregat die programmierte RhythmMatch-Schwelle als Kriterium für die Klassifikation des Patientenrhythmus als VT oder SVT ("Vektor-Timing und -Korrelation" auf Seite 2-21).

Das Aggregat zeichnet einen RhythmMatch-Wert für den detektierten Rhythmus auf und verwendet hierbei die berechneten Korrelationswerte als Grundlage, die für die Klassifizierung des Rhythmus als VT oder SVT verwendet wurden. Es können bis zu zwei gemessene RhythmMatch-Werte aufgezeichnet werden: einen Wert, falls und zu dem Zeitpunkt, wenn die Therapie zum ersten Mal inhibiert wird (von Rhythm ID), und einen Wert, falls und zu dem Zeitpunkt, wenn ein Therapieversuch durchgeführt wird. Die gemessenen RhythmMatch-Werte werden auch dann aufgezeichnet, wenn „Rhythm ID“ nicht aktiviert ist, sofern ein Referenzmuster erstellt wurde.

Wenn „Rhythm ID“ aktiviert ist, wird der Korrelationswert für jeden Schlag sowie der Vermerk, ob der Schlag als „korreliert“ oder „unkorreliert“ eingestuft wurde, während der anfänglichen Detektion in den gespeicherten Elektrogrammen aufgezeichnet. Diese gemessenen Korrelationswerte können hilfreich bei der Festlegung des für den Patienten optimalen RhythmMatch-Schwellenwerts sein. Darüber hinaus können die gemessenen Korrelationswerte für VF-Schläge bei der Programmierung der VF-Zonen-Frequenzschwelle verwendet werden.

HINWEIS: *Die aufgezeichneten Korrelationsdaten einzelner Schläge werden unter bestimmten Umständen nicht auf dem Bildschirm des Programmiergeräts angezeigt.*

HINWEIS: *Wenn der Speicherplatz für EGM voll ist, überschreibt das Aggregat ältere EGM-Datensegmente, um neuere EGM-Daten speichern zu können. Ereignisse müssen gespeichert werden, um die berechneten RhythmMatch-Werte und die gemessenen Schlag-zu-Schlag-Korrelationswerte für spätere Referenzzwecke zu bewahren.*

Beim Programmieren des RhythmMatch-Schwellenwerts muss Folgendes berücksichtigt werden:

- Die gemessenen RhythmMatch-Werte für die vorhergegangenen VT- und SVT-Episoden (induziert oder spontan) müssen überprüft werden
- Um die Chance für eine geeignete VT-Behandlung zu erhöhen, sollte der RhythmMatch-Schwellenwert so programmiert werden, dass er höher als die gemessenen RhythmMatch-Werte der VTs ist
- Um die Chance für eine geeignete Inhibition der SVT-Therapie zu erhöhen, sollte der RhythmMatch-Schwellenwert so programmiert werden, dass er kleiner als die gemessenen RhythmMatch-Werte der SVTs ist
- Im Allgemeinen nimmt die Sensitivität der VT-Detektion ab, je kleiner die programmierten RhythmMatch-Schwellenwerte sind. Um eine maximale Sensitivität der VT-Detektion zu erreichen, muss daher der größtmögliche RhythmMatch-Schwellenwert programmiert werden.
- Gemessene RhythmMatch-Werte sind hilfreich für die Programmierung anderer Rhythm ID-Parameter, einschließlich der Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung, AFib Frequenzgrenze und der Stabilität

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forouderde versie. Niet gebruiken.
Πολύ παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Zastarałe wersja. Nie używać.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

- Beim Herabsetzen des RhythmMatch-Schwellenwerts geschieht Folgendes (Abbildung 2-17 auf Seite 2-23):
  - Die Wahrscheinlichkeit, dass der Rhythmus des Patienten mit dem gespeicherten Referenzmuster korreliert, ist höher
  - Das Aggregat ist weniger empfindlich für VTs
  - Es ist wahrscheinlicher, dass das Aggregat den Rhythmus als SVT einstuft und die Therapie inhibiert
  - Wenn der RhythmMatch-Schwellenwert zu niedrig programmiert wird, wird eine VT unter Umständen nicht behandelt
- Beim Erhöhen des RhythmMatch-Schwellenwerts geschieht Folgendes (Abbildung 2-17 auf Seite 2-23):
  - Die Wahrscheinlichkeit, dass der Rhythmus des Patienten mit dem gespeicherten Referenzmuster korreliert, ist geringer
  - Das Aggregat ist empfindlicher für VTs
  - Das Aggregat wird den Rhythmus eher nicht als SVT einstufen und die Therapie nicht inhibieren
  - Wenn der RhythmMatch-Schwellenwert zu hoch programmiert ist, wird die Therapie von SVT-Episoden nicht inhibiert

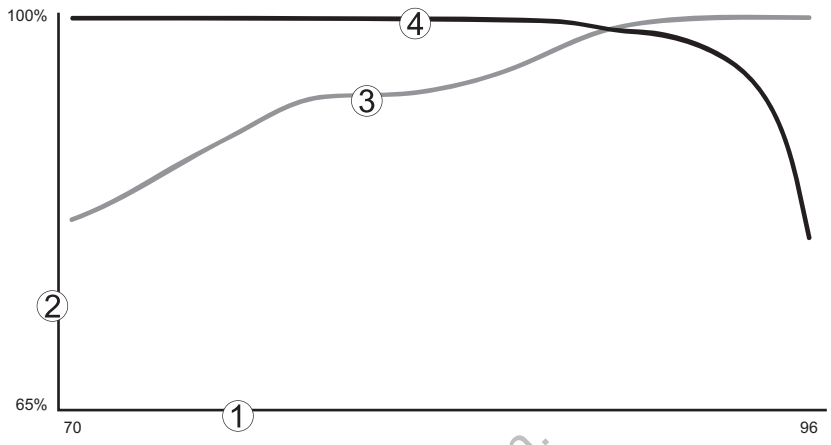
Daher ist es wichtig, vorhergegangene VT- und SVT-Episoden zu überprüfen und festzustellen, ob der RhythmMatch-Schwellenwert in ausreichendem Maße über den Korrelationswerten des Patienten liegt, sich jedoch immer noch unter den Korrelationswerten für die SVT befindet. Dies ermöglicht dem Aggregat unter Umständen, genauer zwischen VT und SVT zu unterscheiden und möglicherweise seltener nicht geeignete Therapien abzugeben.

[1] Nomineller RhythmMatch-Schwellenwert [2] Weniger empfindlich für VT, spezifischer für SVT [3] Empfindlicher für VT, weniger spezifisch für SVT

Abbildung 2-17. Programmierung der RhythmMatch-Schwelle

In Abbildung 2-18 auf Seite 2-24 ist dargestellt, wie sich die Beziehung zwischen Sensitivität und Spezifität der VT auf Populationsebene beim Erhöhen und Herabsetzen des RhythmMatch-Schwellenwerts verhält (der RhythmMatch-Schwellenwert kann zwischen 70 % und 96 % mit einem nominellen Wert von 94 % eingestellt werden). Im Allgemeinen nimmt die Sensitivität für VTs zu und die Spezifität für SVTs ab, wenn der RhythmMatch-Schwellenwert erhöht wird. Wird der RhythmMatch-Schwellenwert gesenkt, nimmt die Sensitivität für VTs ab und die Spezifität für SVTs zu. Diese Beziehung kann auch wie folgt beschrieben werden: bei höher programmierten RhythmMatch-Schwellenwerten wird eine Arrhythmie eher als VT und seltener als SVT eingestuft. Bei niedriger programmierten RhythmMatch-Schwellenwerten wird eine Arrhythmie häufiger als SVT und seltener als VT eingestuft.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nehasználja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.



[1] Programmierte RhythmMatch-Schwelle (%) [2] Prozentanteil der Sensitivität oder Spezifität [3] Sensitivität für VT [4] Spezifität für SVT

Abbildung 2-18. Beziehung zwischen Sensitivität und Spezifität bei Verwendung der RhythmMatch-Schwelle

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρώην τρέχουσα. Μη χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Ikke anvendes.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Versão obsoleta. Não utilize.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használja!
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Versja anakronistyczna. Nie używać.

V-Frequenz > A-Frequenz

Die Funktion V-Frequenz > A-Frequenz (ventrikuläre Frequenz größer als atriale Frequenz) vergleicht die atriale und ventrikuläre Frequenz, um die Art des schnellen ventrikulären Rhythmus zu bestimmen. Wenn die ventrikuläre Frequenz größer als die atriale Frequenz ist, wird die Therapie gestartet, egal, wie die Analyse der anderen programmierten Detektionsverbesserungen ausfällt.

Die Analyse wird durchgeführt, indem die Durchschnittsfrequenz der letzten 10 ventrikulären Intervalle vor Ablauf der Dauer mit der Durchschnittsfrequenz der letzten 10 atrialen Intervalle vor Ablauf der Dauer verglichen wird (Abbildung 2-19 auf Seite 2-25). Wenn weniger als 10 atriale Intervalle verfügbar sind, werden die verfügbaren Intervalle verwendet, um die atriale Durchschnittsfrequenz zu berechnen. Die Analyse wird anhand folgender Kriterien durchgeführt:

- Wenn die ventrikuläre Durchschnittsfrequenz um mindestens 10 min^{-1} schneller als die atriale Durchschnittsfrequenz ist, wird die ventrikuläre Frequenz für schneller erklärt als die atriale Frequenz (was im Bericht „Episodendetails“ als „Wahr“ angezeigt wird) und die ventrikuläre Therapie wird gestartet.

- Wenn die durchschnittliche ventrikuläre Frequenz nicht mindestens 10 min^{-1} höher als die durchschnittliche atriale Frequenz ist (was im Bericht „Episodendetails“ als „Falsch“ angezeigt wird), kann die Therapie weiterhin inhibiert werden. Der Bericht „Episodendetails“ zeigt die gemessenen Werte an, auch wenn der Parameter auf „Aus“ programmiert ist.

Wenn die Therapie inhibiert wird, läuft die Analyse „V- Frequenz > A- Frequenz“ weiter, bis entweder die ventrikuläre Frequenz über der atrialen Frequenz liegt oder die anderen Kriterien zur Detektionsverbesserung eine Therapie indizieren. In diesem Fall wird die Therapie gestartet.

HINWEIS: *V-Frequenz > A-Frequenz wird bei der Redetektion nach einer ATP-Therapie nicht überprüft.*

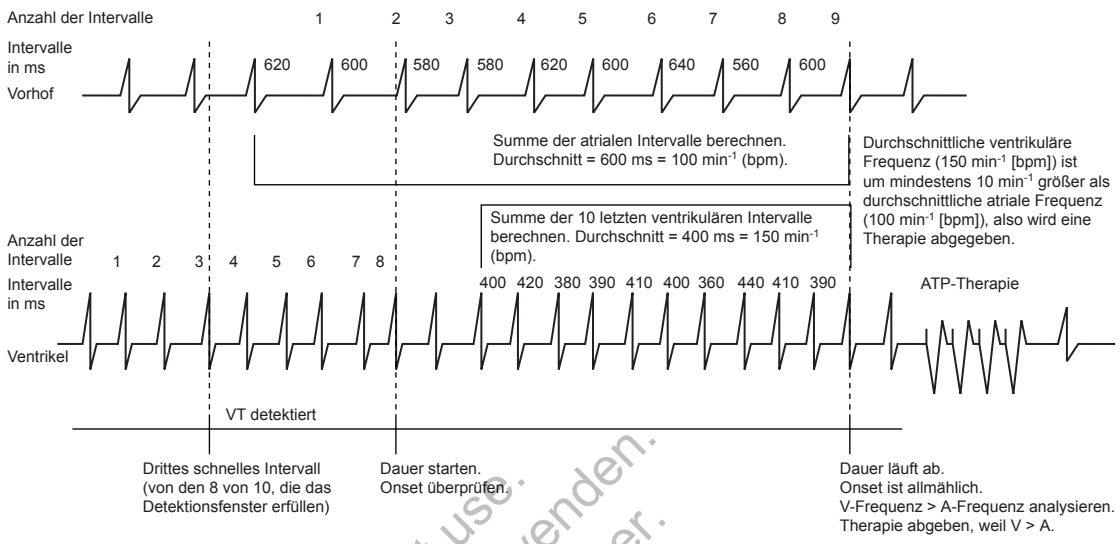


Abbildung 2-19. V-Frequenz > A-Frequenz Analyse

Der Parameter „V- Frequenz > A- Frequenz“ kann programmiert werden, um die Inhibitoren („Vektor-Timing und -Korrelation“, „AFib-Frequenzschwelle“, „Stabilität“ und/oder „Onset“) zu übergehen und die Therapie in dem Fall zu starten, dass die ventrikuläre Frequenz schneller ist als die atriale Frequenz.

HINWEIS: *Siehe "Verwendung atrialer Informationen" auf Seite 2-5 für weitere Informationen über die Aggregatperformance, wenn die atriale Elektrode auf „Aus“ programmiert ist.*

HINWEIS: *In einer „Rhythm ID“-Konfiguration ist die Überprüfung der V-Frequenz > A-Frequenz an die AFib Frequenzschwelle gekoppelt. Wenn die Atriale Tachyarrhythmie-Diskriminierung auf „Aus“ programmiert ist, werden die Detektionsverbesserungen AFib Frequenzschwelle und V-Frequenz > A-Frequenz nicht bewertet.*

AFib-Frequenzschwelle

Die AFib-Frequenzschwellenanalyse identifiziert AF, indem die atriale Frequenz mit der vorprogrammierten AFib-Frequenzschwelle verglichen wird.

Die AFib-Frequenzschwelle kann nicht aktiviert werden, ohne dass auch die Detektionsverbesserung „Stabilität“ aktiviert wird. Das Aggregat analysiert beide Parameter, um zu bestimmen, ob die Therapie zurückgehalten oder abgeben werden soll.

Wenn die intrinsische atriale Frequenz über der AFib-Frequenzschwelle liegt und der ventrikuläre Rhythmus als instabil klassifiziert wurde, wird erklärt, dass der ventrikuläre Rhythmus aufgrund von AF vorliegt.

Es wird folgendermaßen festgestellt, ob die intrinsische atriale Frequenz über der AFib-Frequenzschwelle liegt (Abbildung 2-20 auf Seite 2-26):

- Beim Start der ventrikulären Tachyarrhythmiedetektion beginnt die atriale Analyse. Jedes atriale Intervall wird als schneller oder langsamer als das AFib-Frequenzschwellen-Intervall klassifiziert.
- Wenn 6 der letzten 10 Intervalle als schneller als die AFib-Frequenzschwelle klassifiziert werden, erklärt das Aggregat das Vorliegen von AF.
- Dann wird die ventrikuläre Stabilität überprüft. Falls der Rhythmus instabil ist, wird die Therapie inhibiert.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versie verouderd. Niet gebruiken.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Anvend ej.
Πεπαλαιωμένη εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Versión obsoleta. No utilizar.
Utdatert versjon. Må ikke benyttes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Falls die ventrikuläre Therapie nicht abgegeben wird, wird die atriale Frequenz weiter überwacht. Solange 4 von 10 Intervallen als schnell klassifiziert werden, wird von einem andauernden AF ausgegangen. Die Therapie wird von AFib Frequenzschwelle/Stabilität inhibiert, bis eine der folgenden Situationen eintritt:

- Die atriale Frequenz fällt unter die AFib-Frequenzschwelle
- Der ventrikuläre Rhythmus wird stabil
- Bedingung V-Frequenz > A-Frequenz ist wahr (falls „Ein“)
- SRD läuft ab

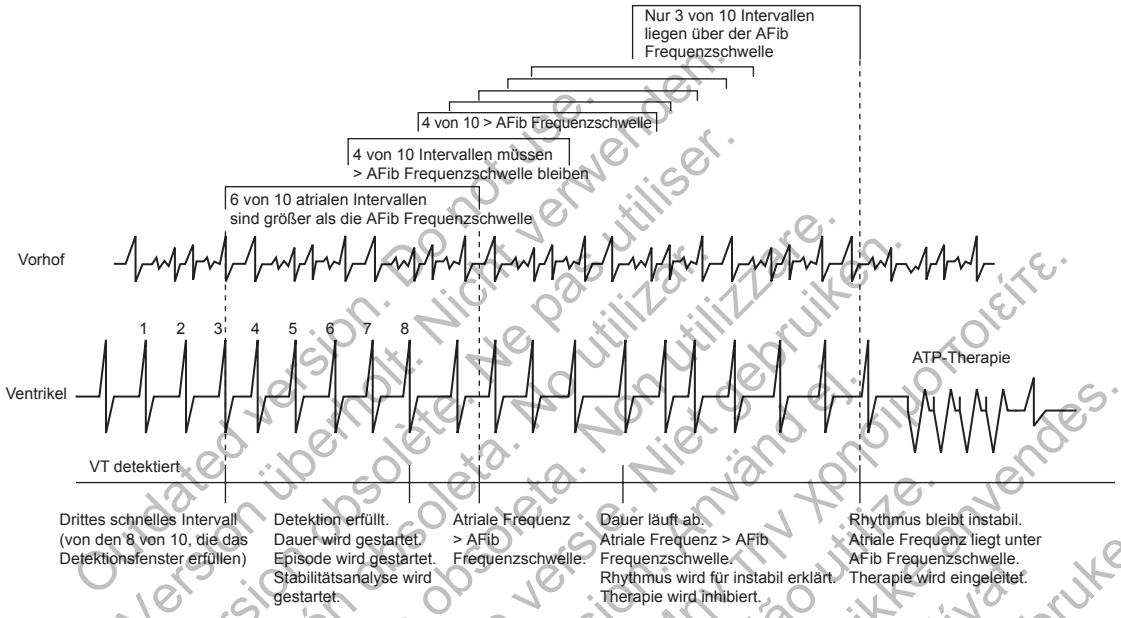


Abbildung 2-20. Interaktion von „AFib-Frequenzschwelle“ und „Stabilität“

Wenn „AFib-Frequenzschwelle“ und „Stabilität“ alleine genutzt werden, wird die ventrikuläre Therapie gestartet, wenn ein stabiler Rhythmus erklärt wird. Die ventrikuläre Therapie wird bei einem instabilen Rhythmus gestartet, wenn festgestellt wird, dass die atriale Frequenz unter der AFib-Frequenzschwelle liegt (Tabelle 2-10 auf Seite 2-27). Wenn „AFib-Frequenzschwelle“ und „Stabilität“ zusammen mit anderen Inhibitorverbesserungen genutzt werden, wird die ventrikuläre Therapie nicht unbedingt gestartet, wenn sie nicht länger von „AFib-Frequenzschwelle“/„Stabilität“ inhibiert wird. Die Therapie kann weiterhin von anderen programmierten Detektionsverbesserungen wie „Onset“ (wenn die Detektionsverbesserungs-Typen „Onset/Stabilität“ aktiviert sind) oder „Vektor-Timing und -Korrelation“ (wenn der Detektionsverbesserungs-Typ „Rhythm ID“ aktiviert ist) inhibiert werden.

Berücksichtigen Sie die folgenden Informationen während dieser Interaktionen:

- Die Detektionsverbesserungen „AFib Frequenzschwelle“ und „V-Frequenz > A-Frequenz“ werden nicht bewertet, wenn in einer „Rhythm ID“-Konfiguration die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Aus“ programmiert ist.

- Da die AFib-Frequenzschwelle während der Redetektion (nach Abgabe einer ventrikulären ATP-Therapie, jeder abgebrochenen ventrikulären Therapie, oder wenn keine Therapie verfügbar ist) nicht überprüft wird, zeigt der Bericht „Episodendetails“ keine Daten für die Verbesserung während der Redetektion an, auch wenn der Parameter auf „Ein“ programmiert ist.

Obsolete version. Do not use. Version überholt. Nicht verwenden. Versión obsoleta. No utilizar. Versione obsoleta. Non utilizzare. Versão obsoleta. Não utilize. Versiune depășită. Nu folosiți. Versión obsoleta. No utilizar. Versione obsoleta. Non utilizzare. Versão obsoleta. Não utilize. Versiune depășită. Nu folosiți. Versión obsoleta. No utilizar. Versione obsoleta. Non utilizzare. Versão obsoleta. Não utilize. Versiune depășită. Nu folosiți. Versión obsoleta. No utilizar. Versione obsoleta. Non utilizzare. Versão obsoleta. Não utilize. Versiune depășită. Nu folosiți. Versión obsoleta. No utilizar. Versione obsoleta. Non utilizzare. Versão obsoleta. Não utilize. Versiune depășită. Nu folosiți.

- Der Parameter „AFib-Frequenzschwelle“ wird in den folgenden Fällen nicht für die Arrhythmie- Detektion ausgewertet; im Bericht „Episodendetails“ jedoch werden die Daten für den Parameter „AFib-Frequenzschwelle“ auf der Basis einer Frequenzschwelle von 170 min^{-1} weiterhin angezeigt:
  - Die AFib Frequenzschwelle ist auf „Aus“ programmiert
  - Die Anzahl der ventrikulären Zonen ist auf 1 programmiert
  - Es sind keine Detektionsverbesserungs-Typen aktiviert
- Ein detektiertes atriales Ereignis wird nur als AF klassifiziert, während die AFib-Frequenzschwelle zur Arrhythmiedetektion bewertet wird.

Tabelle 2-10. Kombinationen aus „AFib-Frequenzschwelle“ und „Stabilität“ und die sich daraus ergebende Therapie

Detektierter ventrikulärer Rhythmus[a]	Therapieentscheidung[b]
Instabil, A > AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Stabil, A > AFib-Frequenzschwelle	Behandeln
Instabil, A < AFib-Frequenzschwelle	Behandeln
Stabil, A < AFib-Frequenzschwelle	Behandeln

a. Wenn sich der erkannte ventrikuläre Rhythmus ändert, wird die passende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
b. Inhibitionsentscheidungen können von V > A oder SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.

HINWEIS: *Siehe "Verwendung atrialer Informationen" auf Seite 2-5 für weitere Informationen über die Aggregatperformance, wenn die atriale Elektrode auf „Aus“ programmiert ist.*

Stabilitätsanalyse

Die Stabilitätsanalyse wird zur Unterscheidung instabiler (unregelmäßiger) ventrikulärer Rhythmen von stabilen (regelmäßigen) ventrikulären Rhythmen verwendet. Dies geschieht durch Messen der Variabilität der Tachykardie-RR-Intervalle.

Diese Variabilität kann – allein verwendet – dem Aggregat eine Unterscheidung zwischen übergeleitetem AF (das zu größerer R-R-Variabilität führen kann) und monomorpher VT (die normalerweise stabil ist) ermöglichen. Sie kann außerdem verwendet werden, um MVTs (die durch Stimulation terminiert werden können) von polymorphen VTs und Kammerflimmern (die normalerweise nicht durch Stimulation terminiert werden können) zu unterscheiden.

Entsprechend den Bedürfnissen des jeweiligen Patienten kann der Arzt entscheiden, ob „Stabilität“ als Inhibitor zur Verhinderung einer Therapie bei AF programmiert oder ob die Stabilitätsanalyse verwendet werden soll, um die Art der abzugebenden Therapie zu bestimmen („Schock, falls instabil“).

Der Algorithmus der Stabilitätsanalyse berechnet die Differenzen zwischen den RV R-R-Intervallen. Diese Differenzen werden während der gesamten Dauer berechnet; außerdem wird eine durchschnittliche Differenz berechnet. Wenn die Dauer abläuft, wird die Stabilität des Rhythmus bewertet, indem die gegenwärtige durchschnittliche Differenz mit den programmierten Schwellenwerten für „Stabilität“ und/oder „Schock, falls instabil“ verglichen wird. Wenn die durchschnittliche Differenz über den programmierten Schwellenwerten liegt, wird der Rhythmus als instabil erklärt. Für die Funktionen „Stabilität“ (zur Inhibierung) und „Schock, falls instabil“ sind unabhängige Schwellenwerte verfügbar. Es können nicht beide in derselben ventrikulären Zone programmiert werden.

Das Aggregat führt für alle Episoden Stabilitätsberechnungen durch (auch wenn „Stabilität“ auf „Aus“ programmiert ist) und speichert die Ergebnisse im Therapieverlauf. Diese gespeicherten Daten sind bei der Auswahl eines angemessenen Stabilitätsschwellenwerts hilfreich.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Πάλαιά εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Föråldrad version. Använd ej.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használd!
Versja nieaktualna. Nie używać.

Stabilität (zur Inhibierung)

Der Parameter „Stabilität“ kann bei der Identifizierung schneller Rhythmen helfen, die ihren Ursprung im Vorhof haben, wie AF. Diese Rhythmen können auch zu instabilen ventrikulären Rhythmen führen, deren Frequenz die niedrigste Frequenzschwelle übersteigt und die nicht behandelt werden sollten. Wenn ein Rhythmus bei Ablauf der Dauer als stabil erklärt wird, wird die programmierte Therapie abgegeben. Wenn der Rhythmus für instabil erklärt wird, wird die ventrikuläre Therapie inhibiert.

Falls eine Tachykardie am Ende der anfänglichen Dauer für instabil erklärt und die ventrikuläre Therapie inhibiert wird, untersucht das Aggregat weiter jedes neue detektierte Intervall hinsichtlich Stabilität (Abbildung 2-21 auf Seite 2-28). Die Therapie wird von der Stabilität nicht inhibiert, wenn:

- Der Parameter „V- Frequenz > A- Frequenz“ die ventrikuläre Frequenz für höher als die atriale Frequenz erklärt
- Die SRD abgelaufen ist (falls sie auf „Ein“ programmiert ist)

Die ventrikuläre Therapie wird nicht unbedingt gestartet, wenn sie nicht länger von „Stabilität“ inhibiert wird. Die Therapie kann weiterhin von anderen programmierten Detektionsverbesserungen wie „Onset“ (wenn die Detektionsverbesserungs-Typen „Onset/Stabilität“ aktiviert sind) oder „Vektor-Timing und -Korrelation“ (wenn der Detektionsverbesserungs-Typ „Rhythm ID“ aktiviert ist) inhibiert werden.

HINWEIS: *Die ventrikuläre Therapie kann auch durch eine Analyse des Stabilitätsalgorithmus inhibiert werden, wie dies beim Kriterium „AFib-Frequenzschwelle“ geschieht.*

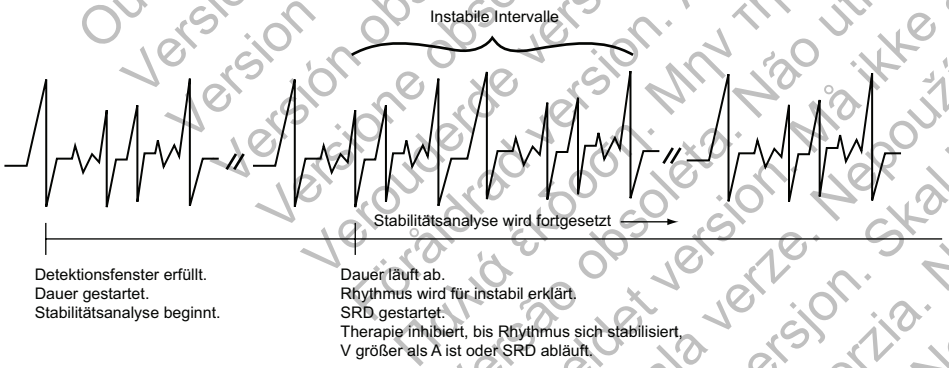


Abbildung 2-21. Stabilität wird untersucht, wenn die Dauer abläuft

Schock, falls instabil

Bei Programmierung auf „Schock, falls instabil“ hilft die Stabilitätsanalyse zu entscheiden, ob die ventrikuläre ATP-Therapie übersprungen werden sollte, damit stattdessen die erste programmierte ventrikuläre Defibrillationstherapie (die eine niedrige oder hohe Energie haben kann) für die ventrikuläre Zone abgegeben wird (Abbildung 2-22 auf Seite 2-29).

Dynamische ventrikuläre Arrhythmien, wie polymorphe VT oder VF, können mit einer niedrigeren Frequenz als der höchsten ventrikulären Frequenzschwelle detektiert und als instabil klassifiziert werden. Da der detektierte Rhythmus in einer niedrigeren ventrikulären Zone detektiert werden kann, in der u. U. ATP programmiert ist, kann die Stabilitätsanalyse verwendet werden, um die programmierten ventrikulären ATP-Therapien zu überspringen und stattdessen Schocks an den Patienten abzugeben. Die Stabilität wird bei jedem Detektions-/Redetektionszyklus bewertet, einschließlich einer Bewertung zwischen den Bursts eines ATP-Schemas. Wenn innerhalb einer Episode ein ventrikulärer Schock abgegeben wurde, hat die Funktion „Schock, falls instabil“ keinen Einfluss auf die Therapieauswahl mehr.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.
Μνν την χρησιμοποιείτε.
Πανώ ανοδοη.

Die Funktion „Schock, falls instabil“ kann nur in der VT-Zone einer 2- oder 3-Zonen-Konfiguration verwendet werden. Sie kann nicht in einer 2-Zonen-Konfiguration programmiert werden, wenn „Stabilität“ oder „Onset“ bereits auf „Ein“ programmiert ist oder wenn „Post-V-Schock-Stabilität“ oder „AFib-Frequenzschwelle“ auf „Ein“ programmiert ist.

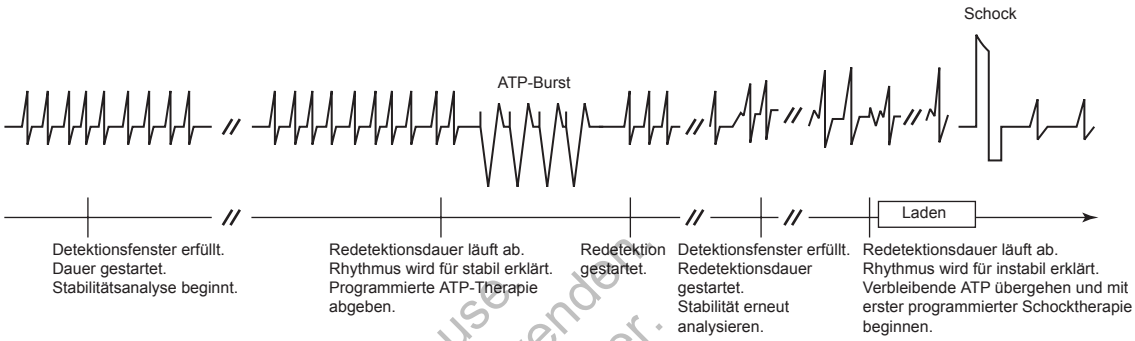


Abbildung 2-22. Schock, falls instabil

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Τρεχούσα εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Verouderd versie. Niet gebruiken.
Forældet version. Anvænd ej.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használható.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Versiunea veche. Nu folosiți.
Versja nieaktualna. Nie używać.

Onset

Onset unterscheidet physiologische Sinustachykardien, die normalerweise langsam beginnen, von pathologischen Tachykardien, die normalerweise abrupt beginnen. Es misst im ventrikulären Rhythmus die Geschwindigkeit des Übergangs von langsamen Frequenzen zu einer Tachykardie. Wenn der Frequenzanstieg allmählich erfolgt, inhibiert das Aggregat die ventrikuläre Therapie in der niedrigsten tachykarden Frequenzzone.

Wenn ein Detektionsfenster erfüllt wird, beginnt das Aggregat die Werte für das plötzliche Einsetzen (Onset) einer Arrhythmie in zwei Phasen zu berechnen.

- In Phase 1 werden die ventrikulären Intervalle vor dem Start der Episode gemessen und das Paar benachbarter Intervalle (der Wendepunkt) lokalisiert, bei denen die Zykluslänge sich am stärksten verringerte. Wenn die Verringerung der Zykluslänge größer oder gleich dem programmierten Onset-Schwellenwert ist, erklärt Phase 1 ein plötzliches Einsetzen der Arrhythmie.

- In Phase 2 werden dann zusätzliche Intervalle verglichen. Wenn die Differenz zwischen dem Durchschnittsintervall vor dem Pivot-Punkt (Wendepunkt) und 3 der ersten 4 Intervalle nach dem Pivot-Punkt größer oder gleich dem programmierten Onset-Schwellenwert ist, erklärt Phase 2 ein plötzliches Einsetzen der Arrhythmie.

Wenn beide Phasen das Einsetzen für plötzlich erklären, wird die Therapie gestartet. Wenn eine der Phasen auf ein allmähliches Einsetzen hinweist, wird die anfängliche ventrikuläre Therapie in der niedrigsten Zone inhibiert. Die Therapie wird durch „Onset“ nicht inhibiert, wenn:

- Die Frequenz in eine höhere ventrikuläre Zone ansteigt

- Daten von der atrialen Elektrode anzeigen, dass die RV-Frequenz schneller als die atriale Frequenz ist („V-Frequenz > A-Frequenz“ auf „Ein“ programmiert)

- Der SRD-Timer abläuft

„Onset“ wird nur anhand RV-Intervalle gemessen. Der Wert kann als Prozent der Zykluslänge oder als Intervalllänge (in ms) programmiert werden. Er ist auf die unterste Therapiezone in einer Mehr-Zonen-Konfiguration beschränkt. Der gewählte Onset-Wert repräsentiert die Mindestdifferenz, die zwischen Intervallen bestehen muss, die oberhalb und unterhalb der niedrigsten programmierten Frequenzschwelle liegen. Das Aggregat führt Onset-Berechnungen für alle Episoden außer induzierten oder befohlenen Episoden durch (auch wenn die Funktion auf

„Aus“ programmiert ist). Die gemessenen Onset-Ergebnisse aus einer Zwei-Phasen-Berechnung werden im Therapiespeicher abgelegt. Diese gespeicherten Daten können zur Programmierung eines angemessenen Onset-Werts benutzt werden.

Sustained Rate Duration (SRD)

Die Sustained Rate Duration (SRD) erlaubt die Abgabe der programmierten ventrikulären Therapie, wenn eine Tachykardie über einen programmierten Zeitraum anhält, der über den Wert „Dauer“ hinaus geht, aber die programmierten Therapieinhibitoren („Vektor-Timing und -Korrelation“, „AFib Frequenzgrenze“, „Onset“ und/oder „Stabilität“) anzeigen, dass eine Behandlung zurückgehalten werden soll (Abbildung 2-23 auf Seite 2-30).

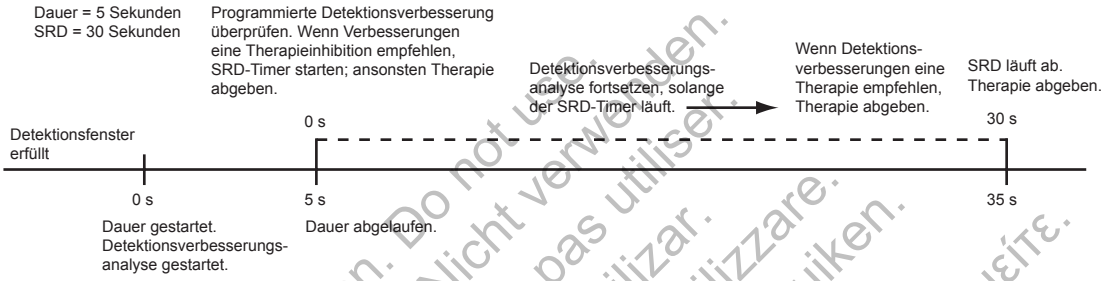


Abbildung 2-23. Kombination aus „Onset“ ODER „Stabilität“, „SRD“ auf „Ein“

SRD ist in einer Zone nur verfügbar, wenn eine Inhibitor-Verbesserung in der Zone auf „Ein“ programmiert ist. Wenn die Detektionsverbesserung für Rhythm ID aktiviert ist, kann SRD für die VT-Zone und die VT-1 Zone getrennt programmiert werden.

- Ein programmierter SRD-Timer startet, falls bei Ablaufen der Dauer in einer Zone, in der die Detektionsverbesserungen auf „Ein“ programmiert sind, die ventrikuläre Therapie zurückgehalten wird.

- Wenn das Detektionsfenster in der niedrigsten Zone für den programmierten SRD-Zeitraum aufrechterhalten wird, wird die programmierte ventrikuläre Therapie am Ende des VT-1 SRD-Zeitraums abgegeben, wenn VT-1 SRD programmiert ist und der Rhythmus in der VT-1 Zone liegt. Die Therapie wird am Ende des VT SRD-Zeitraums abgegeben, wenn VT SRD programmiert ist und der Rhythmus in der VT-Zone liegt.

- Wenn die Frequenz auf eine höhere ventrikuläre Zone beschleunigt, in der die Detektionsverbesserungen nicht auf „Ein“ programmiert sind, und die Dauer für die höhere Zone abläuft, wird die Therapie in der Zone inhibiert, ohne auf das Ablaufen des SRD-Zeitraums in einer niedrigeren ventrikulären Zone zu warten. Wenn SRD auf „Aus“ programmiert ist, wird ein SRD-Timer nicht bei Ablaufen der Dauer gestartet, sodass Detektionsverbesserungen eine Therapie dauerhaft inhibieren können.

Es kann ein unabhängiger Post-Schock-SRD-Wert programmiert werden.

Kombinationen aus „AFib-Frequenzschwelle“, „Stabilität“ sowie „Vektor-Timing und -Korrelation“

Die Kombination von „AFib-Frequenzschwelle“, „Stabilität“ und „Vektor-Timing und -Korrelation“ erhöhen die Spezifität der ventrikulären Detektion, die über „Frequenz“ und „Dauer“ hinausgeht. Neben der Nutzung von „AFib-Frequenzschwelle“ und „Stabilität“ zur Identifizierung von AF, nutzt diese Kombination von Verbesserungen die Vektor-Timing und -Korrelationsanalyse zur Unterscheidung von SVT-Rhythmen und VT-Rhythmen basierend auf Leitungsmustern im Herzen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilize.
Utdatert versjon. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használat.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Die Kombination von Detektionsverbesserungen aus „AFib Frequenzschwelle“, „Stabilität“ und „Vektor-Timing und -Korrelation“ umfasst auch „V-Frequenz > A-Frequenz“; sowohl „AFib-Frequenzschwelle“, „Stabilität“ als auch „V-Frequenz > A-Frequenz“ werden aktiviert, wenn die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Ein“ programmiert wird. Diese Kombination ist nur verfügbar, wenn der Detektionsverbesserungs-Typ „Rhythm ID“ aktiviert ist und gilt nur für die anfängliche Detektion (Tabelle 2-11 auf Seite 2-31).

Wenn V-Frequenz > A-Frequenz auf „Ein“ programmiert ist (d. h. Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung ist auf „Ein“ programmiert) und „Wahr“ ist, hat es Vorrang vor allen anderen Inhibitorverbesserungen.

Tabelle 2-11. Kombinationen aus „AFib Frequenzschwelle“, „Stabilität“ und „Vektor-Timing und -Korrelation“ und die sich daraus ergebenden Therapieentscheidungen, wenn die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Ein“ programmiert ist

Detektierter ventrikulärer Rhythmus[a b c]	Therapieentscheidung[d]
Korreliert, instabil, A > AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Korreliert, instabil, A < AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Unkorreliert, instabil, A > AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Unkorreliert, instabil, A < AFib-Frequenzschwelle	Behandeln
Korreliert, stabil, A > AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Korreliert, stabil, A < AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Unkorreliert, stabil, A > AFib-Frequenzschwelle	Behandeln
Unkorreliert, stabil, A < AFib-Frequenzschwelle	Behandeln

a. Wenn sich der erkannte ventrikuläre Rhythmus ändert, wird die passende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
b. Wenn kein Rhythm ID Referenzmuster verfügbar ist, wird der erkannte ventrikuläre Rhythmus als unkorreliert eingestuft.
c. Für die Post-Schock-Erkennung (wenn aktiviert), werden „Vektor-Timing und -Korrelation“ als unkorreliert eingestuft.
d. Inhibitionsentscheidungen können von V > A oder SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.

Wenn die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Aus“ programmiert ist, werden „Vektor-Timing und Korrelation“ für die „Anfängliche Detektion“ sowie „Stabilität“ für die „Post-Schock-Detektion“ genutzt. „V Frequenz > A Frequenz“ und „AFib-Frequenzschwelle“ werden nicht länger genutzt (Tabelle 2-12 auf Seite 2-31).

Tabelle 2-12. Kombinationen aus „Vektor-Timing und Korrelation“ und „Stabilität“ und die sich daraus ergebenden Therapieentscheidungen, wenn die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Aus“ programmiert ist

Detektion[a b]	Detektierter ventrikulärer Rhythmus[a c]	Therapieentscheidung
Anfänglich	Korreliert	Inhibieren[d]
Anfänglich	Unkorreliert	Behandeln
Post-Schock	Instabil	Inhibieren[d]
Post-Schock	Stabil	Behandeln

a. Wenn sich der erkannte ventrikuläre Rhythmus ändert, wird die passende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
b. Wenn die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Aus“ programmiert ist, werden „Vektor-Timing und -Korrelation“ für die „Anfängliche Detektion“ sowie „Stabilität“ für die „Post-Schock-Detektion“ genutzt.
c. Wenn kein Rhythm ID Referenzmuster verfügbar ist, wird der erkannte ventrikuläre Rhythmus als unkorreliert eingestuft.
d. Inhibitionsentscheidungen können von SRD außer Kraft gesetzt werden.

Kombinationen aus „AFib-Frequenzschwelle“, „Stabilität“ und „Onset“

Die Kombination von „AFib-Frequenzschwelle“, „Stabilität“ und „Onset“ tragen zur Spezifität der Detektionskriterien „Frequenz“ und „Dauer“ bei. Diese Kombination von Detektionsverbesserungen ist nur verfügbar, wenn die Detektionsverbesserungs-Typen „Onset/Stabilität“ aktiviert ist. Sie gilt nur für die anfängliche Detektion. Wenn die Detektionsverbesserungen aktiviert sind, empfehlen oder inhibieren sie die Therapie für eine bestimmte Zone.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foraldet version. Ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Versja er utdatert. Skal ikke brukes.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Wenn die Parameter „AFib Frequenzschwelle“, „Stabilität“ und „Onset“ alle auf „Ein“ programmiert sind, wird die ventrikuläre Therapie gestartet, wenn der Rhythmus plötzlich einsetzt, vorausgesetzt, dass entweder die ventrikuläre Frequenz stabil oder die atriale Frequenz kleiner als die AFib-Frequenzschwelle ist (Tabelle 2-13 auf Seite 2-32).

Tabelle 2-13. Kombinationen aus „AFib-Frequenzschwelle“, „Stabilität“ und „Onset“ und die sich daraus ergebende ventrikuläre Therapie

Detektierter ventrikulärer Rhythmus[a]	Therapieentscheidung[b]
Allmählich, instabil A > AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Allmählich, instabil A < AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Plötzlich, instabil, A > AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Plötzlich, instabil, A < AFib-Frequenzschwelle	Behandeln[c]
Allmählich, stabil, A > AFib-Frequenzschwelle	Behandeln
Allmählich, stabil, A < AFib-Frequenzschwelle	Inhibieren
Plötzlich, stabil, A > AFib-Frequenz-schwelle	Behandeln
Plötzlich, stabil, A < AFib-Frequenz-schwelle	Behandeln

a. Wenn sich der erkannte ventrikuläre Rhythmus ändert, wird die passende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
b. Inhibitionsentscheidungen können von V > A oder SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.
c. Wenn V Frequenz > A Frequenz auf „Ein“ programmiert und „Falsch“ ist, wird die ventrikuläre Therapie inhibiert, weil der Rhythmus instabil ist.

Wenn V-Frequenz > A-Frequenz auf „Ein“ programmiert und „Wahr“ ist, hat es Vorrang vor allen Inhibitorverbesserungen.

Kombinationen aus „Onset“ und „Stabilität“

Wenn das Kriterium „Stabilität“ zur Inhibierung programmiert ist, kann es mit dem Parameter „Onset“ kombiniert werden, um bei der Klassifizierung von Arrhythmien eine noch größere Spezifität zu erreichen.

Diese Kombination von Detektionsverbesserungen ist nur verfügbar, wenn der Detektionsverbesserungs-Typ „Onset/Stabilität“ aktiviert ist. Sie gilt nur für die anfängliche Detektion. Die Verbesserungen können auf folgende Optionen programmiert werden, um die ventrikuläre Therapie zu starten (Tabelle 2-14 auf Seite 2-33):

- Sowohl „Onset“ als auch „Stabilität“ indiziert eine Behandlung
- Entweder „Onset“ oder „Stabilität“ indiziert eine Behandlung

Basierend auf diesen Programmierentscheidungen wird die ventrikuläre Therapie inhibiert, wenn eines der folgenden Kriterien erfüllt ist:

- Wenn die programmierte Kombination „Onset“ und „Stabilität“ lautet, wird die ventrikuläre Therapie inhibiert, wenn einer der Parameter angibt, dass die Therapie zurückgehalten werden sollte; d. h. der Rhythmus ist allmählich ODER instabil (die UND-Bedingung zur Behandlung ist nicht erfüllt).
- Wenn die programmierte Kombination „Onset“ oder „Stabilität“ lautet, wird die ventrikuläre Therapie unmittelbar nach Ende der Dauer nur dann inhibiert, wenn beide Parameter angeben, dass die Therapie zurückgehalten werden sollte; d. h. der Rhythmus ist allmählich und instabil (die ODER-Bedingung zur Behandlung ist nicht erfüllt).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωϊμή έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

In jedem Fall wird die ventrikuläre Therapie erst dann gestartet, wenn die und/oder-Bedingungen zur Behandlung erfüllt sind. Wenn diese beiden Kombinationen (und/oder) in Verbindung mit SRD verwendet und die und/oder -Bedingungen nicht erfüllt werden, wird die ventrikuläre Therapie inhibiert, bis „V-Frequenz > A-Frequenz“ „Wahr“ ist oder die SRD abläuft (Tabelle 2-14 auf Seite 2-33).

Tabelle 2-14. Kombinationen von „Onset“ und „Stabilität“ und die sich daraus ergebende Therapie

Detektionsrhythmus	Kombination Onset und Stabilität[a b c]	Kombination Onset oder Stabilität[c]
Allmählich, instabil	Inhibieren	Inhibieren
Allmählich, stabil	Inhibieren	Behandeln
Plötzlich, instabil	Inhibieren	Behandeln
Plötzlich, stabil	Behandeln	Behandeln

a. Wenn sich der erkannte ventrikuläre Rhythmus ändert, wird die passende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
b. Die „und“-Kombination ist die nominelle Einstellung, wenn beides aktiviert ist.
c. Inhibitionsentscheidungen können von V > A oder SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

TACHYARRHYTHMIETHERAPIE

KAPITEL 3

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- "Ventrikuläre Therapie" auf Seite 3-2
- "Antitachykardiestimulationstherapien und -Parameter" auf Seite 3-8
- "Ventrikuläre Schocktherapie und Parameter" auf Seite 3-16

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

VENTRIKULÄRE THERAPIE

Das Aggregat kann zwei Arten der Therapie zur Terminierung von VT oder VF abgeben:

- Antitachykardiestimulation (ATP)
- Kardioversions-/Defibrillationsschocks

ATP-Stimulationsschemata bestehen aus Salven von Stimulationsimpulsen (Bursts), die zwischen den ventrikulären Frequenzdetektionselektroden abgeben werden. Die Schocks sind zeitlich begrenzte, biphasische Hochspannungs-Impulse, die über die Defibrillationselektroden synchron zur detektierten Herzaktivität abgegeben werden.

HINWEIS: *Die im Rahmen der Tachykardietherapie zu treffenden Entscheidungen beruhen auf der Herzzykluslänge, für die ausschließlich RV-detektierte Ereignisse berücksichtigt werden.*

Ventrikulärer Therapieplan

Ein ventrikulärer Therapieplan bestimmt die Art der Therapie, die in einer bestimmten ventrikulären Frequenzzone abgegeben wird. Es besteht aus einer Kombination ventrikulärer ATP und/oder Schocks. Jede ventrikuläre Zone kann mit unabhängigen ventrikulären Therapieplänen programmiert werden (Abbildung 3-1 auf Seite 3-2).

Innerhalb jeder Zone muss die Therapiestärke zunehmen

Niedrigste Energie → Höchste Energie

Zwischen den Zonen ist die Therapie-stärke nicht beschränkt.

Zone	ATP1[2]	ATP2[2]	QUICK CONVERT ATP	Schock 1[1]	Schock 2[1]	Verbleibende (maximale) Schocks[1]
VF	Nicht verfügbar		Ein, Aus	0,1-max. J	0,1-max. J	max. J
VT	Alle ATP-Arten verfügbar	Alle ATP-Arten verfügbar	N/A	0,1-max. J	0,1-max. J	max. J
VT-1	Alle ATP-Arten verfügbar	Alle ATP-Arten verfügbar	N/A	0,1-max. J	0,1-max. J	max. J

[1] In der niedrigsten Zone einer Mehrzonenkonfiguration können einige oder alle Schocks auf „Aus“ programmiert werden, beginnend mit den maximalen Schocks. Wenn die maximalen Schocks auf „Aus“ programmiert sind, kann auch Schock 2 auf „Aus“ programmiert werden. Wenn Schock 2 auf „Aus“ programmiert ist, kann auch Schock 1 auf „Aus“ programmiert werden. Wenn die Arrhythmie in der niedrigsten Zone anhält und einige oder alle Schocks auf „Aus“ programmiert sind, wird keine weitere Therapie abgegeben, bis die Arrhythmie in eine höhere Zone beschleunigt. Im Therapiefenster der VT- oder VT-1-Zone gibt es die Schaltfläche „Therapie ausschalten“, damit alle ATP- und Schocktherapien in dieser Zone schnell deaktiviert werden können.

[2] Ventrikuläre ATP-Therapie kann auf „Aus“, „Burst“, „Ramp“, „Scan“ oder „Ramp/Scan“ in VT-1-Zone und VT-Zone programmiert werden.

Abbildung 3-1. Ventrikulärer Therapieplan, 3-Zonen-Konfiguration

Die Therapien innerhalb einer ventrikulären Zone müssen in aufsteigender Reihenfolge nach Therapiestärken angeordnet sein. Alle ventrikulären ATP-Therapien werden als gleich stark, aber schwächer als alle Schocktherapien angesehen. Die Stärke der Schocktherapien wird durch deren programmierte Energie festgelegt. In einer Konfiguration mit mehreren Zonen können die Therapien in einer höheren ventrikulären Zone schwächer, stärker oder gleich stark sein wie die Therapien in einer niedrigeren ventrikulären Zone. Innerhalb einer Zone müssen die Therapien jedoch mit gleicher oder steigender Energie programmiert werden.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πάλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Foraldet versjon. Skal ikke brukes.
Uppdaterad version. Ska inte användas.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Nieaktualna wersja. Nie używać.

Ventrikuläre Therapieauswahl

Gestützt auf die folgenden Grundregeln entscheidet das Aggregat, welche ventrikuläre Therapie abgegeben wird:

- Während einer ventrikulären Episode muss jede nachfolgende Therapie mit einer Energie abgegeben werden, die mindestens so groß ist wie die der vorherigen Therapie. Wenn eine ventrikuläre Schocktherapie abgegeben wurde, ist keine weitere ventrikuläre ATP-Therapie in dieser Episode erlaubt, da die ATP-Therapie von niedrigerer Stärke als die Schocktherapie ist. Jede nachfolgende ventrikuläre Schockabgabe, unabhängig von ventrikulären Zonenänderungen während einer ventrikulären Episode, muss eine höhere oder die gleiche Stärke aufweisen.

- Jedes ventrikuläre ATP-Schema (das aus mehreren Bursts bestehen kann) kann in einer ventrikulären Episode nur einmal abgegeben werden.

- In einer ventrikulären Episode können bis zu 8 Schocks abgegeben werden. Die ersten beiden Schocks sind programmierbar. Folgende nicht programmierbare Schocks mit maximaler Energie sind in jeder Zone verfügbar:
  - VT-1-Zone: 3 Schocks mit maximaler Energie
  - VT-Zone: 4 Schocks mit maximaler Energie
  - VF-Zone: 6 Schocks mit maximaler Energie

HINWEIS: *Falls ein Schock mit Hilfe des Befehls THERAPIE ABLEITEN vom Programmiergerät, durch Verwendung des Magneten oder aufgrund der Funktion „Abgeleitet-Neubestätigung“ abgeleitet wird, wird er nicht als einer der verfügbaren Schocks für die Tachyarrhythmieepisode gezählt. Außerdem werden befohlene Therapien und STAT-DEFIB-Notdefibrillationen nicht zu den verfügbaren Schocks in einer Episode gezählt und sie beeinflussen die weitere Therapieauswahl nicht.*

Auf Grundlage der „anfänglichen ventrikulären Detektionskriterien“ wählt das Aggregat die erste Therapieform in der ventrikulären Zone, in der die Tachyarrhythmie detektiert wird (d. h. die Detektion erfüllt wird; siehe "Ventrikuläre Detektion" auf Seite 2-6). Nach Abgabe der ausgewählten Therapie beginnt das Aggregat mit der Redetektion, um zu bestimmen, ob die Arrhythmie konvertiert wurde.

- Wenn die Arrhythmie auf eine Frequenz unterhalb der niedrigsten programmierten Detektionsschwelle konvertiert wurde, setzt das Aggregat die Überwachung so lange fort, bis das Ende der Episode erklärt wird. Wenn die Episode endet, verwendet das Aggregat wieder die anfänglichen ventrikulären Detektionskriterien für eine neue Episode. Wenn eine neue Episode erklärt wird, wird wieder die erste festgelegte Therapie abgegeben.

- Wenn die Arrhythmie nicht konvertiert werden kann und in derselben ventrikulären Zone erneut eine Arrhythmie entdeckt wird, wird die nächste programmierte Therapie in dieser Zone ausgewählt und abgegeben (Abbildung 3-2 auf Seite 3-4), und es erfolgt erneut eine Redetektion. Wenn die Arrhythmie in derselben Zone anhält, wird die für diese Zone vorgesehene Therapiefolge fortgesetzt.

Outdated version. Do not use. Version überholt. Nicht verwenden. Versión obsoleta. No utilizar. Version obsolète. Ne pas utiliser. Versione obsoleta. Non utilizzare. Verouderde versie. Niet gebruiken. Forældet version. Må ikke anvendes. Zastaralá verze. Nepoužívat. Utdatert versjon. Skal ikke brukes. Elavult verzió. Ne használja! Wersja nieaktualna. Nie używać. Versão obsoleta. Não utilize. Föråldrad version. Använd ej. Vanhentunut versio. Älä käytä. Zastaraná verzia. Nepoužívať. Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.

- Wenn eine Arrhythmie nach einer Therapieabgabe ventrikuläre Zonengrenzen überschreitet (durch Beschleunigung oder Verlangsamung) und in einer höheren oder niedrigeren ventrikulären Zone redetektiert wird, wird eine Therapie von gleicher oder höherer Stärke als die vorherige in der detektierten Zone ausgewählt und abgegeben. Für eine Schocktherapie entscheidet das Aggregat vor dem Laden des Kondensators auf der Basis der detektierten Frequenzschwelle, welcher Schock abgegeben werden soll. Wenn sich die Tachyarrhythmie während des Ladens des Kondensators gegenüber der anfänglich detektierten Frequenz beschleunigt oder verlangsamt, wird die vorbestimmte Energie dennoch abgegeben.

  Siehe Abbildung 3-3 auf Seite 3-4 bis Abbildung 3-10 auf Seite 3-7.

Nach jeder Therapieabgabe wird eine Redetektion durchgeführt, um zu bestimmen, ob eine weitere Therapie erforderlich ist. Verwenden Sie die folgenden Information für die Interpretation der Therapieverlaufsdaten:

- Die Richtung der Therapieabgabe nach jedem Redetektionszyklus wird durch die eingekreisten Zahlen angezeigt.

- Aufwärts gerichtete Linien zeigen eine Beschleunigung der Arrhythmie in eine höhere ventrikuläre Zone.

- Abwärts gerichtete Linien zeigen eine Verlangsamung in eine niedrigere ventrikuläre Zone an.

- Die Therapie mit der niedrigsten Energie befindet sich in den ATP-Spalten; die Therapiestärke erhöht sich, wenn Sie in der Tabelle nach rechts gehen.

HINWEIS: *In der VT-1-Zone einer Konfiguration mit 3 Zonen oder in der VT-Zone einer Konfiguration mit 2 Zonen können ein oder zwei ATP-Schemata als einzige Therapie programmiert werden, während alle Schocks in der niedrigsten Zone auf „Aus“ programmiert sind. Wenn diese Stimulationsschemata eine in der VT-1-Zone detektierte Arrhythmie nicht terminieren, wird während dieser Episode keine weitere Therapie abgegeben, es sei denn, die Frequenz steigt in eine höhere Zone und wird dort redetektiert.*

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No la utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foreldet version. Skal ikke benyttes.
Föråldrad version. Ej att använda.
Παλιά έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			Ein, Aus	5 J	11 J	Max Max Max Max Max Max
VT	Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	Max Max Max Max
VT-1	① Burst	② Ramp	N/A	③ 0,1 J	④ 2 J	⑤ Max ⑥ Max ⑦ Max

Abbildung 3-2. Fortschritt in der Therapieabgabe, Arrhythmie bleibt in derselben Zone, in der sie ursprünglich detektiert wurde

ATP1 wird in der VT-Zone abgegeben, da sie als gleich stark wie die ATP2-Therapie in der VT-1-Zone angesehen wird.

Wenn der Rhythmus in die VF-Zone beschleunigt, wird Schock 2 in der VF-Zone abgegeben, da Schock 1 eine niedrigere Energie als Schock 1 in der VT-Zone hat.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			Ein, Aus	2 J	⑤ 11 J	Max Max Max Max Max Max
VT	③ Burst	Aus	N/A	④ 3 J	9 J	⑥ Max ⑦ Max ⑧ Max ⑨ Max
VT-1	① Burst	② Ramp	N/A	0,1 J	2 J	Max Max Max

Abbildung 3-3. Fortschritt in der Therapieabgabe, ATP1 in der VT-Zone und Schock 2 in der VF-Zone

Wenn der Rhythmus zurück in die VT-Zone beschleunigt, wird die ATP2-Therapie abgegeben, da ATP1 in der Episode bereits verwendet wurde.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			Ein, Aus	11 J	17 J	Max ⑦ Max Max Max Max Max
VT	① Burst	③ Scan	N/A	④ 5 J	9 J	⑥ Max Max ⑧ Max ⑨ Max
VT-1	② Burst	Ramp	N/A	3 J	⑤ 5 J	Max Max Max

Abbildung 3-4. Fortschritt in der Therapieabgabe, ATP2-Therapie

Dies ist der dritte Schock, da bereits zwei programmierbare Schocks abgegeben wurden.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			Ein, Aus	5 J	11 J	⑥ Max Max Max Max Max Max
VT	② Burst	③ Scan	N/A	④ 1,1 J	9 J	⑦ Max ⑧ Max ⑨ Max
VT-1	① Burst	Ramp	N/A	⑤ 3 J	5 J	Max Max Max

Wenn sich der Rhythmus in die VT-1-Zone verlangsamt, wird ATP2 der VT-1-Zone nicht abgegeben, da in der VT-Zone bereits ein Schock abgegeben wurde. Daher wird die Therapie mit nächsthöherer Energie (Schock 1 der VT-1-Zone) abgegeben.

Abbildung 3-5. Fortschritt in der Therapieabgabe, Schock 1 in der VT-1-Zone

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			Ein, Aus	2 J	11 J	Max Max Max Max Max Max
VT	Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	Max Max Max Max
VT-1	① Burst	② Ramp	N/A	③ 0,1 J	④ 2 J	Aus Aus Aus

Wenn die Arrhythmie nach Abgabe des zweiten Schocks in der VT-1-Zone anhält, wird keine weitere Schocktherapie abgegeben, außer wenn die Arrhythmie in eine höhere Zone beschleunigt, da Schocks 3-5 in der VT-1-Zone auf „Aus“ programmiert sind.

Abbildung 3-6. Fortschritt in der Therapieabgabe, Schock 3 bis 5 in VT-1-Zone auf „Aus“ programmiert

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foreldet version. Må ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Elavult verzió. Nem használja!
Versão obsoleta. Não utilizar.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Die Arrhythmie beschleunigte zurück in die VF-Zone, der siebte Schock wird abgegeben. Die Arrhythmie hält in der VF-Zone an, deshalb wird der achte (und letzte) Schock abgegeben.

Ein sechster Schock wird abgegeben, da sich die Arrhythmie in der VF-Zone befindet.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			Ein, Aus	2 J	11 J	Max Max ⑦ Max ⑧ Max ⑨ Max ⑩ Max
VT	Burst	Aus	N/A	3 J	9 J	⑤ Max ⑥ Max Max Max
VT-1	① Burst	② Ramp	N/A	③ 0,1 J	④ 2 J	Max Max Max

Die Arrhythmie verlangsamte in eine niedrigere Zone und ein zusätzlicher Schock würde nicht abgegeben, bis die Arrhythmie zurück in die VF-Zone beschleunigt.

Abbildung 3-7. Fortschritt in der Therapieabgabe, sechster Schock abgegeben

Wenn die Neubestätigung darauf schließen lässt, dass die Arrhythmie nach Abgabe eines QUICK CONVERT ATP anhält, beginnt das Aggregat sofort mit der Aufladung für Schock 1.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			① Ein	② 11 J	③ 21 J	Max Max Max Max Max Max
VT	Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	Max Max Max Max
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	Max Max Max

Abbildung 3-8. Fortschritt in der Therapieabgabe, QUICK CONVERT ATP und Schock in VF-Zone

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			① Ein	2 J	11 J	Max Max Max Max Max Max
VT	② Burst	③ Scan	N/A	④ 3 J	⑤ 9 J	Max Max Max Max
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	Max Max Max

ATP1 wird in der VT-Zone abgegeben, da sie als gleich stark wie die QUICK-CONVERT-ATP-Therapie angesehen wird.

Abbildung 3-9. Fortschritt in der Therapieabgabe, QUICK CONVERT ATP verlangsamt den Rhythmus, ATP1 und Schock in VT-Zone abgegeben

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No usar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foraldrad version. Använd ej.
Πολύ εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Foraeldet version. Ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használja!
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No usar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versiune obsoletă. Nu folosiți.
Versiyon obsoleta. Nu utilizare.
Versiyon obsoleta. Nu utilizare.
Versión obsoleta. No usar.
Versión obsoleta. No usar.

Wenn der Rhythmus in die VF-Zone beschleunigt, wird Schock 1 abgegeben, da QUICK CONVERT ATP nur als erste Therapie in einer Episode verfügbar ist.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Schock 1	Schock 2	Verbleibende Schocks
VF			Ein	② 11 J	③ 21 J	Max Max Max Max Max Max
VT	① Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	Max Max Max Max
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	Max Max Max

Abbildung 3-10. Fortschritt in der Therapieabgabe, ATP1 in VT-Zone beschleunigt den Rhythmus, QUICK CONVERT ATP wird in VF-Zone übersprungen

Ventrikuläre Redetektion nach Abgabe einer ventrikulären Therapie

Nach Abgabe der ventrikulären Therapie nutzt das Aggregat die Redetektionskriterien, um den Rhythmus auszuwerten und festzustellen, ob eine weitere Therapie angemessen ist. Wenn die Redetektionskriterien erfüllt sind, bestimmen die Regeln für die Therapieauswahl die Art der abzugebenden Therapie.

Ventrikuläre Redetektion nach ventrikulärer ATP-Therapie

Die ventrikuläre Redetektion nach ventrikulärer ATP-Therapie stellt fest, ob eine Arrhythmie terminiert wurde.

Wenn ein ventrikuläres ATP-Schema abgegeben wird, überwacht das Aggregat die Herzfrequenz nach jedem Burst und verwendet ventrikuläre Detektionsfenster (Suche nach 8 von 10 schnellen Intervallen) sowie die ventrikuläre Redetektionsdauer, um zu bestimmen, ob die Arrhythmie terminiert wurde.

Das ATP-Schema wird mit den nächsten Bursts in der Sequenz fortgesetzt, bis eine der folgenden Bedingungen erfüllt ist:

- Die Redetektion erklärt den Therapieerfolg (Ende der Episode)
- Die angegebene Zahl der ATP-Bursts in dem Schema wurde abgegeben
- Das ATP-Zeitlimit für die ventrikuläre Zone ist abgelaufen
- Die detektierte ventrikuläre Arrhythmiefrequenz wechselt in eine andere ventrikuläre Frequenzzone, wodurch eine andere Therapie gewählt wird
- Die Funktion „Schock, falls instabil“ zwingt das Aggregat, die verbleibende ATP-Therapie zu überspringen und eine Schocktherapie einzuleiten
- Während der Abgabe des Bursts eines Schemas wird der Befehl THERAPIE ABLEITEN vom PRM empfangen
- Die Therapie wird während der Abgabe eines Therapieschemas mit einem Magneten abgebrochen
- Der temporäre Tachy-Modus hat sich geändert
- Eine befohlene Therapie wurde angefordert

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht benutzen.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versioon aegunud. Ärge kasutage.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

- Die Episode endet, weil der Tachy-Modus oder die ventrikulären Tachy-Parameter umprogrammiert wurden oder eine Induktionsmethode oder ein Elektrodentest versucht wurde

HINWEIS: *Bei Abbruch eines ATP-Bursts wird das entsprechende ATP-Schema beendet. Wenn eine weitere Therapie erforderlich ist, wird die nächste programmierte Therapie (entweder ATP oder Schocks) im Therapieplan gestartet.*

Ventrikuläre Redetektion nach ventrikulärer Schocktherapie

Die ventrikuläre Redetektion nach ventrikulärer Schocktherapie bestimmt, ob eine Arrhythmie terminiert wurde.

Wenn eine Schock-Therapie abgegeben wird, überwacht das Aggregat nach jedem Schock die Herzfrequenz und verwendet ventrikuläre Detektionsfenster (Suche nach 8 von 10 schnellen Intervallen) sowie die Post-Schock-Detektionsverbesserung (falls zutreffend), um zu bestimmen, ob die Arrhythmie terminiert wurde. Die Schocktherapie wird fortgesetzt, bis eine der folgenden Bedingungen erfüllt ist:

- Die Redetektion erklärt den Therapieerfolg (Ende der Episode)
- Alle verfügbaren ventrikulären Schocks in einer Episode wurden abgegeben
- Der Rhythmus wurde in der VT- oder VT-1-Zone detektiert, die verfügbare Anzahl programmierter Schocks in der Zone wurde abgegeben und die Arrhythmie bleibt in einer der unteren Zonen

Wenn alle verfügbaren Schocks für eine Episode abgegeben wurden, ist keine weitere Therapie verfügbar, bis das Aggregat 30 Sekunden lang eine Frequenz unterhalb der niedrigsten Frequenzschwelle detektiert, und das Ende der Episode erklärt wird.

ANTITACHYKARDIESTIMULATIONSTHERAPIEN UND -PARAMETER

Die Therapie und Parameter der Antitachykardiestimulation (ATP) versetzen das Aggregat in die Lage, folgende schnelle Rhythmen durch Abgabe einer Reihe von zeitlich genau abgestimmten Stimulationsimpulsen zu unterbrechen:

- Monomorphe ventrikuläre Tachykardie
- Supraventrikuläre Tachykardie

Die ATP-Therapie wird abgegeben, wenn das letzte detektierte Ereignis die Detektionskriterien erfüllt (Abbildung 3-11 auf Seite 3-9).

Ein ATP-Schema kann mit folgenden Parametern programmiert werden:

- Anzahl der abgegebenen Bursts
- Anzahl der Impulse innerhalb eines jeden Bursts
- Kopplungsintervall
- Burstzykluslänge
- Minimales Stimulationsintervall

Diese Parameter können so programmiert werden, dass sie folgende Arten von ATP-Therapieschemata erzeugen:

- Burst
- Ramp

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Icke användande.
Πρωιμή έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Ikke anvendes.
Foreldet versjon. Ikke bruke.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Scan
- Ramp/Scan

Die ATP-Amplitude und -Impulsdauer sind bei allen Schemata gleich und können unabhängig von den Einstellungen der Stimulation programmiert werden. Die ATP-Amplitude und -Impulsdauer weisen die gleichen programmierbaren Werte wie die Post-Therapie-Stimulation auf.

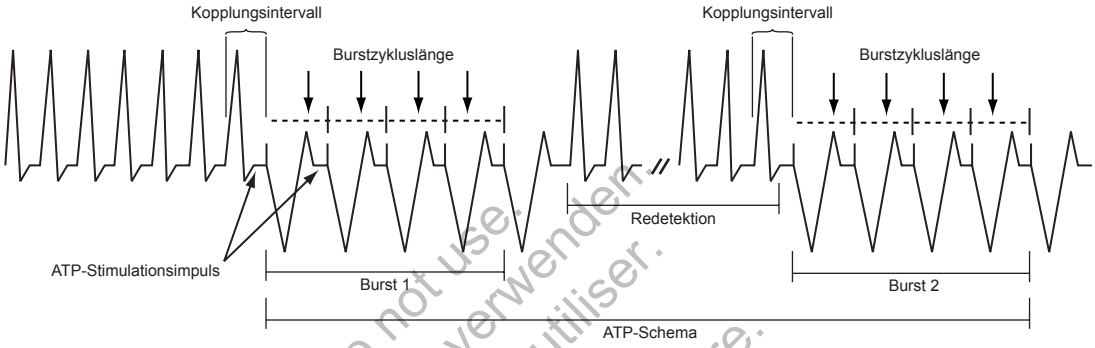


Abbildung 3-11. Die Basisparameter der ATP-Therapie sind Kopplungsintervall, Burstzykluslänge, Anzahl der Bursts und Anzahl der Impulse innerhalb eines jeden Bursts

Burstparameter

Ein Burst besteht aus einer Reihe zeitlich genau bemessener Stimulationsimpulse, die das Aggregat während einer ATP-Therapie abgibt. Durch die Programmierung der Burstparameter kann man die ATP-Therapie für den Patienten optimieren.

Alle ATP-Schemata haben mehrere Parameter gemeinsam. Zusätzlich zur Programmierung der Art des Schemas (Aus, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan), können folgende Burstparameter programmiert werden (Abbildung 3-12 auf Seite 3-10):

- Der Parameter „Anzahl der Bursts“ bestimmt die Anzahl der in einem ATP-Schema verwendeten Bursts und kann für jedes ATP-Schema unabhängig programmiert werden. Die Programmierung des Parameters auf „Aus“ deaktiviert das ATP-Schema.

- Der Parameter „Anfängliche Impulse pro Burst“ bestimmt die Anzahl der Impulse, die im ersten Burst eines Schemas abgegeben wird.

- Der Parameter „Impuls-Inkrement“ bestimmt die Zunahme der Anzahl von Impulsen je Burst bei jedem nachfolgenden Burst innerhalb des Schemas.

- Der Parameter „Maximale Impulse pro Burst“ bestimmt die größte Anzahl von Impulsen, die in einem ATP-Burst verwendet wird und kann für jedes ATP-Schema separat programmiert werden. Nachdem in einem Burst die maximale Anzahl von Impulsen erreicht wurde, enthält jeder noch verbleibende Burst im Schema die programmierte „Maximale Impulse pro Burst.“ Dieser Parameter ist nur verfügbar, wenn der Wert für Impuls-Inkrement größer als Null ist.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilize.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Versjon er utgått. Skal ikke anvendes.
Forældet version. Må ikke bruges.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Versja przestarzała. Nie używać.

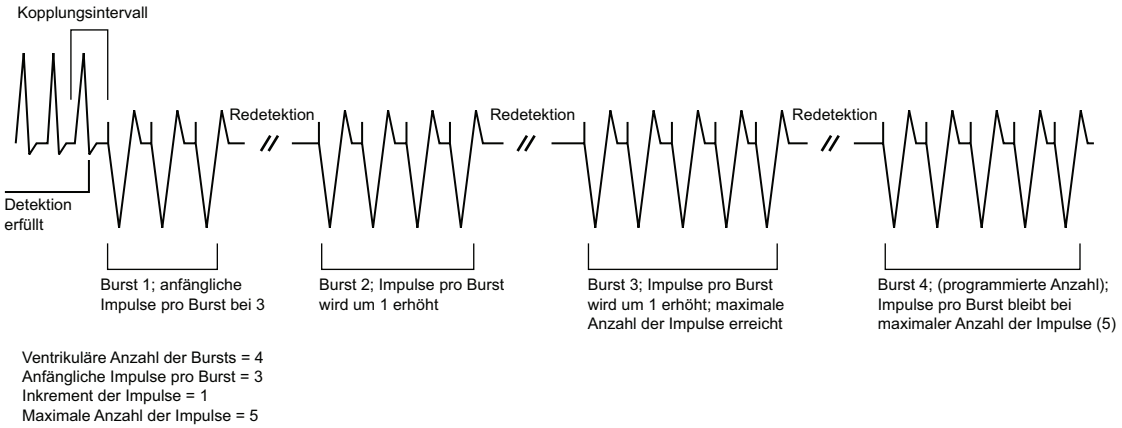


Abbildung 3-12. Interaktion der maximalen Anzahl der Impulse und Anzahl der Bursts

Kopplungsintervall und Kopplungsintervallabnahme

Das Kopplungsintervall (KI) steuert das Timing des ersten Impulses in einem Burst. Es definiert den Zeitraum zwischen dem letzten detektierten Ereignis, das die Detektionskriterien erfüllt, und der Abgabe des ersten Stimulationsimpulses in einem Burst.

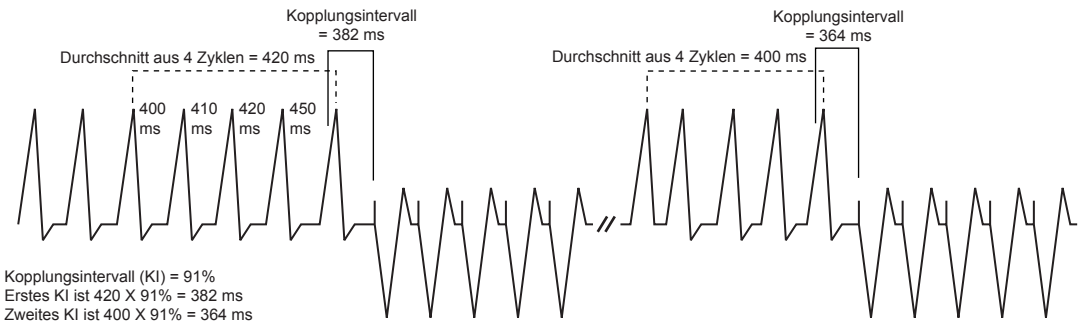
Das Kopplungsintervall wird unabhängig von der Burstzykluslänge programmiert. Dies ermöglicht die Verwendung aggressiver Ramps und Scans, ohne dass die Effektivität des ersten Stimulationsimpulses in einem Burst eingeschränkt wird. Das Kopplungsintervall kann auf eine der folgenden Arten programmiert werden:

- Adaptiv, mit einem als Prozentsatz der berechneten durchschnittlichen Herzfrequenz angegebenen Timing
- Als festes Intervall, bei dem das Timing unabhängig von der gemessenen Durchschnittsfrequenz in absoluter Zeit (Millisekunden) angegeben wird

Bei adaptiver Programmierung passen sich die Kopplungsintervalle auf Basis eines über vier Zyklen berechneten Durchschnittwerts an den Herzrhythmus des Patienten an (Abbildung 3-13 auf Seite 3-11). Die Abnahme des Kopplungsintervalls kann so programmiert werden, dass das Kopplungsintervall in einem Schema mit mehreren Bursts von einem Burst zum nächsten abnimmt (Abbildung 3-14 auf Seite 3-11).

HINWEIS: *Es kann kein ATP-Burst programmiert werden, der länger als 15 Sekunden dauert. Die Berechnung der Länge eines adaptiven Bursts erfolgt basierend auf dem Intervall der ventrikulären Zone, in der die ATP programmiert ist, d. h. sie basiert auf dem ungünstigsten Timing.*

Outdated version. Do not use.
Version übernommen. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. Non usare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versión obsoleta. No utilizar.
Πάρα πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε
Forældet version. Anvænd ej.
Versie niet meer in gebruik.
Versjon er utgått. Skal ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.



Der Durchschnitt aus den vier Zyklen wird nur dann aus den vier Zyklen vor der jeweiligen Tachykardietherapieabgabe berechnet, wenn keine Abnahme (Kopplungsintervall oder Scan) programmiert ist.

Abbildung 3-13. Adaptives Ramp-Schema mit Abnahme des Kopplungsintervalls und Scan-Abnahme auf Null programmiert

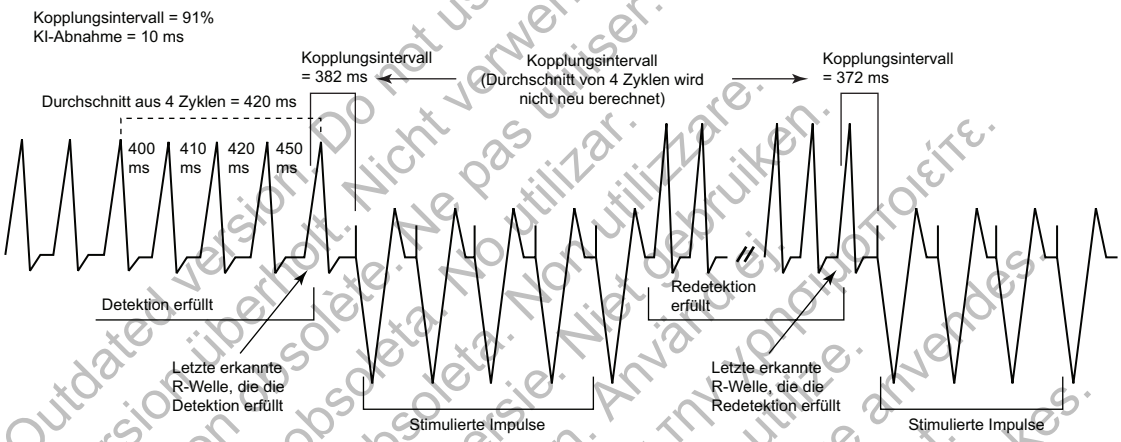


Abbildung 3-14. Abnahme des Kopplungsintervalls

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Foråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foraldet version. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Die folgenden Informationen sind bei der Programmierung des Kopplungsintervalls und der Abnahme des Kopplungsintervalls zu berücksichtigen:

- Wenn die Abnahme des Kopplungsintervalls auf „Ein“ programmiert ist, bezeichnet man das programmierte ATP-Schema als Scan
- Wenn das Kopplungsintervall als adaptiv programmiert ist, passt sich das Kopplungsintervall nach der Redetektion nicht erneut an, wenn folgende Parameter aktiviert sind (größer als Null):
  - Abnahme des Kopplungsintervalls – der Abnahmewert bestimmt das Timing des ersten Impulses in den folgenden Bursts bestimmt
  - Scan-Abnahme – der Abnahmewert bestimmt das Timing des zweiten Impulses in den folgenden Bursts

Burstzykluslänge (BZL)

Die Burstzykluslänge steuert das Intervall zwischen Stimulationsimpulsen nach dem Kopplungsintervall.

Dieses Timing wird auf die gleiche Art gesteuert wie das Kopplungsintervall: frequenzadaptiv bezüglich der detektierten Tachykardie oder als in Millisekunden angegebene feste Zeitspanne.

HINWEIS: *Eine adaptive BZL wird auf die gleiche Art beeinflusst wie ein adaptives Kopplungsintervall; die durchschnittliche Zykluslänge wird für nachfolgende Bursts nicht ständig neu berechnet, wenn die Scan-Abnahme oder die Abnahme des Kopplungsintervalls auf „Ein“ programmiert ist.*

Folgende Parameter können für eine Abnahme der Burstzykluslänge während eines ATP-Schemas programmiert werden:

- Ramp-Abnahme steuert das Impuls-Timing innerhalb eines bestimmten Bursts
- Scan-Abnahme steuert das Impuls-Timing zwischen Bursts

Mindestintervall

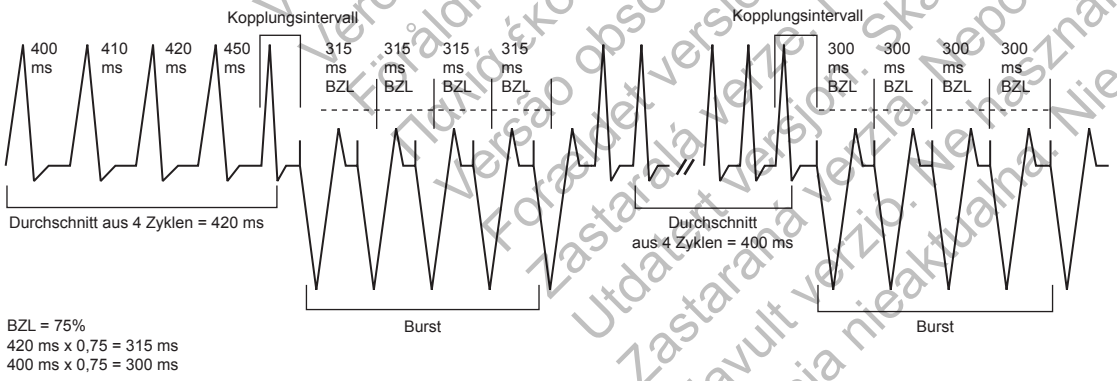
Das Mindestintervall begrenzt das Kopplungsintervall und die Burstzykluslänge bei einem Burst, Ramp und Scan.

Wenn das Kopplungsintervall den Grenzwert erreicht, bleiben nachfolgende Kopplungsintervalle auf dem Mindestwert. Ebenso bleiben nachfolgende BZL auf dem Mindestwert, wenn die BZL den Grenzwert erreicht. Das Kopplungsintervall und die BZL können den Grenzwert unabhängig voneinander erreichen.

Burst-Schema

Ein Burst-Schema besteht aus einer Reihe zeitlich genau bemessener Stimulationsimpulse, die normalerweise mit einer Frequenz abgegeben werden, die höher ist als die Tachykardie des Patienten, um eine kreisende Erregung zu unterbrechen.

Ein ATP-Schema wird als Burst definiert (wie auf dem PRM-Bildschirm angezeigt), wenn der zeitliche Ablauf aller Stimulationsintervalle in einem Bursts identisch ist. Die erste Burstzykluslänge jedes Bursts wird von der programmierten BZL bestimmt. Wenn die Anzahl der in einem Burst programmierten Impulse größer als 1 ist, kann die BZL zur Steuerung des Timings zwischen diesen Stimulationsimpulsen verwendet werden (Abbildung 3-15 auf Seite 3-12).



Die erste BZL jedes Bursts wird berechnet, indem der Durchschnitt aus den 4 Zyklen vor der Abgabe des ersten Stimulationsimpulses des Bursts mit dem BZL-Prozentsatz multipliziert wird.

Abbildung 3-15. Adaptives Burst-Schema

Ramp-Schema

Ein Ramp-Schema ist ein Burst, in dem jedes Intervall von einer Stimulation zur nächsten innerhalb des Bursts verkürzt wird (abnimmt).

Um ein Ramp-Schema zu programmieren, sollte die Ramp-Abnahme (in ms) programmiert werden, um anzugeben, wie stark das Intervall von Stimulus zu Stimulus verkürzt werden soll.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veroudderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Utdaterad version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használható.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Die Scan-Abnahme und die Abnahme des Kopplungsintervalls sollten beide auf 0 (Null) ms programmiert werden. Während jeder zusätzliche Stimulationsimpuls innerhalb eines Burst abgegeben wird, wird das Intervall durch die programmierte Ramp-Abnahme verkürzt, bis eine der folgenden Situationen eintritt:

- Der letzte Stimulationsimpuls des Bursts wird abgegeben
- Das Mindestintervall ist erreicht

Wenn weitere Bursts erforderlich sind, wird die programmierte Ramp-Abnahme auf der Basis der berechneten BZL dieses nachfolgenden Bursts verwendet (Abbildung 3-16 auf Seite 3-13).

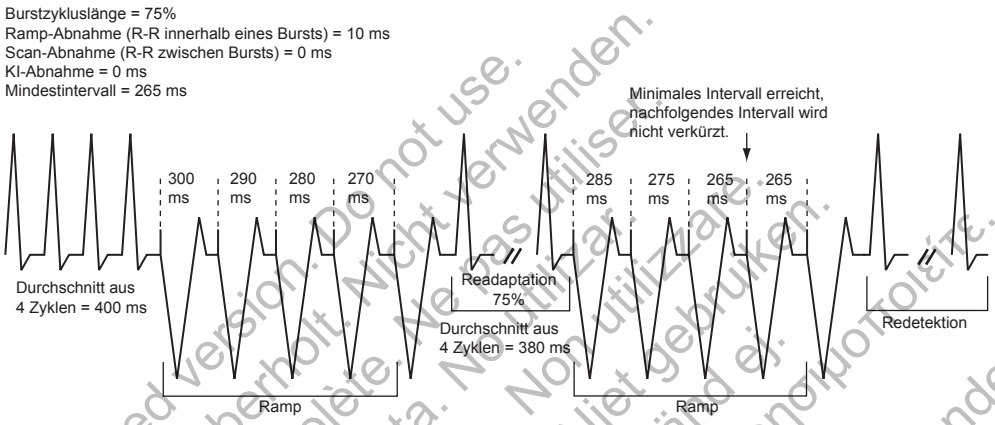


Abbildung 3-16. Adaptives Ramp-Schema mit Abnahme des Kopplungsintervalls und Scan-Abnahme auf Null programmiert

Scan-Schema

Ein Scan-Schema ist ein Burst, in dem die BZL eines jeden Bursts in einem Schema zwischen aufeinanderfolgenden Bursts systematisch verkürzt wird (abnimmt).

Um ein Scan-Schema zu programmieren, sollte die Scan-Abnahme zur Spezifizierung der BZL-Abnahme auf einen Wert von größer 0 ms programmiert werden, und die Ramp-Abnahme sollte auf 0 ms stehen. Die BZL aufeinander folgender Bursts wird durch Abziehen der Scan-Abnahme vom BZL des vorigen Burst ermittelt (Abbildung 3-17 auf Seite 3-13).

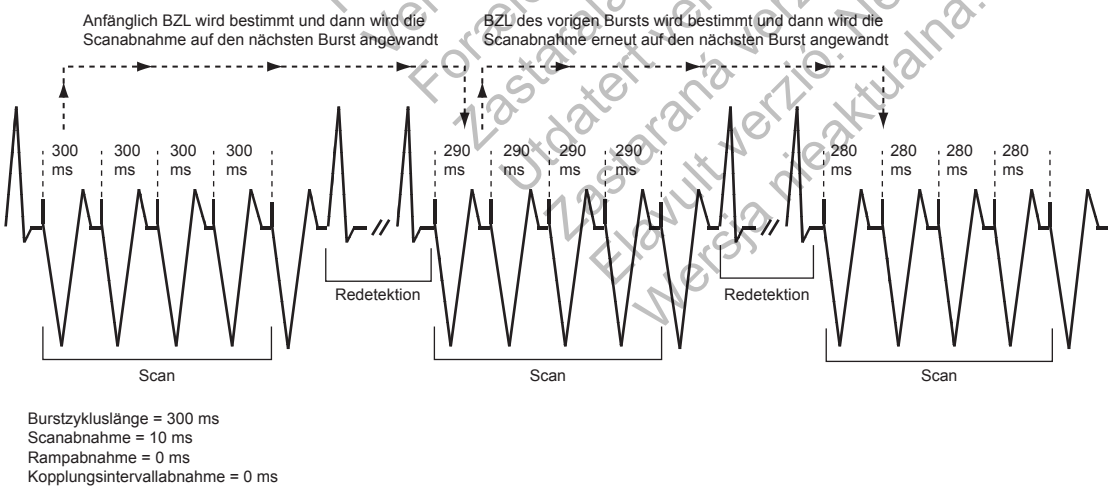
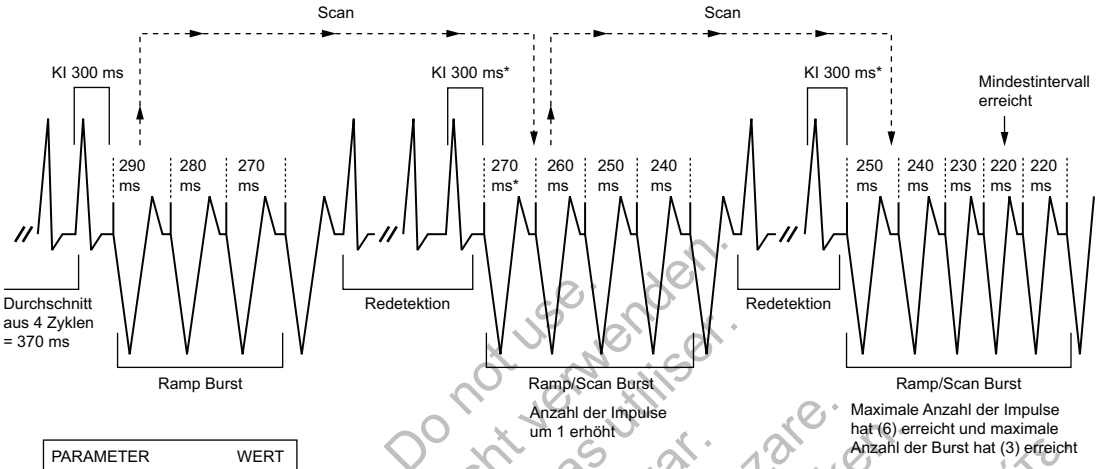


Abbildung 3-17. Scan-Schema mit nichtadaptiver BZL und Scan-Abnahme auf „Ein“ programmiert

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versie verouderd. Niet gebruiken.
Πάλαιά εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Ramp/Scan-Schema

Ein Ramp/Scan-Schema besteht aus einer Reihe von Bursts. Jedes Schema enthält eine Ramp-Abnahme und eine Scan-Abnahme (Abbildung 3-18 auf Seite 3-14).



PARAMETER	WERT
Anzahl Bursts	3
Impulse pro Burst:	
Anfänglich	4
Inkrement	1
Maximum	6
Kopplungsintervall	81%
Abnahme	0 ms
Burstzykluslänge	78%
Rampabnahme	10 ms
Scanabnahme	20 ms
Mindestintervall	220 ms

* Wenn die Scanabnahme auf „Ein“ programmiert ist, passen sich Kopplungsintervall und BZL nach einer Redetektion nicht erneut an, wenn sie als Prozentwerte programmiert sind.

Abbildung 3-18. Interaktion der ATP-Parameter in einem Ramp/Scan-Schema

Zur Programmierung eines Ramp/Scan-Schemas werden Scan-Abnahme und Ramp-Abnahme auf Werte über 0 ms programmiert.

ATP-Impulsdauer und ATP-Amplitude

Die ATP-Impulsdauer ist die Dauer eines Stimulationsimpulses. Die ATP-Amplitude bezieht sich auf die Anstiegsflankenspannung eines Stimulationsimpulses.

Die ATP-Impulsdauer und die ATP-Amplitude weisen die gleichen Werte wie die Impulsdauer und die Amplitude der Post-Therapie-Stimulation auf. Wenn der programmierbare Wert eines Parameters geändert wird, spiegelt sich dies in den anderen Parametern wider.

Die programmierte ATP-Impulsdauer und ATP-Amplitude ist unabhängig von Zone und Position in einem Therapieschema in allen ATP-Schemata gleich. Die ATP-Amplitude und –Impulsdauer weisen die gleichen programmierbaren Werte wie die Einstellungen für die Post-Therapie-Stimulation auf.

Ventrikuläres ATP-Zeitlimit

Das Ventrikuläre ATP-Zeitlimit zwingt das Aggregat, alle restlichen ATP-Therapien in einer ventrikulären Zone zu überspringen, um mit der in derselben Zone programmierten ventrikulären Schocktherapie zu beginnen. Dieser Parameter gilt nur für die Abgabe ventrikulärer Therapien.

Das ATP-Zeitlimit kann in allen VT- oder VT-1-Zonen verwendet werden, in denen die ATP-Therapie auf „Ein“ programmiert ist. Die Timer-Werte sind unabhängig, obwohl das VT-1-ATP-Zeitlimit größer oder gleich dem VT-ATP-Zeitlimit sein muss.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωϊμη εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Vetão obsoleta. Não utilize.
Foralدrad version. Må ikke anvendes.
Uledet version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nehasználja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Der Timer startet, wenn der erste Burst abgegeben wird und wird fortgesetzt, bis eine der folgenden Situationen eintritt:

- Der Timer läuft ab (Abbildung 3-19 auf Seite 3-15)
- Ein ventrikulärer Schock wird abgegeben
- Die ventrikuläre Episode ist beendet

Das Zeitlimit wird nach jeder Redetektionssequenz überprüft, um zu entscheiden, ob weitere ATP-Bursts abgegeben werden können. Wenn das Zeitlimit erreicht oder überschritten wird, wird in dieser ventrikulären Episode keine weitere ATP-Therapie eingeleitet. Das Zeitlimit unterbricht einen laufenden Burst nicht.

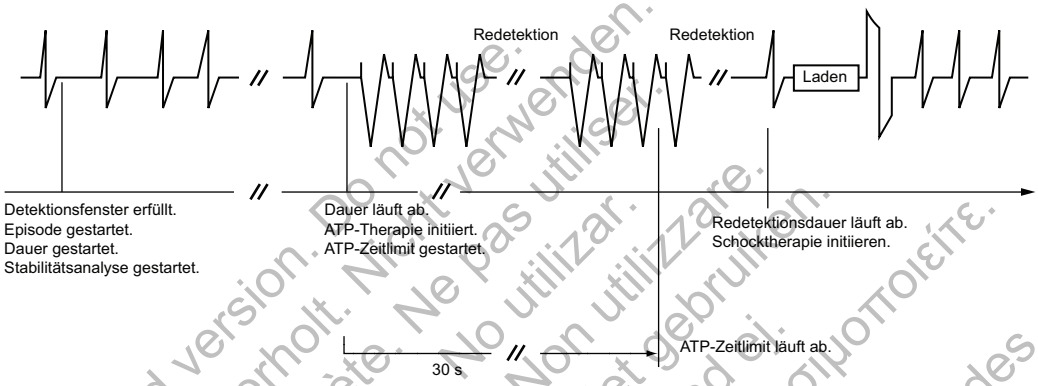


Abbildung 3-19. ATP Zeitlimit abgelaufen

HINWEIS: *Wenn während einer ventrikulären Episode einmal ein ventrikulärer Schock abgegeben wurde, wird keine ATP mehr eingeleitet, unabhängig von der auf dem Timer für das ATP-Zeitlimit verbleibenden Zeit.*

Der Timer allein löst keine Therapie aus. Die Frequenz- und Dauerkriterien und die Kriterien für die Detektionsverbesserung müssen ebenfalls erfüllt sein, damit die Therapie abgegeben werden kann.

Wenn drei Zonen programmiert sind, können die Einstellungen für das ATP-Zeitlimit in jeder der beiden niedrigeren Zonen programmiert werden (Abbildung 3-20 auf Seite 3-15).

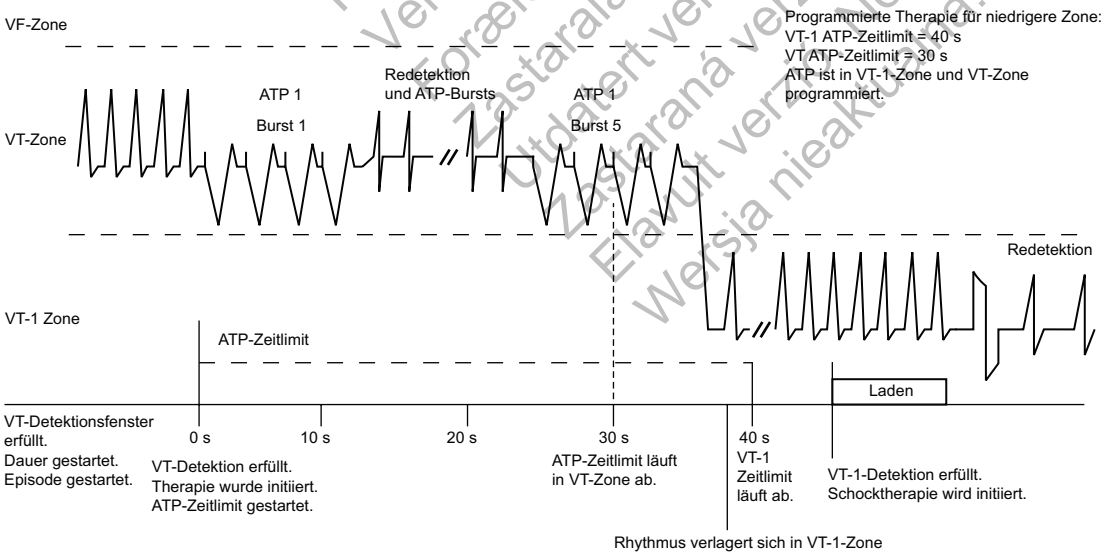


Abbildung 3-20. ATP-Zeitlimits, 3-Zonen-Konfiguration

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versão obsoleta. Não utilize.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használható.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult versioon. Ärge kasutage.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

QUICK CONVERT ATP

Die Funktion QUICK CONVERT ATP bietet zusätzliche Optionen für die Behandlung einer schnellen, monomorphen VT, die in der VF-Zone detektiert wurde, bevor eine Schocktherapie eingeleitet wird.

Wenn QUICK CONVERT ATP auf „Ein“ programmiert ist, liefert das Aggregat einen ATP-Burst, der aus 8 Stimulationsimpulsen mit 88 % Kopplungsintervall und 88 % BZL besteht.

QUICK CONVERT ATP wird nur als erster Therapieversuch in einer Episode verwendet. Falls der Herzrhythmus mit QUICK CONVERT ATP nicht konvertiert werden kann und eine Schocktherapie erforderlich ist, minimiert der Algorithmus die Verzögerung bis zum Ladebeginn mit Hilfe einer Neubestätigung, um zu prüfen, ob die ATP-Therapie die Arrhythmie erfolgreich behandelt hat:

- Wenn nach der Abgabe von QUICK CONVERT ATP 2 von 3 Intervallen schneller als die niedrigste Frequenzschwelle sind, wird der Versuch als erfolglos eingestuft und der Ladevorgang für einen non-committed Schock begonnen.

- Wenn 2 von 3 Intervallen langsam sind, wird die Schocktherapie abgeleitet, und das Aggregat beginnt die Redetektion. Wenn die Redetektion nach einem abgeleiteten Schock erfüllt ist, wird der nächste Schock abgegeben (als committed Schock).

HINWEIS: *QUICK CONVERT ATP wird nicht bei Herzrhythmen angewandt, die über der Maximalfrequenz von 250 min⁻¹ liegen.*

HINWEIS: *QUICK CONVERT ATP wird BiV abgegeben. Linksventrikuläre und rechtsventrikuläre Stimulation werden unabhängig von der LV-Korrektur synchron abgegeben.*

VENTRIKULÄRE SCHOCKTHERAPIE UND PARAMETER

Das Aggregat gibt synchron zu einem detektierten Ereignis Schocks ab. Schockvektor, Energie und Polarität der Schocks können programmiert werden.

Ventrikulärer Schockvektor

Der programmierte ventrikuläre Schockvektor gibt den Vektor der Energieabgabe für die ventrikuläre Schocktherapie an.

Folgende Konfigurationen können programmiert werden:

- Von RV-Wendel zu RA-Wendel und Gehäuse: Dieser Vektor ist als V-TRIAD-Vektor bekannt. Hierbei wird das Metallgehäuse des Aggregats als aktive Elektrode genutzt („Hot Can“). In Kombination mit der ENDOTAK Defibrillationssonde mit zwei Schock-Elektroden wird die Energie mit einem zweifachen Strompfad von der distalen Defibrillationselektrode zur proximalen Elektrode und zum Aggregat-Gehäuse geleitet.

- Von RV-Wendel zu Gehäuse: Dieser Vektor nutzt das Metallgehäuse des Aggregats als aktive Elektrode („Hot Can“). Die Energie wird von der distalen Schock-Elektrode zum Gehäuse des Aggregats geleitet. Diese Konfiguration ist ideal für Elektroden mit nur einer Wendel.

- Von RV-Wendel zu RA-Wendel: Dieser Vektor verzichtet auf das Aggregatgehäuse als Elektrode („Cold Can“). Die Energie wird von der distalen Schock-Elektrode zur proximalen Elektrode geleitet. Dieser Vektor darf nicht bei einer Elektrode mit nur einer Wendel angewandt werden, da dann kein Schock abgegeben wird.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πανεπιστήμιο Μακεδονίας
Forældet version. Skal ikke anvendes.
Versioon aegunud. Mitte kasutada.
Versjon utdatert. Ikke bruk.
Versiunea este depășită. Nu folosiți.
Versiunea este depășită. Nu folosiți.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Ventrikuläre Schockenergie

Die ventrikuläre Schockenergie bestimmt die Stärke der vom Aggregat abgegebenen Schocktherapie.

Die Defibrillationsenergie bleibt während der Funktionsdauer des Aggregats konstant, unabhängig von Veränderungen der Elektrodenimpedanz oder der Batteriespannung. Diese konstante Ausgangsenergie wird durch Veränderung der Impulsdauer erreicht, um so die Veränderungen der Elektrodenimpedanz auszugleichen.

Die ersten beiden Schocks in jeder ventrikulären Zone können so programmiert werden, dass Ladezeit, Funktionsdauer und Sicherheitsmargen optimiert werden. Die verbleibenden Schockenergien in jeder Zone auf maximalem Energiewert sind nicht programmierbar.

Ladezeit

Die Ladezeit ist die Zeit, die das Aggregat benötigt, um die für die Abgabe des programmierten Schocks notwendige Energie zu laden.

Die Ladezeit ist abhängig von folgenden Bedingungen:

- Programmierte Ausgangsenergie
- Ladezustand der Batterie
- Zustand der Kondensatoren für die Energiespeicherung

Die Ladezeit verlängert sich, wenn das Aggregat auf höhere Energiewerte programmiert und die Batterie schwächer wird (Tabelle 3-1 auf Seite 3-17). Wenn eine Ladezeit länger als 15 Sekunden dauert, sieht das Aggregat eine automatische Reformierung der Kondensatoren nach einer Stunde vor. Ist die Ladezeit auch bei der Reformierung länger als 15 Sekunden, wird der Batteriestatus auf „Explantieren“ umgestellt.

Während inaktiver Perioden kann eine Kondensatordeformation auftreten und zu etwas längeren Ladezeiten führen. Um den Einfluss der Kondensatordeformation auf die Ladezeit zu verringern, werden die Kondensatoren automatisch reformiert.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Ξεπερασμένη έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Elavult verzió. Nem használja.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versiune depășită. Nu folosiți.
Versiune depășită. Nu folosiți.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Elavult verzió. Nem használja.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versiune depășită. Nu folosiți.

Tabelle 3-1. Übliche Ladezeit bei 37 °C bei BOL (Neuzustand)

Gespeicherte Energie (J)[a]	Abgegebene Energie (J)[b]	Ladezeit (Sekunden)[c]
11,0	10,0	1,9
17,0	15,0	3,0
26,0	22,0	4,8
41,0[d]	35,0	8,8

a. Die Werte geben die in den Kondensatoren gespeicherte Energie an und entsprechen dem für die Schockenergieparameter programmierten Wert.
b. Die abgegebene Energie gibt die Schockenergie an, die über die Defibrillationselektroden abgegeben wird.
c. Die angegebenen Ladezeiten beziehen sich auf den Neuzustand nach einer Kondensator-Reformierung.
d. HE.

Tabelle 3-2. Typische Zeit für eine Ladung auf maximale Energie im Laufe der Funktionsdauer des Aggregats

Verbleibende Ladung (Ah) [a]	Bereich der Zeit für eine Ladung auf maximale Energie (Sekunden)
2,1 bis 1,0	8 bis 10
1,0 bis 0,4	10 bis 12
0,4 bis 0,3	11 bis 13

a. Bei Explantation beträgt die verbleibende Ladung in der Regel 0,22 Ah und die verbleibende Batteriekapazität liegt bei 0,17 Ah. Dieser Wert ist abhängig von der Anzahl der während der Nutzung des Aggregats abgegebenen Therapie und kann daher unterschiedlich sein. Die verbleibende Batteriekapazität wird für die Aufrechterhaltung der Gerätefunktion zwischen der Anzeige Erschöpfung der Batteriekapazität und Explantation benötigt.

HINWEIS: *Die Bereiche für die Zeit zum Laden auf maximale Energie beruhen auf theoretischen Prinzipien der Elektrotechnik und wurden im Rahmen von Laborversuchen bestätigt.*

Polarität der Impulsform

Die Polarität der Impulsform spiegelt das Verhältnis zwischen der Spannung an der Impulsspitze bei den Defibrillationselektroden wider. Alle Schocks werden mit biphasischer Impulsform abgegeben. Die maximale Schockspannung (V1) beträgt 750 V bei 41 J, 535 V bei 21 J und 37 V bei 0,1 J (Abbildung 3-21 auf Seite 3-18).

Die Auswahl der Schockpolarität gilt global für alle vom Aggregat abgegebenen Schocks. Wenn die vorigen Schocks in einer Zone erfolglos waren, wird der letzte Schock einer Zone automatisch mit invertierter Polarität im Vergleich zu den vorigen Schocks (anfänglich oder umgekehrt) abgegeben (Abbildung 3-22 auf Seite 3-18).

VORSICHT: Bei IS-1/DF-1-Elektroden darf die Polarität der Schockimpulsform niemals durch Vertauschen der Elektrodenstecker von Anode und Kathode im Anschlussblock des Aggregats geändert werden. Verwenden Sie hierzu die programmierbare Funktion „Polarität“. Es kann zu Schäden im Aggregat oder zu postoperativer Nichtkonversion der Arrhythmie kommen, wenn die Polarität durch Vertauschen der Elektroden geändert wird.

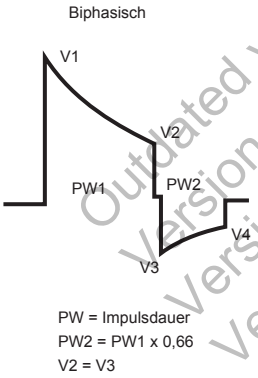


Abbildung 3-21. Biphasische Schockform

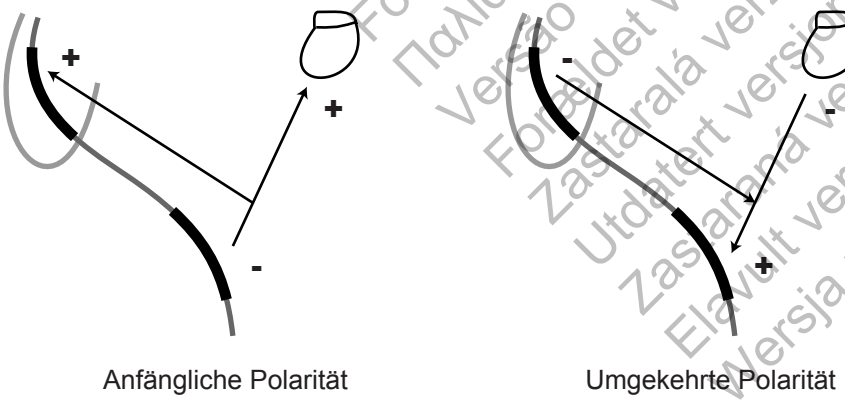


Abbildung 3-22. Polarität der Schockabgabe

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Committed Schock/Neubestätigung der ventrikulären Arrhythmie

„Committed Schock/Neubestätigung“ bezieht sich auf die Überwachung, die das Aggregat vor der Abgabe eines ventrikulären Schocks durchführt.

Wenn der Patient nicht-anhaltende Arrhythmien hat, kann eine Neubestätigung wünschenswert sein, um die Abgabe unnötiger Schocks an den Patienten zu verhindern.

Das Aggregat überwacht Tachyarrhythmien während und unmittelbar nach dem Laden der Kondensatoren. In dieser Zeit überprüft es, ob eine spontane Konversion der Tachyarrhythmie stattgefunden hat und entscheidet, ob die ventrikuläre Defibrillationstherapie wirklich abgegeben werden soll. Dies beeinflusst jedoch nicht die Therapieauswahl.

Die ventrikuläre Schocktherapie kann auf committed oder non-committed programmiert werden. Wenn die Funktion „Committed Schock“ auf „Ein“ programmiert ist, wird der Schock synchron mit der ersten detektierten R-Welle nach einer Verzögerung von 500 ms im Anschluss an das Laden der Kondensatoren abgegeben, unabhängig davon, ob die Arrhythmie anhält oder nicht (Abbildung 3-23 auf Seite 3-19). Die Verzögerung von 500 ms ermöglicht einen minimalen Zeitraum, um bei Bedarf mit Hilfe des PRMs den Befehl Ableiten zu geben. Wenn nach Ende des Ladevorgangs nicht innerhalb von 2 Sekunden eine R-Welle detektiert wird, wird der ventrikuläre Schock asynchron am Ende des 2-Sekunden-Intervalls abgegeben.

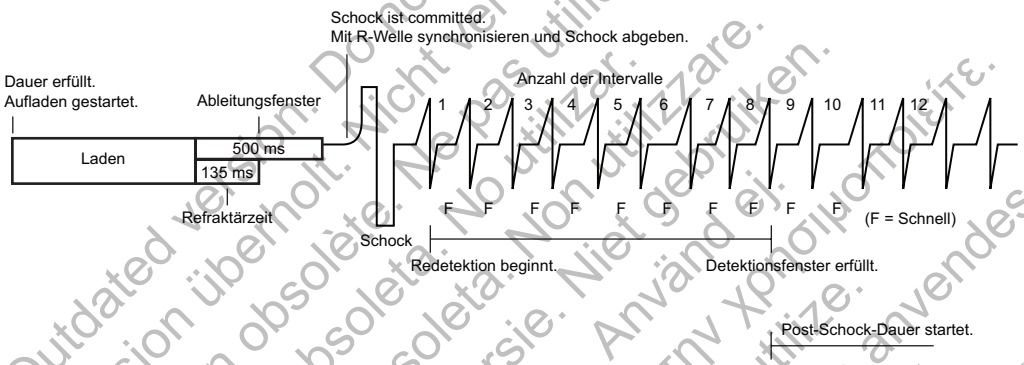


Abbildung 3-23. Neubestätigung ist deaktiviert; Funktion Committed Schock ist auf „Ein“ programmiert

HINWEIS: *Nach dem Ende des Ladevorgangs gibt es eine erzwungene Refraktärzeit von 135 ms. Ereignisse, die innerhalb der ersten 135 ms der Verzögerung von 500 ms auftreten, werden ignoriert.*

Wenn die Funktion „Committed Schock“ auf „Aus“ programmiert ist, umfasst die Neubestätigung folgende Schritte:

1. Während des Ladens der Kondensatoren detektiert das Aggregat weiterhin die Arrhythmie. Wahrgenommene und stimulierte Schläge werden ausgewertet. Wenn in einem 10 Schläge umfassenden Detektionsfenster 5 langsame (wahrgenommene oder stimulierte) Schläge (oder 4 langsame aufeinanderfolgende Schläge nach erfolglosem ATP-Versuch unter QUICK CONVERT) gezählt werden, wird der Ladevorgang vom Aggregat abgebrochen und das Ereignis als „Abgeleitet-Neubestätigung“ klassifiziert.

2. Wenn bei 10 Schlägen keine 5 langsamen detektiert werden (oder weniger als 4 langsame aufeinanderfolgende Schläge nach erfolglosem ATP-Versuch unter QUICK CONVERT) und der Ladevorgang abgeschlossen wird, wird im Anschluss an den Ladevorgang eine Neubestätigung durchgeführt. Nach der Refraktärzeit im Anschluss an den Ladevorgang und dem ersten detektierten Ereignis überprüft das Aggregat bis zu 3 Intervalle und vergleicht sie mit der niedrigsten Frequenzschwelle.

   - Wenn 2 der 3 Intervalle nach dem Aufladen schneller als die niedrigste Frequenzschwelle sind, wird der Schock synchron mit dem zweiten schnellen Ereignis abgegeben.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Nieaktualna wersja. Nie używać.

- Wenn 2 der 3 Intervalle nach dem Aufladen eine niedrigere Frequenz als die niedrigste Frequenzschwelle aufweisen, wird der Schock nicht abgegeben. Wenn keine Schläge wahrgenommen werden, beginnt die Stimulation mit der programmierten LRL nach der 2-Sekunden dauernden Phase ohne Wahrnehmung. Wenn entweder kein Schock abgegeben wurde oder Stimulationsimpulse abgegeben wurden, wird diese als Abgeleitet-Neubestätigung betrachtet.

Wenn nach der Redetektion ein Schock benötigt wird, kann es sein, dass die Ladezeit für den Schock sehr kurz ist.

Der Neubestätigungsalgorithmus erlaubt keine zwei aufeinander folgenden Ableitungs-Neubestätigungszyklen hintereinander. Wenn die Arrhythmie nach einer Ableitung-Neubestätigung redetektiert wird, wird der nächste Schock in der Episode so abgegeben als wäre „Committed Schock“ auf „Ein“ programmiert. Wenn ein Schock abgegeben wurde, kann der Neubestätigungsalgorithmus erneut verwendet werden (Abbildung 3-24 auf Seite 3-20).

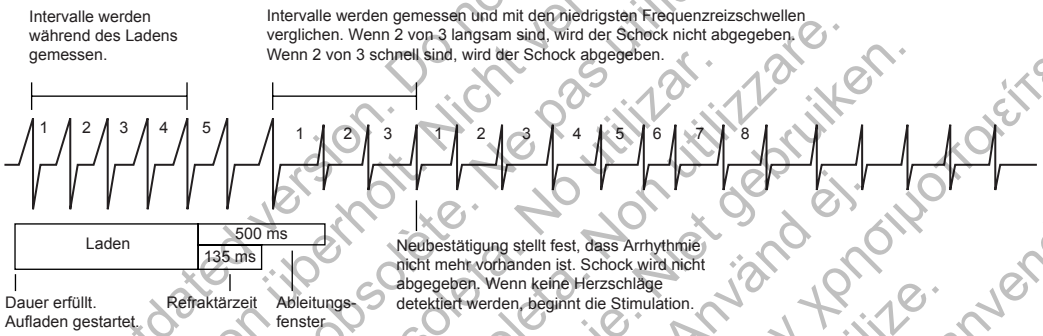


Abbildung 3-24. Neubestätigung ist aktiviert; Funktion Committed Schock ist auf „Aus“ programmiert

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

STIMULATIONS-THERAPIEN

KAPITEL 4

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- "Stimulations-Therapien" auf Seite 4-2
- "Empfehlungen zur Geräteprogrammierung" auf Seite 4-2
- "Aufrechterhaltung der Cardialen Resynchronisationstherapie" auf Seite 4-5
- "Basisparameter" auf Seite 4-6
- "Post-Therapie-Stimulation" auf Seite 4-19
- "Temporäre Bradykardiestimulation" auf Seite 4-20
- "Frequenzadaptive Stimulation und Sensor-Trendanalyse" auf Seite 4-21
- "Atriale Tachy-Reaktion" auf Seite 4-27
- "Frequenzverhalten" auf Seite 4-34
- "Elektrodenkonfiguration" auf Seite 4-39
- "AV-Verzögerung" auf Seite 4-43
- "Refraktärzeit" auf Seite 4-48
- "Störreaktion" auf Seite 4-58
- "Interaktionen bei der ventrikulären Tachydetektion" auf Seite 4-60

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

STIMULATIONS-THERAPIEN

CRT-Ds bieten sowohl atriale als auch biventrikuläre normale und Post-Therapie-Bradykardiestimulation, einschließlich frequenzadaptiver Betriebsarten.

Die Bradykardie-Stimulationsfunktion ist unabhängig von der Tachykardiedetektion und den Therapiefunktionen des Geräts, mit Ausnahme der Intervall-zu-Intervall-Wahrnehmung.

Das Aggregat bietet die folgenden Therapiearten:

CRT

- Wenn die intrinsische atriale Frequenz des Patienten niedriger ist als die MTR und die programmierte AV-Verzögerung kürzer als das intrinsische intrakardiale AV-Intervall ist, gibt das Aggregat gemäß den programmierten Einstellungen Stimulationsimpulse an die Ventrikel ab, um die ventrikulären Kontraktionen zu synchronisieren.

- Die unabhängige Programmierbarkeit der RV- und LV-Elektroden gestattet eine therapeutische Flexibilität zur Wiederherstellung der mechanischen Koordination.

HINWEIS: *Für CRT- und Bradykardie-Therapieentscheidungen wird der Herzzyklus durch detektierte und stimulierte RV-Ereignisse bestimmt oder durch stimulierte LV-Ereignisse, wenn die stimulierte Kammer auf „Nur LV“ programmiert ist. Auch wenn „Nur LV"-Stimulation programmiert ist, muss eine RV-Elektrode implantiert sein, da alle Zeitzyklen des Aggregats auf RV-Werten basieren. Detektierte LV-Ereignisse inhibieren unangemessene LV-Stimulation und beeinflussen die Zeitzyklen nicht.*

VORSICHT: Um einen hohen Anteil an biventrikulärer Stimulation zu erreichen, muss die programmierte AV-Verzögerung unter dem intrinsischen PR-Intervall des Patienten liegen.

Normale Bradykardiestimulation

- Wenn die Herzeigenfrequenz unter die programmierte Stimulationsfrequenz (d. h. LRL) fällt, gibt das Aggregat Stimulationsimpulse mit den programmierten Einstellungen ab.

- Eine sensorgesteuerte Frequenzmodulation ermöglicht es dem Aggregat, die Stimulationsfrequenz an die Aktivität des Patienten anzupassen.

Post-Therapiestimulation – für eine programmierte Periode kann eine alternative Bradykardie-Stimulations-Therapie abgegeben werden, um nach Abgabe einer Schocktherapie eine effektive Stimulation zu gewährleisten.

Weitere Optionen

- Temporäre Bradykardiestimulation – gestattet es dem klinischen Anwender, alternative Therapien zu testen, während die zuvor programmierten normalen Stimulationseinstellungen im Datenspeicher des Aggregats gespeichert bleiben ("Temporäre Bradykardiestimulation" auf Seite 4-20).

- STAT STIM (NOT-VVI) – leitet eine ventrikuläre Notstimulation mit hohen Stimulations-Energien ein, die vom Programmiergerät über Telemetrie befohlen wurde ("STAT-STIM (NOT-VVI)" auf Seite 1-16).

EMPFEHLUNGEN ZUR GERÄTEPROGRAMMIERUNG

Es ist wichtig, die Geräteparameter angemessen zu programmieren, um eine optimale CRT-Abgabe sicherzustellen. Bitte beachten Sie folgende Leitlinien im Zusammenhang mit dem individuellen Krankheitsbild des Patienten und seinem Therapiebedarf.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No usar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versiune obsoletă. Nu folosiți.
Versjon utgått. Skal ikke brukes.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versioon aegunenud. Ei kasutada.
Versiyon eskidi. Kullanmayın.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Skal ikke bruges.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Versja nieaktualna. Nie używać.

HINWEIS: *Ziehen Sie auch die Verwendung der „Indikationsbasierten Programmierung“ (IBP) in Erwägung. Diese Funktion liefert Ihnen gezielte Programmierempfehlungen auf Basis der klinischen Bedürfnisse und primären Indikationen des Patienten ("Indikationsbasierte Programmierung (IBP)" auf Seite 1-12).*

VORSICHT: Mit diesem Gerät können biventrikuläre und linksventrikuläre Stimulationstherapien abgegeben werden. Die Programmierung des Geräts auf rechtsventrikuläre Stimulation allein ist nicht zur Behandlung von Herzinsuffizienz vorgesehen. Die klinischen Auswirkungen von alleiniger rechtsventrikulärer Stimulation für die Behandlung der Herzinsuffizienz sind nicht überprüft worden.

Stimulations-Modus – Zweikammer-Trackingmodus (VDD oder DDD) programmieren. Die frequenzadaptiven Stimulationsmodi sind für Patienten mit chronotroper Inkompetenz geeignet, die bei körperlicher Aktivität von erhöhten Stimulationsfrequenzen profitieren ("Brady-Modus" auf Seite 4-6).

Stimulierte Kammer – Auf BiV (nominell) programmieren, es sei denn, dass nach medizinischer Einschätzung die Auswahl einer anderen stimulierten Kammer erforderlich ist ("Ventrikuläre Stimulations-Kammer" auf Seite 4-13).

BiV Trigger – Auf „Ein“ programmieren, um biventrikuläre Stimulation bis zur gewählten oberen Grenzfrequenz abzugeben.

Untere Grenzfrequenz (LRL) – Auf einen Wert programmieren, der unter der normalerweise erreichten Sinusfrequenz liegt, aber noch eine geeignete antibradykarde Unterstützung bietet ("Untere Grenzfrequenz (LRL)" auf Seite 4-9). Wenn das Aggregat auf den VVI(R)-Modus programmiert ist und bei dem Patienten während einer atrialen Tachyarrhythmie eine AV-Überleitung besteht, die zur Inhibition der biventrikulären Stimulation führt (CRT-Verlust), sollten Sie die Programmierung eines höheren Wertes für die LRL in Erwägung ziehen, um die Abgabe biventrikulärer Stimulation zu erhöhen.

MTR – Ausreichend hohe MTR programmieren, um eine atrial synchronisierte 1:1-Stimulation zu gewährleisten. Es wird eine MTR von 130 min^{-1} empfohlen, wenn keine medizinischen Gründe dagegen sprechen ("Maximale Trackingfrequenz (MTR)" auf Seite 4-10).

Stimulations-Energie – Programmieren Sie typischerweise eine Stimulationsamplitude, die auf der Grundlage der Reizschwellen für jede Kammer einen Spannungssicherheitsbereich von mindestens Faktor 2 bietet ("Reizschwellentest" auf Seite 5-14).

AV-Verzögerung bei Stimulation – Die Einstellung der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ muss für jeden Patienten individuell vorgenommen werden, um eine konsistente CRT-Abgabe zu gewährleisten. Für die Bestimmung der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ gibt es verschiedene Methoden, wie:

- Bestimmung der intrinsischen QRS-Dauer
- Echokardiogramm
- Überwachung des Pulsdrucks
- Die Funktion „SmartDelay Optimierung“, die Einstellungen für die AV-Verzögerung ("SmartDelay Optimierung" auf Seite 4-46) vorschlägt

Da die Optimierung der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ die Wirksamkeit der CRT beträchtlich beeinflussen kann, sollten hier Methoden eingesetzt werden, die den hämodynamischen Einfluss verschiedener Einstellungen der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ zeigen, wie Echokardiographie oder Überwachung des Pulsdrucks.

Die atriale Stimulation kann die interatriale Verzögerung verlängern; deswegen kann es notwendig sein, verschiedene Einstellungen für die „AV-Verzögerung bei Stimulation“ zu

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πλαστή/ξεπερασμένη εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Anvend ikke.
Zastarała wersja. Nie używać.
Updaterad version. Ej i bruk.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

programmieren, um die CRT während des normalen Sinusrhythmus und atrialer Stimulation zu optimieren.

AV-Verzögerung bei Detektion – Die „AV-Verzögerung bei Detektion“ wird benutzt, um eine kürzere AV-Verzögerung nach detektierten atrialen Ereignissen zu erreichen, während die längere programmierte „AV-Verzögerung bei Stimulation“ nach stimulierten atrialen Ereignissen benutzt wird. Wenn der DDD(R)-Modus programmiert ist, wird empfohlen, den Patienten zu testen, um die optimale „AV-Verzögerung bei Detektion“ während atrialer Detektion und Stimulation zu bestimmen.

Dynamische AV-Verzögerung – Die „Dynamische AV-Verzögerung“ stellt sich automatisch ein, basierend auf folgenden Faktoren ("AV-Verzögerung bei Stimulation" auf Seite 4-43):

- Wenn die minimale und maximale „AV-Verzögerung bei Stimulation“ gleich sind, ist die AV-Verzögerung fix.
- Wenn die minimale „AV-Verzögerung bei Stimulation“ kleiner als die maximale ist, wird die AV-Verzögerung auf „Dynamisch“ eingestellt.

PVARP – PVARP auf einen Wert von 280 ms programmieren. Bei Herzinsuffizienz-Patienten mit intakter AV-Überleitung können ein langes intrinsisches intrakardiales AV-Intervall und eine lange PVARP zum Verlust des atrialen Trackings unterhalb der MTR führen, was wiederum das Ausbleiben der BiV-Stimulation (CRT) mit sich bringt. Wenn es unterhalb der MTR zu einem Verlust des atrialen Trackings kommt, sollte der Parameter „Synchronisationspräferenz“ auf „Ein“ (nominell) programmiert werden ("A-Refraktärzeit (PVARP)" auf Seite 4-49).

PVARP nach VES – PVARP nach VES auf einen Wert (nominell) von 400 ms programmieren, um die Anzahl von PMTs bei hohen Frequenzen potenziell zu reduzieren. Das Auftreten von PMTs kann auch andere Ursachen haben ("PVARP nach VES" auf Seite 4-51).

ATR – Wenn ATR benutzt wird, sollten „ATR-Ein-Zähler“ und „ATR-Aus-Zähler“ programmiert werden, um einen angemessenen und rechtzeitigen Moduswechsel zu garantieren ("Atriale Tachy-Reaktion" auf Seite 4-27).

Bedenken Sie, dass „VRR“ und „BiV Trigger“ das Potenzial haben, die CRT-Abgabe während atrialer Tachyarrhythmien zu erhöhen. „BiV Trigger“ sollte auf „Ein“ programmiert sein, und „VRR“ sollte auf „Ein“ mit Einstellung "Maximum" programmiert sein, um den Anteil der ventrikulären Stimulation zu erhöhen und eine konsistente CRT-Abgabe während übergeleiteter atrialer Tachyarrhythmien zu maximieren.

PMT-Terminierung – Auf „Ein“ (nominell) programmieren, um PMTs bei höheren Frequenzen zu terminieren ("PMT-Terminierung" auf Seite 4-33).

LVPP – Parameter auf einen nominellen Wert von 400 ms programmieren, um zu verhindern, dass das Aggregat in der vulnerablen LV-Phase stimuliert. ("Linksventrikuläres Schutzintervall (LVPP)" auf Seite 4-53).

Synchronisationspräferenz – Synchronisationspräferenz auf „Ein“ (nominell) programmieren, um die Abgabe einer CRT bei atrialen Frequenzen zu fördern, die unterhalb aber nahe der MTR liegen. Funktion einsetzen, wenn PVARP und das intrinsische intrakardiale AV-Intervall des Patienten länger sind als das programmierte MTR-Intervall ("Synchronisationspräferenz" auf Seite 4-34).

LV-Elektrodenkonfiguration – Auf der Grundlage der Anzahl der vorhandenen LV-Elektrodenpole programmieren ("Linksventrikuläre Elektrodenkonfiguration" auf Seite 4-40).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versie niet gebruiken.
Versjon er ikke anvendes.
Versjon ej skal anvendes.
Version ej skal anvendes.
Version ei käytä.
Versiosta ei ole käytettävä.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Foreldet versjon. Må ikke anvendes.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versiunea nu se folosește.
Versiunea nu se folosește.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Versija nieko vartojama. Nie używać.

AUFRECHTERHALTUNG DER CARDIALEN RESYNCHRONISATIONSTHERAPIE

Unter bestimmten Umständen kann ein temporärer Verlust der CRT oder die AV-Synchronität durch Wenckebach-ähnlichesVerhalten verursacht werden. Dann kann der Herzinsuffizienz-Patient Symptome verspüren, weil die CRT beeinträchtigt ist. Bedenken Sie bei der Programmierung des Gerätes bitte Folgendes.

MTR

Hohe atriale Frequenzen mit einer schnellen ventrikulären Reaktion oberhalb der MTR können zu folgenden Phänomenen führen:

- Vorübergehende Inhibition der CRT bei intakter AV-Leitung
- Wenckebach-ähnliches Verhalten bei AV-Block II. oder III. Grades

Die CRT-Abgabe und programmierte AV-Synchronität kehren zurück, wenn der normale Sinusrhythmus wieder hergestellt ist.

MTR sollte so hoch programmiert sein, dass die CRT auch bei schnellen atrialen Frequenzen gewährleistet ist. Außerdem können folgende Maßnahmen die CRT-Abgabe erhalten:

- Plötzliche Frequenzänderungen können durch Frequenzglättung verhindert werden.
- Eine fördernde Wirkung auf die CRT kann auch die VRR haben; sie erhöht bei übergeleiteten atrialen Arrhythmien den Anteil der ventrikulären Stimulation.
- SVTs erfordern u. U. eine medikamentöse Behandlung, um zum einen die CRT zu gewährleisten und zum anderen den Patienten vor potenziellen, mit hohen Frequenzen verbundenen hämodynamischen Gefahren zu schützen.
- Eine medikamentöse Behandlung schneller atrialer Frequenzen kann die Zeit maximieren, die der Patient unterhalb MTR bleibt und somit eine konsistente CRT-Abgabe unterstützen.

HINWEIS: *Bei Patienten mit langsamer VT ist die Möglichkeit, höhere MTR-Werte zu programmieren, durch die untere Frequenzgrenze der niedrigsten Tachyarrhythmiezone begrenzt.*

Bezüglich der CRT-Abgabe bei Herzfrequenzen, die mit der niedrigen VT-Frequenz korrespondieren, kann die langsame VT auch durch andere Maßnahmen behandelt werden, wie Medikamente gegen Rhythmusstörungen oder eine Katheterablation, um eine konsistente CRT zu erreichen.

AFR

AFR kann ein atrial stimuliertes Ereignis verzögern oder inhibieren, um eine Stimulation in der atrialen vulnerablen Phase zu verhindern, und eine sofortige Beendigung des Trackings atrialer Frequenzen bieten, die höher sind als die programmierbare AFR-Frequenz. Dies kann die AV-Verzögerung verändern und die Wirksamkeit der CRT beeinflussen, insbesondere wenn die AFR-Frequenz auf einen Wert unterhalb der Sinusfrequenz des Patienten programmiert ist.

Frequenzglättung

Bei Programmierung des Parameters „Frequenzglättung Anstieg“ auf „Ein“ ist die CRT-Abgabe in Episoden gefährdet, in denen die atriale Frequenz auf Bereiche über der programmierten „Frequenzglättung-Anstieg“-Prozentzahl ansteigt. Bei Patienten mit AV-Block liegt das daran, dass die Frequenzglättung die AV-Verzögerung über den optimalen Wert hinaus verlängert, indem sie die biventrikuläre Stimulationsfrequenz während des Anstiegs der atrialen Frequenz steuert.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No pasar utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλαιός εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Må ikke bruges.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Nieaktualna. Nie używać.

Funktionen zum Umschalten auf VVI oder VVI-ähnliches Verhalten

VTR/ATR können zu einem Wenckebach-ähnlichen Verhalten oder dem vorübergehenden Verlust der CRT führen. Die CRT-Abgabe mit programmierter AV-Synchronität kehrt zurück, wenn das SVT/VT/VF-Ereignis behoben und der normale Sinusrhythmus wieder hergestellt ist.

Bei Patienten mit Sinusfrequenzen unterhalb der LRL, deren Aggregat auf „VDD(R)“ programmiert ist, ist die CRT-Abgabe nicht mit atrialen Ereignissen synchronisiert. Die Folge ist der Verlust der AV-Synchronität. Man kann in solchen Fällen nach medizinischem Ermessen entweder eine niedrigere LRL programmieren oder einen Stimulationsmodus aktivieren, der eine atriale Stimulation und auch eine synchrone ventrikuläre Stimulation bietet [z. B. DDD(R)].

Bei STAT-STIM (NOT-VVI) kommt es im VVI-Modus zu einer CRT-Abgabe, die mit dem Verlust der AV-Synchronität einhergeht. Die permanent programmierten Einstellungen werden wiederhergestellt, sobald STAT-STIM (NOT-VVI) abgebrochen wird.

BASISPARAMETER

Bei entsprechender Programmierung der Geräteparameter geben die Aggregate eine CRT zur Wiederherstellung der mechanische Synchronität ab. Programmieroptionen beinhalten diejenigen Optionen, die für antibradykarde Stimulationstherapien verwendet werden.

LV-Stimulation wird mit einer unipolaren oder bipolaren LV-Elektrode abgegeben. Durch den Einsatz atrialer Stimulation und Detektion wird die Koordination von AV-Kontraktion und CRT erreicht.

Folgendes umfassen die Normal-Einstellungen:

- Stimulationsparameter, die sich unabhängig von den Parametern für Post-Therapie und temporäre Stimulationsparameter programmieren lassen
- Stimulation und Detektion
- Elektroden
- Sensoren und Trends

Die Post-Therapie-Einstellungen beinhalten Folgendes:

- Stimulationsparameter, die sich unabhängig von den Parametern für normale und temporäre Stimulationsparameter programmieren lassen
- Post-ventrikulärer Schock

Interaktionsgrenzen

Da viele Funktionen mit programmierbaren Parametern interagieren, müssen die programmierten Werte dieser Funktionen untereinander kompatibel sein. Wenn vom Anwender eingegebene Parameter nicht mit den existierenden Parametern kompatibel sind, erscheint ein Alarm auf dem Bildschirm des Programmiergeräts, der die Inkompatibilität beschreibt und entweder die Auswahl verbietet oder den Anwender zur Vorsicht mahnt ("Einsatz von Farbe" auf Seite 1-7).

Brady-Modus

Die Brady-Modi bieten programmierbare Optionen zur Optimierung der individuellen Patiententherapie.

Dieses Aggregat bietet die Stimulationsmodi, die im Anhang „Programmierbare Optionen“ beschrieben werden.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veroudderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

CRT-Modi

Ziel der CRT ist es, eine kontinuierliche Stimulation an die Ventrikel abzugeben. CRT kann nur in Modi abgegeben werden, die eine ventrikuläre Stimulation beinhalten.

Den größten Nutzen bietet CRT, wenn eine biventrikuläre Stimulation abgegeben wird. Für Patienten, die auch unter Bradykardien leiden, sind u. U. atrial stimulierende und frequenzadaptive Modi geeignet.

WARNUNG: Programmieren Sie bei Patienten mit Herzinsuffizienz keine ausschließlich atrialen Modi, da in diesen Modi keine CRT durchgeführt wird.

HINWEIS: *Die Sicherheit und Wirksamkeit von CRT wurden im Rahmen von klinischen Studien im Modus VDD untersucht. Eine Programmierung des Aggregats auf andere Stimulations-Modi als VDD liegt im Ermessen des Arztes.*

HINWEIS: *Atriale Stimulation verlängert die interatriale Leitung, wodurch rechts- und linksatriale Kontraktionen desynchronisiert werden. Der Effekt von atrialer Stimulation auf CRT wurde noch nicht untersucht.*

DDD und DDDR

Wenn keine P- und R-Wellen detektiert werden, gibt der Herzschrittmacher Stimulationsimpulse an der unteren Frequenzgrenze (DDD) oder mit der sensorgesteuerten Frequenz (DDDR) mit der programmierten AV-Verzögerung an Atrium und Ventrikel ab. Eine detektierte P-Welle inhibiert den atrialen Stimulus und startet die AV-Verzögerung. Am Ende der AV-Verzögerung wird ein ventrikulärer Stimulationsimpuls abgegeben, wenn dieser nicht durch eine detektierte R-Welle inhibiert wird.

- Diese Modi sind gut für Herzinsuffienz-Patienten mit Sinusbradykardie geeignet, da DDD(R) zum einen bei Frequenzen über der LRL eine atrial-synchrone biventrikuläre Stimulation und zum anderen an der LRL bzw. mit der sensorgesteuerten Frequenz (DDDR) eine AV-sequentielle, biventrikuläre Stimulation abgeben kann

- Für Patienten mit Sinusbradykardie oder atrialen Frequenzen, die unterhalb der LRL liegen, ist der Modus DDD u. U. besser geeignet als der Modus VDD, um die AV-Synchronität bei CRT-Abgabe aufrechtzuerhalten

DDI und DDIR

Wenn keine P- und R-Wellen detektiert werden, gibt der Herzschrittmacher Stimulationsimpulse an der LRL (DDI) oder mit der sensorgesteuerten Frequenz (DDIR) mit der programmierten AV-Verzögerung an Atrium und Ventrikel ab. Eine detektierte P-Welle inhibiert den atrialen Stimulus, startet aber nicht die AV-Verzögerung.

- Diese Modi können für Herzinsuffizienz-Patienten mit normaler Sinusaktivität u. U. ungeeignet sein

- Für Herzinsuffizienz-Patienten dagegen, die keinen intrinsischen Sinusrhythmus haben, aber unter Episoden atrialer Tachyarrhythmien wie Bradykardie-Tachykardie-Syndrom leiden, können diese Modi durchaus geeignet sein

- AV-sequenzielle, biventrikuläre Stimulation ist in diesen Modi nur an der LRL bzw. der sensorgesteuerten Frequenz (DDIR) möglich, wenn keine Sinusaktivität vorliegt

- In Perioden, in denen die intrinsische atriale Aktivität oberhalb der LRL liegt und keine R-Wellen detektiert werden, wird eine nicht atrial-synchrone biventrikuläre Stimulation an der LRL bzw. mit der sensorgesteuerten Frequenz abgegeben

Outdated version. Do not use.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Version obsoleta. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πολιτικά εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Anvendes ikke.
Ultdateret version. Skal ikke anvendes.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

VDD und VDDR

Wenn keine P- oder R-Wellen detektiert werden, werden Stimulationsimpulse an der LRL (VDD) bzw. mit der sensorgesteuerten Frequenz (VDDR) an den Ventrikel abgegeben. Eine detektierte P-Welle startet die AV-Verzögerung. Am Ende der AV-Verzögerung wird ein ventrikulärer Stimulationsimpuls abgegeben, wenn dieser nicht durch eine detektierte R-Welle inhibiert wird. Eine detektierte R-Welle oder ein stimuliertes ventrikuläres Ereignis bestimmen das Timing der nächsten ventrikulären Stimulation.

- VDD ist für Herzinsuffizienz-Patienten mit normaler Sinusaktivität geeignet, da zwar eine atrial-synchrone biventrikuläre Stimulation, aber keine atriale Stimulation abgegeben wird
- VDDR ist wegen des erhöhten Risikos eines AV-Synchronitätsverlusts für Herzinsuffizienz-Patienten mit normaler Sinusaktivität u. U. nicht geeignet
- VDDR bietet bei normaler Sinusaktivität zwar eine atrial-synchrone biventrikuläre Stimulation, aber die sensorgesteuerte ventrikuläre Stimulation führt zum Verlust der AV-Synchronität, wenn die vom Sensor indizierte Frequenz die Sinusfrequenz überschreitet
- Für eine antibradykarde Unterstützung sollte die Programmierung einer niedrigen LRL in Betracht gezogen werden, da der Verlust der AV-Synchronität höchstwahrscheinlich bei der ventrikulären Stimulation an der LRL auftritt
- Wenn eine häufig auftretende Simulation an der LRL erwartet oder beobachtet wird, sollte die Programmierung eines DDD(R)-Modus in Betracht gezogen werden, um während der Stimulation an der LRL AV-Synchronität zu gewährleisten

VVI und VVIR

Im VVI(R)-Modus erfolgen Detektion und Stimulation nur im Ventrikel. Werden keine Ereignisse detektiert, werden Stimulationsimpulse an der LRL (VVI) bzw. mit der sensorgesteuerten Frequenz (VVIR) an den Ventrikel abgegeben. Eine detektierte R-Welle oder ein stimuliertes ventrikuläres Ereignis bestimmen das Timing der nächsten ventrikulären Stimulation.

- Diese Modi können für Herzinsuffizienz-Patienten mit normaler Sinusaktivität u. U. schädlich sein
- Für Herzinsuffizienz-Patienten mit chronischen atrialen Tachyarrhythmien oder in Episoden atrialer Tachyarrhythmien sind diese Modi jedoch u. U. geeignet, da sie eine biventrikuläre Stimulation an der LRL bzw. mit der sensorgesteuerten Frequenz (VVIR) abgeben
- Für Patienten, bei denen während einer atrialen Tachyarrhythmie eine AV-Leitung besteht, die zur Inhibition der biventrikulären Stimulation führt (CRT-Verlust), sollten Sie die Programmierung eines höheren LRL-Wertes in Betracht ziehen. Auf diese Weise kann die Abgabe der biventrikulären Stimulation und/oder VVI(R), sofern nicht bereits programmiert, erhöht werden

AAI und AAIR

Im Modus AAI(R) erfolgen Detektion und Stimulation nur im Atrium. Werden keine P-Wellen detektiert, werden Stimulationsimpulse an der LRL (AAI) bzw. mit der sensorgesteuerten Frequenz (AAIR) an das Atrium abgegeben. Eine detektierte P-Welle oder ein stimuliertes atriales Ereignis bestimmen das Timing der nächsten atrialen Stimulation.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No la utilice.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πανεστ ἐκδοση. Μὴ χρησιμοποιεῖτε.
Versie is obsoleta. Niet gebruiken.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke anvendes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Zweikammer-Modi

Die Modi DDD(R) und VDD(R) dürfen in den folgenden Situationen nicht eingesetzt werden:

- Bei Patienten mit chronisch refraktären, atrialen Tachyarrhythmien (Vorhofflimmern oder -flattern), die eine ventrikuläre Stimulation auslösen können
- Bei Vorliegen einer langsamen retrograden Leitung, welche zu einer PMT führt, die nicht durch eine Neuprogrammierung ausgewählter Parameterwerte kontrolliert werden kann

Atriale Stimulationsmodi

In den Modi DDD(R), DDI(R) und AAI(R) kann die atriale Stimulation bei Vorliegen chronischen Vorhofflimmerns oder -flatterns oder bei einem Atrium, das nicht auf elektrische Stimulation reagiert, ineffektiv sein. Zusätzlich kann bei Vorliegen klinisch signifikanter Überleitungsstörungen der Einsatz atrialer Stimulation kontraindiziert sein.

WARNUNG: Programmieren Sie bei Patienten mit chronischen refraktären, atrialen Tachyarrhythmien keine atrialen Tracking-Modi. Der Einsatz von Tracking bei atrialen Arrhythmien kann zu ventrikulären Tachyarrhythmien führen.

HINWEIS: *Siehe "Verwendung atrialer Informationen" auf Seite 2-5 für weitere Informationen über die Aggregatperformance, wenn die atriale Elektrode auf „Aus“ programmiert ist.*

Bei Fragen zur individuell gestalteten Patiententherapie wenden Sie sich bitte an Boston Scientific (Die Kontaktdaten finden Sie auf der Rückseite dieses Referenzhandbuchs).

Untere Grenzfrequenz (LRL)

LRL ist die Anzahl von Impulsen pro Minute, mit der das Aggregat stimuliert, wenn keine detektierte intrinsische Aktivität vorliegt.

Solange der Ventrikel stimuliert wird (oder wenn eine VES auftritt), wird das Intervall von einem ventrikulären Ereignis zum nächsten gemessen. Wenn ein Ereignis im Ventrikel detektiert wird (z. B. eine intrinsische AV-Überleitung erfolgt, bevor die AV-Verzögerung abläuft), wechselt die Zeitsteuerung von einem ventrikelbasierten zu einem modifizierten vorhofbasierten Timing (Abbildung 4-1 auf Seite 4-10). Diese Umschaltung des Timings stellt genaue Stimulationsfrequenzen sicher, da die Differenz zwischen der intrinsischen AV-Überleitung und der programmierten AV-Verzögerung beim nächsten V–A-Intervall verwendet wird.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilize.
Πεπαλαιωμένη έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versie verouderd. Niet gebruiken.
Versjon utgått. Anvend ikke.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

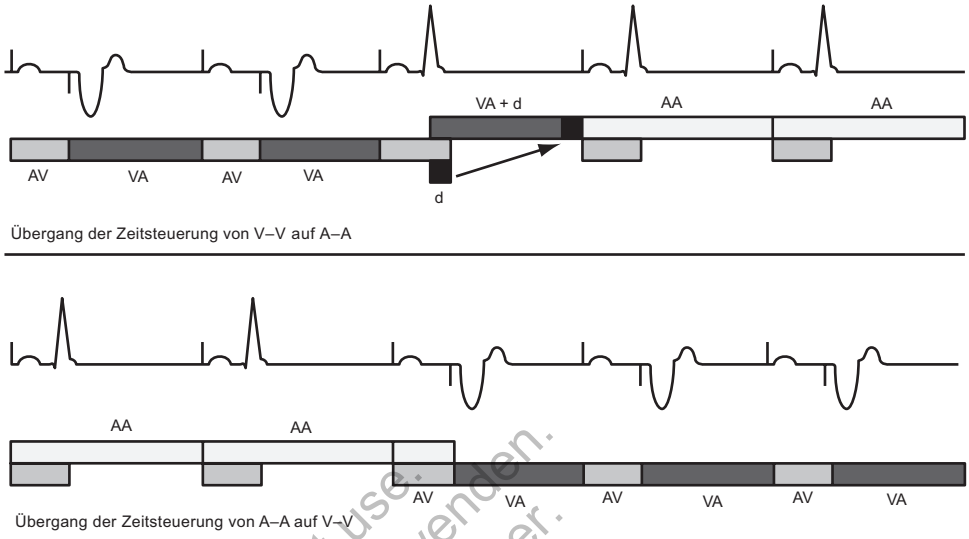


Abbildung der Übergänge von einer zur anderen Zeitsteuerung (d = Differenz zwischen AV-Verzögerung und A–V-Intervall im ersten Zyklus, bei dem eine intrinsische Überleitung auftritt. Der Wert von d wird beim nächsten V–A-Intervall verwendet, um einen weichen Übergang zu schaffen, ohne die A–A-Intervalle zu verändern).

Abbildung 4-1. LRL-Übergänge zu einer anderen Zeitsteuerung

Maximale Trackingfrequenz (MTR)

Die MTR ist die maximale Frequenz, mit der die stimulierte ventrikuläre Frequenz außerhalb der Refraktärzeit detektierten atrialen Ereignissen 1:1 folgt, wenn in der programmierten AV-Verzögerung keine ventrikulären Ereignisse detektiert werden. Die MTR ist bei atrialen, synchronen Stimulationsmodi verfügbar, nämlich DDD(R) und VDD(R).

Bei der Programmierung der MTR sind folgende Punkte zu beachten:

- Die Art der Erkrankung, das Alter und der allgemeine Gesundheitszustand des Patienten
- Die Sinusknotenfunktion des Patienten
- Eine hohe MTR kann bei Patienten mit Angina pectoris oder anderen Symptomen einer myokardialen Ischämie unangemessen sein

HINWEIS: *Wenn das Aggregat in den Modi DDDR oder VDDR arbeitet, können die MSR und die MTR unabhängig voneinander auf verschiedene Werte programmiert werden.*

Verhalten an der Oberen Grenzfrequenz

Bei Herzinsuffizienz-Patienten mit normaler AV-Leitung, bleibt die Abgabe der biventrikulären Stimulation (CRT) u. U. aus, wenn die atriale Frequenz die MTR überschreitet. Diese Situation kann eintreten, wenn die AV-Verzögerung über das intrinsische intrakardiale AV-Intervall des Patienten hinaus verlängert wird und eine AV-Leitung stattfindet, die eine Inhibition der ventrikulären Stimulation zur Folge hat. Die CRT-Abgabe ist in beiden Situationen (AV-Block und AV-Leitung) gefährdet, wenn die atriale Frequenz die MTR überschreitet, weil die AV-Verzögerung suboptimal verlängert wird und/oder die biventrikuläre Stimulation verloren geht.

Ziehen Sie die Programmierung einer höheren MTR in Betracht, wenn die normale atriale Frequenz des Patienten die MTR überschreitet. Auf diese Weise kann bei der programmierten AV-Verzögerung eine atrial-synchrone biventrikuläre 1:1-Stimulation gewährleistet werden. Wenn die Neuprogrammierung einer höheren MTR durch die aktuelle TARP beschränkt ist (AV-Verzögerung + PVARP = TARP), sollten Sie zunächst versuchen, die PVARP zu verkürzen.

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Vanhentunut version. Älä käytä.
Incræmt version. Må ikke bruges.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Updatet version. Skal ikke bruges.
Zastarana verzija. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Erst dann sollte eine Verkürzung der AV-Verzögerung erwogen werden, um bei der CRT-Abgabe das Auftreten einer suboptimalen AV-Verzögerung zu vermeiden.

Wenn die detektierte atriale Frequenz zwischen der programmierten LRL und der MTR liegt, findet beim Ausbleiben eines detektierten ventrikulären Ereignisses innerhalb der programmierten AV-Verzögerung eine ventrikuläre 1:1-Stimulation statt. Wenn die detektierte atriale Frequenz die MTR übersteigt, beginnt das Aggregat mit einem Wenckebach-ähnlichen Verhalten zu stimulieren, um zu verhindern, dass die ventrikuläre Stimulationsfrequenz die MTR übersteigt. Dieses Wenckebach-ähnliche Verhalten zeichnet sich dadurch aus, dass die AV-Verzögerung allmählich verlängert wird, bis hin und wieder bei einer P-Welle kein Tracking mehr erfolgt, da sie in die PVARP fällt. Dies führt zu einem gelegentlichen Verlust des 1:1-Trackings, wenn das Aggregat die ventrikuläre Stimulationsfrequenz mit der nächsten detektierten P-Welle synchronisiert. Falls die detektierte atriale Frequenz weiter über die MTR hinweg ansteigt, verkleinert sich das Verhältnis von detektierten atrialen Ereignissen und sequenziell stimulierten ventrikulären Ereignissen, bis schließlich ein 2:1-Block auftritt (z. B. 5:4, 4:3, 3:2 und schließlich 2:1).

Das Detektionsfenster sollte durch die Programmierung einer geeigneten AV-Verzögerung und PVARP möglichst groß gehalten werden. Bei Frequenzen nahe der MTR kann das Detektionsfenster maximiert werden, indem die Dynamische AV-Verzögerung und die Dynamische PVARP entsprechend programmiert werden und dadurch das Wenckebach-Verhalten minimiert wird.

Das atriale Tracking bei hohen Frequenzen wird durch die programmierte MTR und die Totale Atriale Refraktär-Periode (TARP) (AV-Verzögerung + PVARP = TARP) beschränkt. Um eine vollständige Schließung des Detektionsfensters an der MTR zu verhindern, erlaubt das Programmiergerät (PRM) kein TARP-Intervall, das länger (niedrige Stimulationsfrequenz) als das programmierte MTR-Intervall ist.

Wenn das TARP-Intervall kürzer (hohe Stimulationsfrequenz) als das Intervall der programmierten MTR ist, beschränkt das Wenckebach-ähnliche Verhalten des Aggregats die ventrikuläre Stimulationsfrequenz auf die MTR. Wenn das TARP-Intervall genauso groß wie das Intervall der programmierten MTR ist, kann ein 2:1-Block mit atrialen Frequenzen oberhalb der MTR auftreten.

Schnelle Änderungen der ventrikulären Stimulationsfrequenz (z. B. Wenckebach-ähnlich, 2:1-Block), die durch detektierte atriale Frequenzen oberhalb der MTR verursacht wurden, können durch folgendes abgeschwächt oder eliminiert werden:

- AFR
- ATR
- Parameter zur Frequenzglättung und Sensoreinfluss

HINWEIS:

Für die Detektion der Vorhoftachykardie und die Aktualisierung der Histogramme werden die atrialen Ereignisse während des Herzzyklus (außer während der atrialen Blankingzeit) einschließlich der AV-Verzögerung und der PVARP detektiert.

Beispiele

Wenn die atriale Frequenz die MTR übersteigt, wird die AV-Verzögerung allmählich verlängert (AV'), bis irgendwann bei einer P-Welle kein Tracking mehr erfolgt, da sie in die atriale Refraktärzeit fällt (Abbildung 4-2 auf Seite 4-12). Dies führt zu einem gelegentlichen Verlust des 1:1-Trackings, wenn das Aggregat die ventrikuläre Stimulationsfrequenz mit der nächsten detektierten P-Welle synchronisiert (Wenckebach-Verhalten des Herzschrittmachers).

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πολύ παλιά έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Ikke anvende.
Versão obsoleta. Não utilize.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

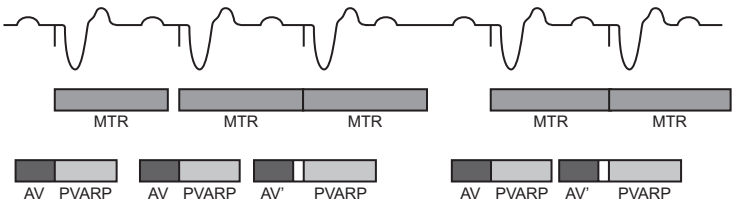
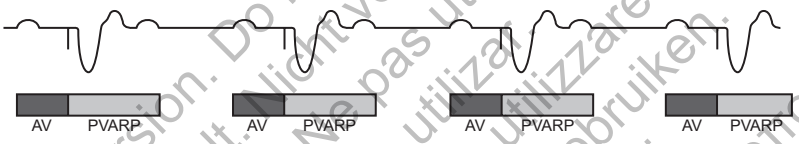


Abbildung 4-2. Wenckebach-Verhalten an der MTR

Ein weiteres Aggregatverhalten an der oberen Grenzfrequenz (2:1-Block) kann beim Tracking hoher atrialer Frequenzen auftreten. Bei diesem Verhalten tritt jedes zweite atriale Ereignis während der PVARP auf, und daher erfolgt kein Tracking (Abbildung 4-3 auf Seite 4-12). Dies führt zu einem Verhältnis von 2:1 bezüglich atrialer und ventrikulärer Ereignisse oder einem plötzlichen Abfall der ventrikulären Stimulationsfrequenz auf die Hälfte der atrialen Frequenz. Bei höheren atrialen Frequenzen, können mehrere atriale Ereignisse in die TARP fallen, was dazu führt, dass nur noch bei jeder dritten oder vierten P-Welle ein Tracking erfolgt. Der Block tritt dann bei Verhältnissen von 3:1 oder 4:1 auf.



Darstellung eines 2:1-Blocks beim Herzschrittmacher, bei dem jede zweite P-Welle in das PVARP-Intervall fällt.

Abbildung 4-3. 2:1-Block beim Herzschrittmacher

Maximale Sensorfrequenz (MSR)

Die MSR ist die maximale Stimulationsfrequenz, die als Ergebnis der frequenzadaptiven Sensorsteuerung aufgrund der Akzelerometerdaten erlaubt wird.

Bei der Programmierung der MSR sind folgende Punkte zu beachten:

- Die Art der Erkrankung, das Alter und der allgemeine Gesundheitszustand des Patienten:
  - Eine frequenzadaptive Stimulation mit höheren Frequenzen kann bei Patienten mit Angina pectoris oder anderen Symptomen einer myokardialen Ischämie unangemessen sein
  - Eine angemessene MSR sollte auf der Basis von Tests zur Ermittlung der höchsten Stimulationsfrequenz gewählt werden, die vom Patienten gut toleriert wird

HINWEIS: *Wenn das Aggregat in den Modi DDDR oder VDDR arbeitet, können die MSR und die MTR unabhängig voneinander auf verschiedene Werte programmiert werden.*

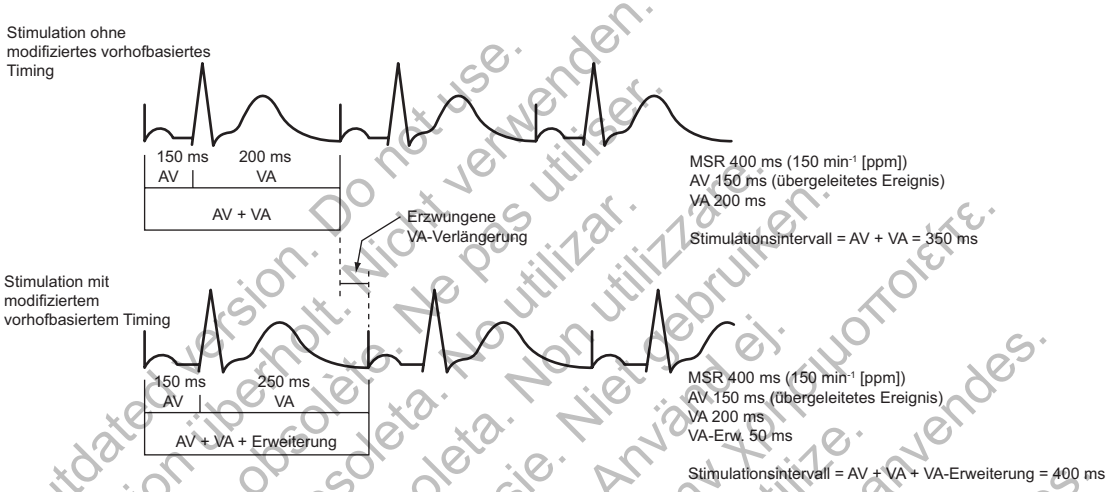
Die MSR kann unabhängig auf eine Frequenz programmiert werden, die der MTR entspricht oder höher oder niedriger als diese ist. Wenn die MSR höher als die MTR eingestellt ist, kann eine Stimulation oberhalb der MTR auftreten, wenn die Sensorfrequenz die MTR übersteigt.

Eine Stimulation oberhalb der MSR (wenn diese niedriger als die MTR programmiert ist), kann nur als Reaktion auf detektierte intrinsische atriale Aktivität auftreten.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilize.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versjon utgått. Ikke anvendes.
Versión obsoleta. No utilizar.
Foraeldet version. Ikke brukes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Nem használja!
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarała wersja. Nie używać.

VORSICHT: Die frequenzadaptive Stimulation ist nicht durch Refraktärperioden begrenzt. Eine lange Refraktärperiode, die in Kombination mit einer hohen MSR programmiert wird, kann zu einer asynchronen Stimulation während der Refraktärperioden führen, da diese Kombination zu einem sehr kurzen oder einem gar nicht vorhandenen Detektionsfenster führen kann. Benutzen Sie die dynamische AV-Verzögerung oder die dynamische PVARP, um Detektionsfenster zu optimieren. Wenn Sie eine feste AV-Verzögerung eingeben, bedenken Sie immer den Einfluss auf die Detektion.

Beim Auftreten einer intrinsischen Überleitung behält das Aggregat die A–A-Stimulationsfrequenz bei, indem es das V–A-Intervall verlängert. Diese Verlängerung wird vom Grad der Differenz zwischen der AV-Verzögerung und der intrinsischen ventrikulären Leitung bestimmt. Dies wird häufig als modifiziertes atriales Timing bezeichnet (Abbildung 4-4 auf Seite 4-13).



Der Timing-Algorithmus des Aggregats sorgt für eine effektive Stimulation an der MSR mit intrinsischer ventrikulärer Leitung. Durch Verlängerung des VA-Intervalls wird verhindert, dass die atriale Stimulation bei hohen Frequenzen die MSR überschreitet.

Abbildung 4-4. VA-Intervallerweiterung und MSR

Runaway-Schutzfunktion

Die Runaway-Schutzfunktion verhindert bei den meisten Fehlfunktionen einzelner Komponenten einen Anstieg der Stimulationsfrequenz über die MTR/MSR hinaus. Diese Funktion ist nicht programmierbar und arbeitet unabhängig von den Hauptstimulationsschaltkreisen des Aggregats.

Die Runaway-Schutzfunktion verhindert, dass die Stimulationsfrequenz über 205 min^{-1} ansteigt.

HINWEIS: *Das Auflegen eines Magneten beeinflusst die Stimulationsfrequenz nicht (Impulsintervall).*

HINWEIS: *Die Runaway-Schutzfunktion kann nicht garantieren, dass Runaways auftreten.*

Während PES, manueller Burststimulation und ATP wird die Runaway-Schutzfunktion vorübergehend ausgesetzt, um eine Hochfrequenzstimulation zu ermöglichen.

Ventrikuläre Stimulations-Kammer

Mit der Option „Ventr. Stimulations-Kammer“ können Sie wählen, an welche Kammer(n) die Stimulationsimpulse abgegeben werden.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No pasa utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαλαιωμένη έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versie obsoleta. Nie utilizować.
Zastarana verzija. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Folgende Optionen stehen zur Verfügung:

- Nur RV
- Nur LV
- BiV (sowohl RV als auch LV) – wenn ausgewählt, steht „LV-Korrektur“ zur Verfügung

HINWEIS: *Auch wenn „Nur LV"-Stimulation programmiert ist, muss eine RV-Elektrode implantiert sein, da alle Zeitzyklen des Aggregats auf RV-Werten basieren.*

Die nominelle LV-Elektrodenkonfiguration ist „Keine“, was in Kombination mit der nominellen Einstellung der ventrikulären Stimulations-Kammer auf BiV zu einer Parameterinteraktion führt. Dadurch soll sichergestellt werden, dass je nach implantierter LV-Elektrode eine angemessene LV-Elektrodenkonfiguration (Dual oder Single) gewählt wird.

VORSICHT: Mit diesem Gerät können biventrikuläre und linksventrikuläre Stimulationstherapien abgegeben werden. Die Programmierung des Geräts auf rechtsventrikuläre Stimulation allein ist nicht zur Behandlung von Herzinsuffizienz vorgesehen. Die klinischen Auswirkungen von alleiniger rechtsventrikulärer Stimulation für die Behandlung der Herzinsuffizienz sind nicht überprüft worden.

LV-Korrektur

Wenn der Parameter „Stimulierte Kammer“ auf „BiV“ steht ist die Funktion „LV-Korrektur“ verfügbar. Sie ermöglicht es, die Verzögerung zwischen der Abgabe der links- und rechtsventrikulären Stimulationsimpulse anzupassen. Die LV-Korrektur soll bei der Koordinierung der mechanischen Ventrikelreaktion mehr Programmierflexibilität bieten.

Das Gerät passt automatisch die LV-Korrektur für die niedrigste programmierte Tachy-Frequenzgrenze an, wenn eine biventrikuläre Stimulation nahe der oberen Grenzfrequenz auftritt.

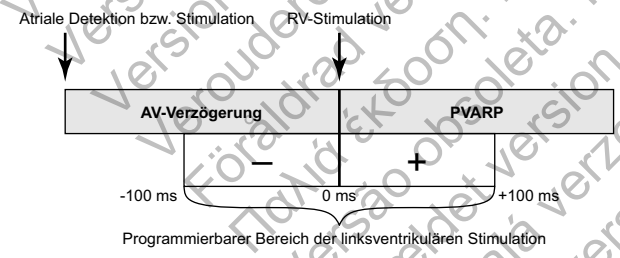


Abbildung 4-5. Programmierbarer Bereich der linksventrikulären Stimulation

HINWEIS: *Die programmierte AV-Verzögerung basiert auf RV-Zeitsteuerung; deswegen hat die LV-Korrektur keinen Einfluss darauf.*

Impulsdauer

Die Impulsdauer bestimmt, wie lange der Ausgangsimpuls zwischen den Stimulationselektroden anliegt.

Bei der Programmierung der Impulsdauer sind folgende Punkte zu beachten:

- Die Impulsdauerwerte sind für jede Kammer unabhängig programmierbar.
- Wenn ein Impulsdauer-Reizschwellentest durchgeführt wird, wird für die Impulsdauer ein Sicherheitsbereich von mindestens Faktor 3 empfohlen.

Outdated version. Do not use.
Version unen.dt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet version. Må ikke anvendes.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Die an das Herz abgegebene Energie ist direkt proportional zur Impulsdauer; die Verdopplung der Impulsdauer verdoppelt die abgegebene Energie. Daher kann die Programmierung einer geringeren Impulsdauer bei Beachtung einer angemessenen Sicherheitsspanne die Funktionsdauer der Batterie verlängern. Seien Sie bei der Programmierung permanenter Impulsdauerwerte unter 0,3 ms vorsichtig, um eine effektive Stimulation sicherzustellen (Abbildung 4-6 auf Seite 4-15).

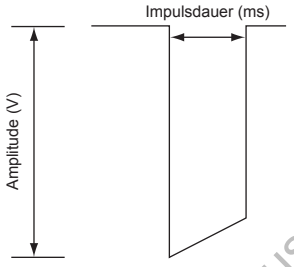


Abbildung 4-6. Impulsform

Amplitude

Die Impulsamplitude oder die Spannung des Ausgangsimpulses wird an der Anstiegsflanke des Ausgangsimpulses gemessen (Abbildung 4-6 auf Seite 4-15).

Bei der Programmierung der Amplitude sind folgende Punkte zu beachten:

- Die Amplituden sind in jeder Kammer unabhängig programmierbar.
- Bei der permanenten oder temporären Programmierung kann der Brady-Modus auf „Aus“ programmiert werden. Hiermit wird die Amplitude ausgeschaltet, um den Eigenrhythmus des Patienten zu überwachen.
- Auf den Reizschwellen beruhend wird für jede Herzkammer eine 2-fache Sicherheitsspanne empfohlen, die eine ausreichende Sicherheit bietet und die Batterie schont.
- Die an das Herz abgegebene Energie ist direkt proportional zum Quadrat der Amplitude: eine Verdopplung der Amplitude vervierfacht die abgegebene Energie. Daher kann die Programmierung einer niedrigeren Amplitude bei Beachtung einer angemessenen Sicherheitsspanne die Funktionsdauer der Batterie verlängern.

Empfindlichkeit

Die Funktion „Empfindlichkeit“ erlaubt dem Aggregat intrinsische Herzsignale zu detektieren, die den programmierten Empfindlichkeitswert überschreiten. Durch Anpassung des Empfindlichkeitswerts können Sie den atrialen und/oder ventrikulären Detektionsbereich auf eine höhere oder niedrigere Empfindlichkeit programmieren. Alle Detektions- und Timing-Entscheidungen basieren auf den detektierten Herzsignalen. Die Werte für die atriale und ventrikuläre Empfindlichkeit sind unabhängig voneinander programmierbar.

- Hohe Empfindlichkeit (niedrig programmierter Wert) – wenn die Empfindlichkeit auf einen sehr empfindlichen Wert programmiert wird, kann es sein, dass das Aggregat Signale erkennt, die nichts mit der kardialen Depolarisation zu tun haben (Oversensing, beispielsweise die Detektion von Myopotentialen)
- Geringe Empfindlichkeit (hoch programmierter Wert) – wenn die Empfindlichkeit auf einen weniger empfindlichen Wert programmiert wird, kann es sein, dass das Aggregat das kardiale Depolarisationssignal nicht wahrnimmt (Undersensing)

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht benutzen.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Forældet version. Anvænd ej.
Πλαστή/κεκλεμμένη. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Föråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utgått version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használható.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Es wird empfohlen, die Empfindlichkeit auf der nominellen Einstellung zu lassen, es sei denn, die Fehlersuche ergibt, dass eine andere Einstellung geeigneter sein könnte. Der nominelle Wert ist sowohl für die atriale als auch für die ventrikuläre Detektion vorrangig indiziert. Aber es kann eine Anpassung vorgenommen werden, falls der seltene Fall auftritt, dass atriales oder ventrikuläres Oversensing/Undersensing beobachtet wurde (z. B. Inhibition der Bradykardiestimulation oder unangemessene Therapie)

WARNUNG: Linksventrikuläre Elektrodendislokation, bis zu einer vorhofnahen Position, kann zu atrialem Oversensing und linksventrikulärer Stimulationsinhibition führen.

Sollte es erforderlich sein, den Empfindlichkeitsparameter in einer Kammer einzustellen, wählen Sie immer die Einstellung, die die angemessene Detektion der intrinsischen Aktivität ermöglicht, aber das Oversensing/Undersensing optimal behebt.

Wenn auch durch eine Anpassung keine gute Detektion erzielt werden kann oder wenn nach der Änderung ein Undersensing oder Oversensing beobachtet wird, ziehen Sie Folgendes in Erwägung (unter Berücksichtigung der Besonderheiten des jeweiligen Patienten):

- Programmieren Sie einen neuen AGC-Empfindlichkeitswert
- Programmieren Sie eine neue Refraktär- oder Crosstalk-Blankingzeit, die geeignet ist, das beobachtete Undersensing oder Oversensing zu beheben
- Platzieren Sie die Elektrode neu
- Implantieren Sie eine neue Detektionselektrode

Überprüfen Sie nach jeder Empfindlichkeitsänderung, ob das Aggregat angemessen detektiert und stimuliert.

VORSICHT: Nach einer Änderung des Empfindlichkeitsbereichs oder Veränderungen an der Detektionselektrode überprüfen Sie bitte immer, ob eine angemessene Detektion stattfindet. Die Programmierung der Empfindlichkeit auf den höchsten Wert (niedrigste Empfindlichkeit) kann eine verzögerte Detektion oder ein Undersensing der Herzaktivität zur Folge haben. Die Programmierung der Empfindlichkeit auf den niedrigsten Wert (höchste Empfindlichkeit) kann dagegen ein Oversensing extrakardialer Signale verursachen.

Automatische Verstärkungsanpassung

Das Aggregat hat die Möglichkeit, eine digitale automatische Verstärkungsanpassung (AGC) zu verwenden, um die Empfindlichkeit im Atrium und im Ventrikel dynamisch anzupassen. Das Aggregat hat unabhängige AGC-Schaltkreise für jede Kammer.

Größe und Frequenz kardialer Signale können stark schwanken; daher muss das Aggregat in der Lage sein:

- Den intrinsischen Schlag unabhängig von der Frequenz und Größe zu detektieren
- Sich anzupassen, um Signale unterschiedlicher Amplitude detektieren zu können, aber nicht übermäßig auf anomale Schläge zu reagieren
- Jede intrinsische Aktivität nach einem stimulierten Schlag zu detektieren
- T-Wellen zu ignorieren
- Störsignale zu ignorieren

Der programmierbare AGC-Wert ist der minimale Empfindlichkeitswert (Untergrenze), der zwischen zwei Schlägen erreicht werden kann. Dieser programmierbare Wert ist kein fester Wert, der während des gesamten Herzzyklus beibehalten wird; das Empfindlichkeitsniveau beginnt mit einem höheren Wert (basierend auf dem Spitzenwert eines detektierten Ereignisses oder einem festen Wert für ein stimuliertes Ereignis) und sinkt dann zur programmierten Untergrenze ab (Abbildung 4-7 auf Seite 4-18).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλαιά. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Bruges ikke.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Updated version. Skal ikke anvendes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nepoužívať.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

AGC hingegen erreicht die programmierbare Untergrenze in der Regel während der Stimulation (oder bei Signalen mit niedriger Amplitude). Aber wenn Signale mit mittlerer oder hoher Amplitude detektiert werden, ist AGC in der Regel weniger empfindlich und erreicht die programmierbare Untergrenze nicht.

Der AGC-Schaltkreis in jeder Kammer wertet ein Elektrogrammsignal über einen Prozess in zwei Schritten aus, um die Detektion von sich potentiell schnell ändernden kardialen Signalen zu optimieren. Der Prozess ist in der folgenden Abbildung veranschaulicht (Abbildung 4-7 auf Seite 4-18):

- Erster Schritt

  1. AGC verwendet einen rollenden Durchschnitt früherer Signalspitzen, um einen Suchbereich zu berechnen, in dem die nächste Spitze voraussichtlich erscheinen wird.

     – War der vorherige Schlag detektiert, so wird er in den rollenden Spitzenwertdurchschnitt integriert.

     – War der vorherige Schlag stimuliert, so wird der Spitzenwertdurchschnitt mit Hilfe des gleitenden Durchschnitts und einem Stimulationsspitzenwert berechnet. Der Stimulationsspitzenwert hängt von den Einstellungen ab:

       – Bei nominellen oder empfindlicheren Einstellungen handelt es sich um einen festen Wert (Anfangswert 4,8 mV im RV, 8 mV im LV, 2,4 mV im RA).

       – Bei weniger empfindlichen Einstellungen ist es ein höherer Wert, der unter Verwendung der programmierten AGC-Untergrenze berechnet wird (z. B.: wenn die RV Empfindlichkeit auf die am wenigsten empfindliche Einstellung oder maximal 1,5 mV programmiert ist, beträgt der Stimulationsspitzenwert 12 mV).

     Der Spitzendurchschnitt wird dann dazu verwendet, einen Bereich mit Ober- (MAX) und Unter- (MIN) Grenzen festzulegen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Får ej användas.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Zweiter Schritt

  2. Die AGC detektiert die Spitze des intrinsischen Schlags (oder verwendet die berechnete Spitze für einen stimulierten Schlag wie oben beschrieben).

  3. Sie hält das Empfindlichkeitsniveau während der absoluten Refraktärzeit + 15 ms auf dem Spitzenwert (oder MAX).

  4. Sie fällt auf 75 % der detektierten Spitze oder des berechneten Spitzendurchschnitts für stimulierte Ereignisse (nur ventrikulär stimulierte Ereignisse).

  5. Die AGC wird empfindlicher auf 7/8 des vorherigen Schritts gestellt.

  6. Die Schritte für detektierte Schläge sind 35 ms für den rechten und linken Ventrikel und 25 ms für das Atrium. Die Schritte für stimulierte Schläge werden je nach Stimulationsintervall angepasst, um beim MIN-Niveau ein Detektionsfenster von ca.50 ms sicherzustellen.

  7. Die AGC erreicht MIN (oder die programmierte AGC-Untergrenze).

     – Die programmierte AGC-Untergrenze wird nicht erreicht, wenn der MIN-Wert höher ist.

  8. Die AGC bleibt auf MIN (oder der programmierten AGC-Untergrenze), bis ein neuer Schlag detektiert wird oder das Stimulationsintervall abläuft und ein neuer Impuls abgegeben wird.

HINWEIS: *Wenn ein neuer Schlag detektiert wird, während das Empfindlichkeitsniveau gesenkt wird, beginnt die AGC wieder bei Schritt 1.*

HINWEIS: *Wenn die Amplitude eines Signals unter der Empfindlichkeitsgrenze liegt, die bei dessen Auftreten wirksam ist, wird es nicht detektiert.*

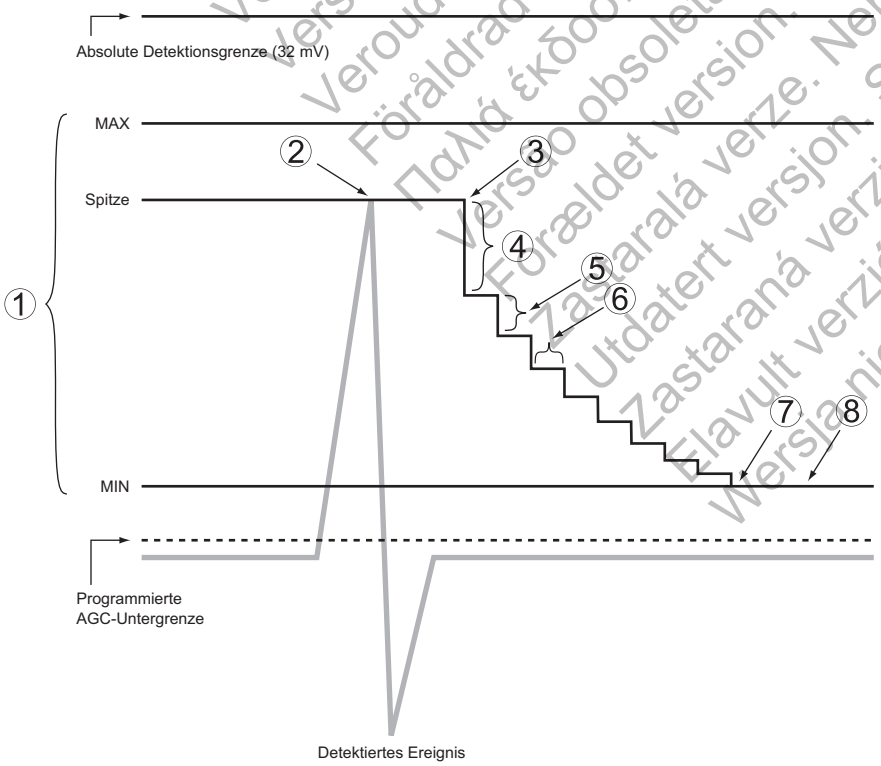


Abbildung 4-7. AGC-Detektion

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ έκδοση. Μην τη χρησιμοποιείτε.
Version obsoleta. No utilize.
Forældet version. Bruges ikke.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

In Frequenzkanälen, in denen AGC-Detektion verwendet wird, ist ein nicht programmierbarer dynamischer Störalgorithmus (DNA) aktiv. Dieser soll dazu beitragen, andauernde Störsignale herauszufiltern. Der dynamische Störalgorithmus verwendet einen getrennten Störkanal für jede Kammer, der kontinuierlich das vorhandene Grundliniensignal misst und die Empfindlichkeitsuntergrenze anpasst, um die Störauswirkungen zu minimieren.

Der Algorithmus verwendet die Merkmale eines Signals (Frequenz und Energie), um es als Störsignal zu klassifizieren. Wenn eine andauernde Störung vorliegt, soll der Algorithmus ihre Auswirkungen minimieren und so dazu beitragen, dass ein Oversensing von Myopotentialen und die damit verbundene Inhibition der Stimulation verhindert wird. Eine Störung, die die Detektionsuntergrenze beeinflusst, kann auf intrakardialen EGMs sichtbar sein, würde aber nicht als detektierte Schläge markiert. Wenn die Störung jedoch signifikant ist, kann die Empfindlichkeits-Untergrenze auf ein Niveau oberhalb des intrinsischen Elektrogramms ansteigen, und das programmierte Störreaktionsverhalten (asynchrone Stimulation oder Stimulation inhibieren) tritt auf ("Störreaktion" auf Seite 4-58).

HINWEIS: *Der dynamische Störalgorithmus garantiert nicht, dass die AGC immer genau zwischen intrinsischer Aktivität und Störungen unterscheidet.*

POST-THERAPIE-STIMULATION

Die Post-Therapie-Stimulation bietet eine alternative Stimulationstherapie nach Abgabe jeglicher Schocks.

Die Stimulationsbetriebsart und die Stimulationstherapien, die nach einem Schock eingesetzt werden, sind die gleichen wie die programmierten normalen Stimulationseinstellungen.

Folgende Stimulationsparameter können unabhängig von den normalen Stimulationseinstellungen programmiert werden:

- Stimulationsparameter – LRL, Amplitude und Impulsdauer
- Post-Therapie-Zeit

Post-Schock-Stimulationsverzögerung

Die „Post-Schock-Stimulationsverzögerung“ bestimmt den frühestmöglichen Start einer Post-Schock-Stimulation nach der Abgabe eines ventrikulären Schocks. Sie ist fest eingestellt auf 2,25 Sekunden.

Das Timing des anfänglichen Stimulationsimpulses der Post-Therapie-Periode hängt von der Herzaktivität während der Post-Schock-Stimulationsverzögerung ab.

- Sollten R-Wellen (und/oder P-Wellen bei Zweikammer-Modi) während der Post-Schock-Stimulationsverzögerung detektiert werden, stimuliert das Aggregat nur dann, wenn die detektierte Frequenz niedriger ist als die Post-Therapie-LRL ist.

- Werden jedoch keine R-Wellen (und/oder P-Wellen bei Zweikammer-Modi) während der Post-Schock-Stimulationsverzögerung detektiert oder ist das Intervall seit der vorhergehenden P- oder R-Welle größer als das Auslöseintervall, wird am Ende der Post-Schock-Stimulationsverzögerung ein Stimulationsimpuls abgegeben.

Je nach programmiertem Therapieschema werden weitere Stimulationsimpulse abgegeben.

Post-Therapie-Zeit

Die Post-Therapiezeit legt fest, wie lange das Aggregat mit den Post-Therapie-Parameterwerten arbeiten soll.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veroudende versie. Niet gebruiken.
Foreldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versão obsoleta. Não utilize.
Föråldrad version. Må inte användas.
Vanhentunut versio. Ei saa käyttää.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

Die Post-Therapiezeit funktioniert folgendermaßen:

- Die Zeit beginnt, wenn die Post-Schock-Stimulationsverzögerung abläuft.
- Bei Beendigung dieser Stimulationsperiode schaltet das Aggregat auf die programmierten normalen Stimulationswerte um.
- Die Stimulationsperiode wird, während sie läuft, nicht vom Ende der aktuellen Episode beeinflusst.

TEMPORÄRE BRADYKARDIESTIMULATION

Das Aggregat kann mit temporären Stimulationsparameterwerten programmiert werden, die von den programmierten Normaleinstellungen abweichen. So können Sie andere Stimulationstherapien untersuchen, während die früheren programmierten Normaleinstellungen im Gerätespeicher erhalten bleiben. Während die temporären Funktionen aktiv sind, sind alle anderen, nicht auf dem Bildschirm aufgelisteten Bradykardie-Funktionen deaktiviert.

HINWEIS: *Die Post-Therapie-Werte sind davon nicht betroffen.*

Diese Funktion wird folgendermaßen benutzt:

1. Aus der Registerkarte „Tests“ das Register „Brady Temporär“ wählen, um die Parameter für die temporäre Stimulation anzuzeigen. Wenn die Parameter anfänglich angezeigt werden, sind sie wie die normalen Stimulationswerte eingestellt ("Programmierbare Optionen" auf Seite A-1).

   HINWEIS: *Post-Therapie-Werte werden nicht angezeigt, auch wenn die Post-Therapie aktiv ist.*

2. Gewünschte Werte auswählen; diese Werte sind von anderen Stimulationsfunktionen unabhängig.

   HINWEIS: *Eventuelle interaktive Limitationen müssen korrigiert werden, bevor die temporäre Programmierung vorgenommen werden kann.*

   HINWEIS: *Wenn der temporäre Brady-Modus auf „Aus“ gestellt ist, detektiert und stimuliert das Aggregat nicht, während der temporäre Stimulationsmodus wirksam ist.*

3. Telemetrieverbindung herstellen, dann die Start-Taste drücken. Die Stimulation beginnt mit den temporären Werten. Es erscheint ein Dialogfeld mit der Information, dass temporäre Parameter genutzt werden. Es wird eine Stopp-Schaltfläche angezeigt.

HINWEIS: *Die temporäre Stimulation kann nicht gestartet werden, während eine Tachyarrhythmieepisode stattfindet.*

HINWEIS: *Die Notfalltherapie ist die einzige Funktion, die gestartet werden kann, bis die temporäre Funktion stoppt.*

4. Wählen Sie die Schaltfläche „Stopp“, um den temporären Stimulationsmodus abzubrechen. Der temporäre Stimulationsmodus bricht auch ab, wenn Sie eine Notfalltherapie vom PRM aus auslösen, die Taste THERAPIE ABLEITEN drücken oder wenn die Telemetrie ausfällt.

Wenn der temporäre Stimulationsmodus gestoppt wird, kehrt die Stimulation zu den zuvor programmierten normalen/Post-Therapie-Einstellungen zurück.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλαίσιο εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

FREQUENZADAPTIVE STIMULATION UND SENSOR-TRENDANALYSE

Der Abschnitt „Sensor und Trendanalysen“ des Bildschirms „Normale Einstellungen“ enthält programmierbare Optionen für Frequenzadaptive Stimulation, Atmungssensor und Sensor-Trendanalysen.

Frequenzadaptive Stimulation

In frequenzadaptiven Stimulationsmodi (d. h. in allen Modi mit einem (R) am Ende) werden Sensoren verwendet, um Veränderungen im Aktivitätsgrad des Patienten festzustellen und die Stimulationsfrequenz entsprechend anzupassen. Die frequenzadaptive Stimulation ist für Patienten geeignet, die unter chronotroper Inkompetenz leiden und die bei körperlicher Aktivität von erhöhten Stimulationsfrequenzen profitieren.

VORSICHT: Eine frequenzadaptive Stimulation muss bei Patienten, die erhöhte Stimulationsfrequenzen nicht tolerieren können, mit Vorsicht verwendet werden.

Wenn frequenzadaptive Parameter programmiert werden, erhöht sich die Stimulationsfrequenz als Reaktion auf erhöhte Aktivität und sinkt dann wieder ab, wenn die Aktivität wieder zum Ruheniveau zurückkehrt.

HINWEIS: *Aktivitäten mit minimaler Bewegung des Oberkörpers, wie Fahrradfahren, können zu einer recht geringen akzelerometerbasierten Frequenzerhöhung führen.*

HINWEIS: *Es hat sich gezeigt, dass frequenzadaptive Stimulation potenziell proarrhythmisch ist. Die Programmierung frequenzadaptiver Funktionen muss mit Vorsicht geschehen.*

Akzelerometer

Der Akzelerometer erkennt Bewegungen, die mit der körperlichen Aktivität des Patienten zusammenhängen und generiert ein elektronisches Signal, das proportional zum Grad der körperlichen Bewegung ist. Basierend auf den Daten des Akzelerometers schätzt das Aggregat den Energiebedarf des Patienten aufgrund der Aktivität ein und errechnet daraus den notwendigen Frequenzanstieg.

Das Aggregat detektiert körperliche Aktivitäten durch einen Akzelerometer mit integriertem Schaltkreis. Der Akzelerometersensor reagiert auf Aktivität im Frequenzbereich typischer körperliche Aktivitäten (1–10 Hz). Der Akzelerometer bewertet sowohl die Frequenz als auch die Amplitude der Sensorsignale.

- Die Signalfrequenz gibt an, wie oft eine Aktivität erfolgt (z. B. die Anzahl der Schritte pro Minute beim schnellen Gehen)
- Die Signalamplitude reflektiert die Stärke der Bewegung (z. B. die bedächtigen Schritte beim Spazieren gehen)

Wenn verstärkte Bewegung erkannt wurde, übersetzt der Algorithmus die gemessene Beschleunigung in einen Frequenzanstieg über die LRL.

Da der Akzelerometer nicht mit dem Aggregat-Gehäuse in Kontakt ist, reagiert er nicht auf einfachen statischen Druck auf das Gerätegehäuse.

Es gibt drei Einstellungen für den Akzelerometer: „Aus“, „Ein“ und „Nur ATR“. Wenn die entsprechenden frequenzadaptiven Betriebsarten für normale Einstellungen und ATR-Rückfall programmiert werden, aktualisiert diese Aktion automatisch die Akzelerometereinstellungen. Wenn das Aggregat permanent auf einen nicht frequenzadaptiven Modus eingestellt ist, ist es möglich, den ATR-Rückfall-Modus auf einen frequenzadaptiven Modus unter Verwendung des

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht gebrauchen.
Πρωτεύουσα εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Anvænd ej.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet versjon. Ikke bruk.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Bruk ikke.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Akzelerometersensors zu programmieren. In diesem Fall zeigt das Feld des Akzelerometers „Nur ATR“.

Die folgenden programmierbaren Parameter steuern die Reaktion des Aggregats auf die Sensorwerte, die vom Akzelerometer erzeugt werden:

- Anpassungsfaktor
- Aktivitätsschwelle
- Reaktionszeit
- Erholungszeit

Anpassungsfaktor (Akzelerometer)

Der Anpassungsfaktor (Akzelerometer) bestimmt die Erhöhung der Stimulationsfrequenz, die oberhalb der LRL bei verschiedenen Graden der Patientenaktivität auftritt (Abbildung 4-8 auf Seite 4-22).

- Hoher Anpassungsfaktor—weniger Aktivität ist notwendig, dass die Stimulationsfrequenz die MSR erreicht

- Niedriger Anpassungsfaktor—mehr Aktivität ist notwendig, dass die Stimulationsfrequenz die MSR erreicht

HINWEIS: *Die Programmierung des Anpassungsfaktors für normale Einstellungen verändert auch die entsprechende Auswahl für die Post-Therapie-Einstellungen.*

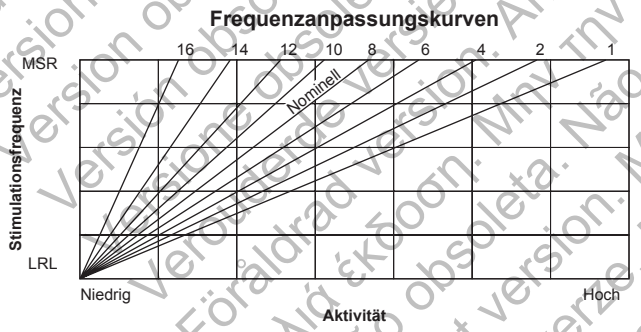
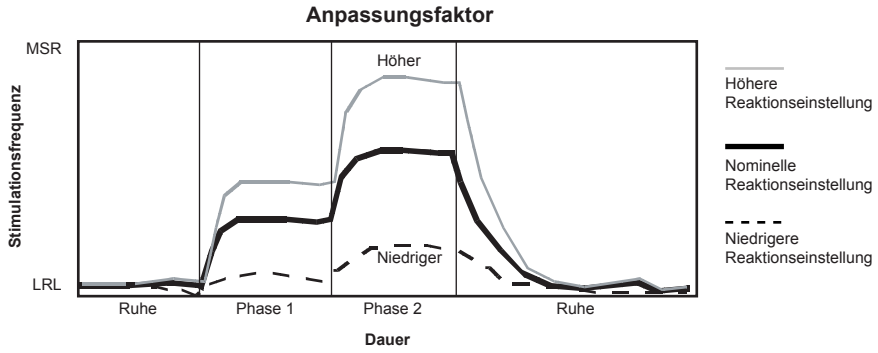


Abbildung 4-8. Anpassungsfaktor und Stimulationsfrequenz

Die erreichte Stimulationsfrequenz kann entweder durch den detektierten Aktivitätsgrad oder die programmierte MSR begrenzt werden. Wenn der detektierte Aktivitätsgrad zu einer stabilen Frequenz unterhalb der MSR führt, kann die Stimulationsfrequenz immer noch weiter erhöht werden, wenn der Grad der detektierten Aktivität steigt (Abbildung 4-9 auf Seite 4-23). Die stabile Anpassung ist unabhängig von den programmierten Reaktions- und Erholungszeiten.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πωλημένη έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nepoužívať.
Wersja nieaktualna. Ne haszná lja!
Nie używać.



Diese Abbildung zeigt die Auswirkung höherer und niedrigerer Einstellungen während eines theoretischen Zwei-Phasen-Aktivitätstests.

Abbildung 4-9. Anpassungsfaktor im Belastungstest

Die Programmierung der LRL auf einen höheren oder niedrigeren Wert bewegt die gesamte Anpassung nach oben oder unten, ohne ihre Form zu ändern.

Aktivitätsschwelle

Die Aktivitätsschwelle verhindert eine Frequenzsteigerung aufgrund belangloser Bewegung mit niedriger Intensität (z. B. Bewegung, die durch Atmung, Herzschläge oder in einigen Fällen durch Tremor aufgrund der Parkinson-Krankheit verursacht wird).

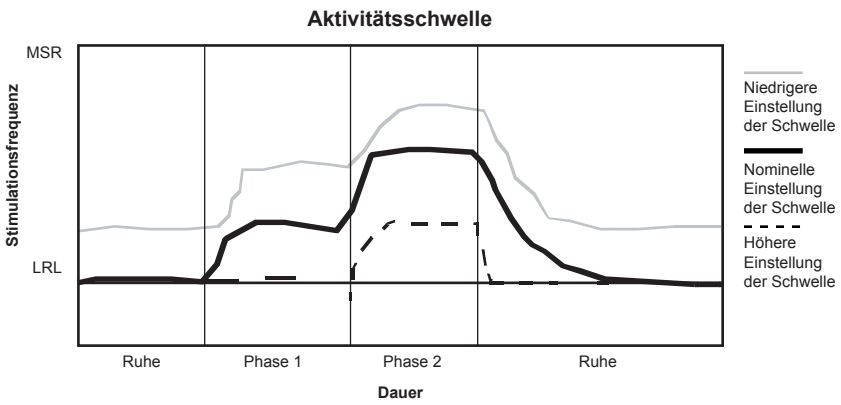
Die „Aktivitätsschwelle“ repräsentiert den Aktivitätsgrad, der überschritten werden muss, bevor die sensorgesteuerte Stimulationsfrequenz ansteigt. Das Aggregat erhöht die Stimulationsfrequenz nicht über die LRL, bis das Aktivitätssignal über die Aktivitätsschwelle steigt. Die Einstellung der Aktivitätsschwelle sollte einen Frequenzanstieg bei geringer Aktivität (wie Gehen) gestatten, aber hoch genug sein, um die Stimulationsfrequenz nicht unangemessen zu erhöhen, wenn der Patient inaktiv ist (Abbildung 4-10 auf Seite 4-23 und Abbildung 4-11 auf Seite 4-24).

- Niedrige Einstellung — geringe Bewegungen reichen aus, um die Stimulationsfrequenz zu erhöhen
- Höhere Einstellung — mehr Bewegungen sind notwendig, um die Stimulationsfrequenz zu erhöhen

HINWEIS: *Die Programmierung der Aktivitätsschwelle für normale Einstellungen verändert auch die entsprechende Auswahl für die Post-Therapie-Einstellungen.*

Abbildung 4-10. Aktivitätsschwelle und Stimulationsfrequenz

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versie niet meer gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωϊμό έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Utdatert versjon. Nepoužívat.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Wersja nieaktualna. Nie używać.



Diese Abbildung zeigt die Auswirkung höherer und niedrigerer Einstellungen für die „Aktivitätsschwelle“ in Reaktion auf einen theoretischen Zwei-Phasen-Aktivitätstest.

Abbildung 4-11. Aktivitätsschwelle im Belastungstest

Reaktionszeit

Die Reaktionszeit bestimmt, wie schnell die Stimulationsfrequenz auf den neuen Wert ansteigt, sobald ein Anstieg der Aktivität detektiert wurde.

Die Reaktionszeit beeinflusst nur die Zeit, die für den Frequenzanstieg benötigt wird. Der für die Reaktionszeit gewählte Wert bestimmt den Zeitraum, den die Stimulationsfrequenz benötigt, um bei maximaler Aktivität von der LRL auf MSR zu kommen (Abbildung 4-12 auf Seite 4-24 und Abbildung 4-13 auf Seite 4-25).

- Kurze Reaktionszeit — führt zu einem schnelleren Anstieg der Stimulationsfrequenz
- Lange Reaktionszeit — führt zu einem langsameren Anstieg der Stimulationsfrequenz

HINWEIS: *Die Programmierung der Reaktionszeit für normale Einstellungen verändert auch die entsprechende Auswahl für die Post-Therapie-Einstellungen.*

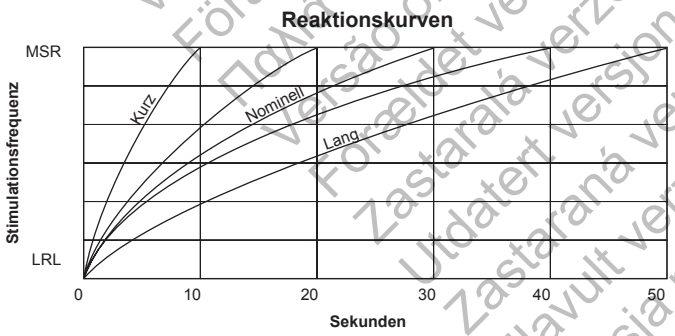


Abbildung 4-12. Reaktionszeit und Stimulationsfrequenz

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωλή έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Anvendes ikke.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

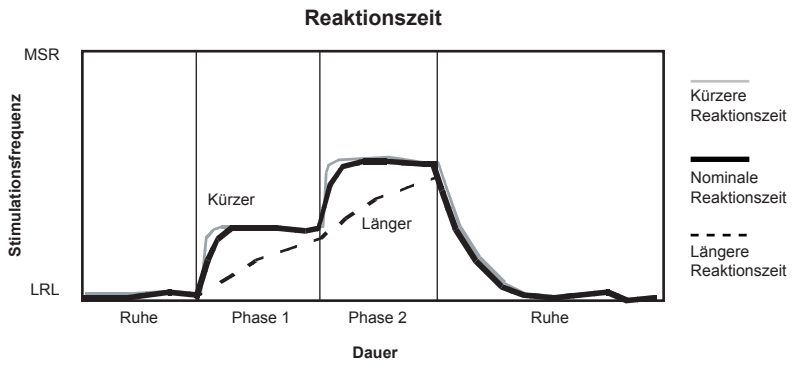


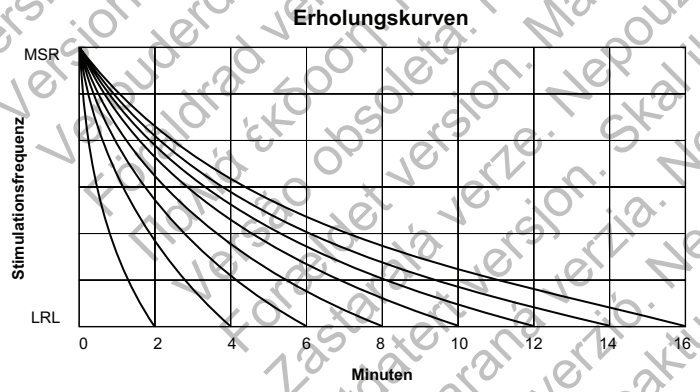
Abbildung 4-13. Reaktionszeit im Belastungstest

Erholungszeit

Der Parameter „Erholungszeit" bestimmt den Zeitraum, den die Stimulationsfrequenz benötigt, um bei fehlender Aktivität von der MSR auf die LRL abzusinken. Bei Beendigung der Patientenaktivität wird die Erholungszeit genutzt, um einen schnellen Abfall in der Stimulationsfrequenz zu vermeiden (Abbildung 4-14 auf Seite 4-25 und Abbildung 4-15 auf Seite 4-26).

- Kurze Erholungszeit—führt zu einem schnelleren Abfall in der Stimulationsfrequenz, nachdem die Patientenaktivität nachgelassen hat oder ganz eingestellt wurde
- Lange Erholungszeit—führt zu einem langsameren Abfall in der Stimulationsfrequenz, nachdem die Patientenaktivität nachgelassen hat oder ganz eingestellt wurde

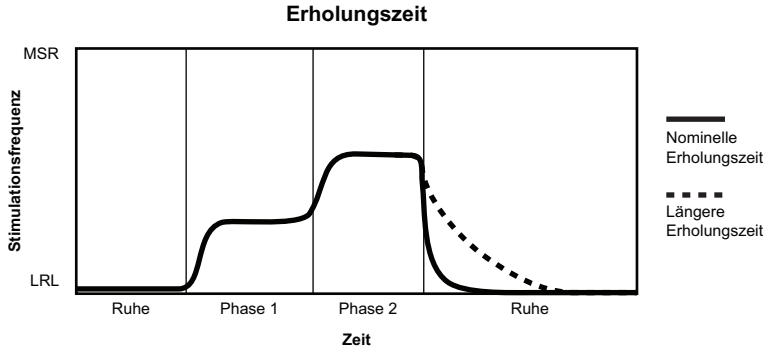
HINWEIS: *Die Programmierung der Erholungszeit für normale Einstellungen verändert auch die entsprechende Auswahl für die Post-Therapie-Einstellungen.*



Es stehen 15 Einstellungen zur Verfügung, wenn auch nur gerade Zahlen für die Einstellungen dargestellt werden.

Abbildung 4-14. Erholungszeit und Stimulationsfrequenz

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Πρωϊμή έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Föråldrad version. Använd ej.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.



Diese Abbildung zeigt die Auswirkung höherer und niedrigerer Einstellungen während eines theoretischen Zwei-Phasen-Aktivitätstests.

Abbildung 4-15. Erholungszeit im Belastungstest

Sensortrendanalyse

Die „Sensor-Trendanalyse“ erzeugt eine graphische Anzeige der Sensorfrequenz basierend auf Sensordaten. Diese Funktion überprüft die Frequenzreaktion des Aggregats auf den Aktivitätsgrad des Patienten und liefert nützliche Informationen während des Belastungstests.

Der Bildschirm „Sensor-Trendanalyse“ ist von den normalen Einstellungen aus aufrufbar (Abbildung 4-16 auf Seite 4-26).

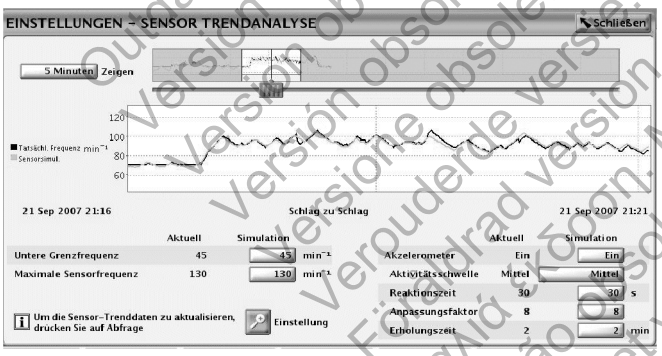


Abbildung 4-16. Bildschirm Sensortrendanalyse

Die Einstellungen bieten folgende Optionen:

- Aufzeichnungsmethode – programmierbar:
  - 30-Sekunden-Durchschnitt – zeichnet alle 30 Sekunden die Durchschnittsfrequenz auf und plottet sie.
  - Schlag-zu-Schlag – zeichnet für jeden Schlag die Frequenz auf und plottet sie.

    HINWEIS: *„Schlag zu Schlag“ wird empfohlen, wenn die Sensorfrequenzen manuell bei einem kurzen Gang im Flur oder während kurzer Aktivitätsphasen optimiert werden.*
  - Aus – es werden keine Daten für die Trendanalyse aufgezeichnet.

Outdated version. Do not use.
Version übermolt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No las utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versiune obsoletă. Nu folosiți.
Veroudende versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαλαιωμένη εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Dauer – nicht programmierbar und abhängig von der gewählten Aufzeichnungsmethode:
  - „Aufzeichnungsmethode“ auf „Aus“ oder auf „30-Sekunden-Durchschnitt“ programmiert: die Dauer beträgt ca. 25 Stunden.
  - „Aufzeichnungsmethode“ auf „Schlag-zu-Schlag“ programmiert: die Dauer beträgt ca. 40 Minuten bei 75 min^{-1}.
- Datenspeicherung – programmierbar:
  - Kontinuierlich: umfasst die aktuellsten Daten. Speicherung beginnt, wenn die Einstellungen bestätigt werden. Es werden kontinuierlich die neuesten Daten aufgezeichnet und dabei die ältesten Daten überschrieben, bis die Informationen abgerufen werden. Damit stehen dem Arzt Daten zur Verfügung, die über die Dauer des programmierten Zeitraums bis zum Moment des Abrufens erfasst wurden.
  - Fest: beginnt, wenn die Einstellungen bestätigt werden. Es wird so lange gespeichert, bis der Datenspeicher des Geräts voll ist. So kann der Arzt die Daten von der anfänglichen Einstellung über einen festen Zeitraum einsehen.

Um Trenddaten des Akzelerometersensors ohne Frequenzanpassung zu sammeln, Brady-Modus auf einen nicht frequenzadaptiven Modus und die Aufzeichnungsmethode für die Sensortrends auf einen anderen Wert als „Aus“ programmieren.

Das Aggregat sammelt und speichert Frequenz- und Sensordaten. Die Frequenzdaten zeigen die programmierten Parameter. Die Option „Sensorensimulation“ gestattet es Ihnen, die Parameterwerte anzupassen und das Ergebnis anzusehen, ohne noch einen Belastungstest durchführen zu müssen. Wählen Sie die Schaltfläche „Zeigen“, um den Zeitraum zu ändern und zu bestimmen, wie viele Daten sichtbar sein sollen; es kann ein Zeitraum von 1 bis 25 Stunden eingestellt werden. Um die vertikale Achse einzustellen, bewegen Sie den Schieber am unteren Fensterrand. Das Aggregat sammelt und speichert auch Daten in nicht frequenzadaptiven Modi, allerdings ohne Sensordaten-Vergleich. Hier werden nur die Frequenzdaten angezeigt.

Das Aggregat zeichnet auch bei aktiver Telemetrie (mit Programmierkopf oder RF) Sensor-Trenddaten auf.

Wenn die Herzfrequenz vollkommen sensorgesteuert ist, können noch immer kleine Unterschiede zwischen der tatsächlichen Frequenz und der Sensorensimulation beobachtet werden, weil sie unabhängig durch etwas unterschiedliche Methoden berechnet werden.

ATRIALE TACHY-REAKTION

ATR Mode Switch

Die ATR soll den Zeitraum begrenzen, über den hinweg sich die ventrikuläre Stimulationsfrequenz an der MTR befindet oder sich ein unerwünschtes Verhalten (2:1-Block oder Wenckebach-Verhalten) als Reaktion auf eine pathologische atriale Arrhythmie zeigt.

Die ATR begrenzt auch den Zeitraum, über den hinweg die CRT auf Grund einer pathologischen Vorhofachykardie inhibiert ist.

Wenn eine detektierte atriale Aktivität vorliegt, die die ATR-Auslösefrequenz übersteigt, wechselt das Aggregat den Stimulations-Modus wie folgt von einem Tracking-Modus in einen Modus ohne Tracking:

- Von DDD(R) zu DDI(R) oder VDI(R)
- Von VDD(R) zu VDI(R)

Hier ein Beispiel für ATR-Verhalten (Abbildung 4-17 auf Seite 4-28).

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non usare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Foraldet versjon. Skal ikke brukes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavunut versiyon. Kullanmayın.
Elavuttunut versio. Ei käytettävä.
Zastarzała wersja. Nie używać.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

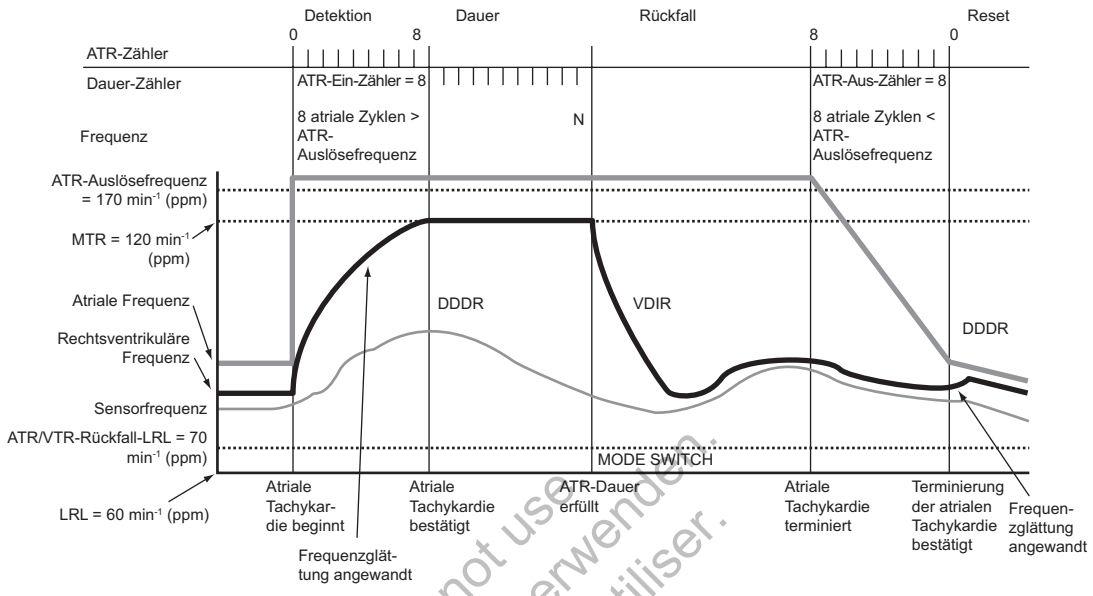


Abbildung 4-17. ATR-Verhalten

VORSICHT: ATR sollte auf „Ein“ programmiert werden, wenn bei dem Patienten bereits atriale Tachyarrhythmien aufgetreten sind. Die CRT-Abgabe kann wegen der Unterbrechung der AV-Synchronität beeinträchtigt sein, wenn der ATR-Mode Switch auftritt.

Wenn ein Herzinsuffizienz-Patient eine atriale Tachyarrhythmie-Episode erleidet, kann die Wirksamkeit der CRT durch die Unterbrechung der AV-Synchronität beeinträchtigt werden. Die ATR ist zwar nicht in der Lage, das Problem der AV-Asynchronität zu lösen, sie kann die biventrikuläre Stimulationsfrequenz jedoch schnell von der MTR auf die ATR/VTR Rückfall LRL, die VRR-Frequenz oder die sensorgesteuerte Frequenz (DDIR oder VDIR) abfallen lassen. Die Programmierung einer kürzeren ATR-Dauer und ATR-Rückfallzeit ermöglicht eine schnellere Modusumschaltung und eine steilere Abnahme der biventrikulären Stimulationsfrequenz.

Bei Patienten mit intakter AV-Leitung können während ATR-Episoden übergeleitete ventrikuläre Frequenzen auftreten. Übersteigt die intrinsische ventrikuläre Frequenz während der ATR-Episode die biventrikuläre Stimulationsfrequenz, kommt es zu einer Inhibition der biventrikulären Stimulation. Bei diesen Patienten sollte die Programmierung von „VRR“ und „BiV Trigger“ auf „Ein“ in Betracht gezogen werden.

HINWEIS: *Während ATR ist die stimulierte Kammer immer biventrikulär, unabhängig von der permanent programmierten ventrikulären Stimulations-Kammer.*

HINWEIS: *Parametereinstellungen, die das atriale Detektionsfenster verkürzen, können zu einer Inhibition der ATR-Therapie führen.*

ATR-Auslösefrequenz

Die ATR-Auslösefrequenz bestimmt die Frequenz, an welcher das Aggregat beginnt, atriale Tachykardien zu detektieren.

Das Aggregat überwacht atriale Ereignisse über den gesamten Stimulationszyklus, außer während der atrialen Blankingzeit und der Störabfrageintervalle. Atriale Ereignisse, die schneller als die atriale Auslösefrequenz sind, erhöhen den ATR-Detektionszähler; atriale Ereignisse, die langsamer als die Auslösefrequenz sind, verringern den Zähler.

Wenn der ATR-Detektionszähler den programmierten ATR-Ein-Zähler erreicht hat, beginnt die ATR-Dauer. Wenn der ATR-Detektionszähler vom programmierten ATR-Aus-Zähler bis auf null herunterzählt, werden die ATR-Dauer und/oder der Rückfall beendet und der ATR-Algorithmus

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilize.
Πολύτιμη εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Ikke anvendes.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Ikke bruk.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használd!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

wird zurückgesetzt. Jedes Mal wenn der ATR-Detektionszähler erhöht wird oder absinkt, wird ein Ereignismarker erzeugt.

HINWEIS: *Während der Post-Therapie-Stimulation arbeiten die ATR-Funktionen wie bei der normalen Stimulation.*

ATR-Dauer

Die ATR-Dauer ist ein programmierbarer Wert, der die Anzahl der ventrikulären Zyklen bestimmt, in denen die atrialen Ereignisse nach der anfänglichen Detektion (ATR-Ein-Zähler) weiter überwacht werden. Diese Funktion soll Mode Switches aufgrund kurzer, nicht anhaltender Episoden atrialer Tachykardie vermeiden. Wenn der ATR-Zähler während der ATR-Dauer null erreicht, wird der ATR-Algorithmus zurückgesetzt und es erfolgt kein Mode Switch.

Wenn die atriale Tachykardie über die programmierte ATR-Dauer anhält, erfolgt ein Mode Switch, und der Rückfall-Modus und die Rückfallzeit beginnen.

ATR-Ein-Zähler

Die Funktion „ATR-Ein-Zähler“ bestimmt, wie schnell eine atriale Arrhythmie anfänglich detektiert wird.

Je niedriger der programmierbare Wert, umso weniger schnelle atriale Ereignisse sind erforderlich, um die anfänglichen Detektionskriterien zu erfüllen. Wenn die Anzahl der detektierten schnellen atrialen Ereignisse dem programmierbaren ATR-Ein-Zähler entspricht, startet die ATR-Dauer und der ATR-Aus-Zähler wird aktiviert.

VORSICHT: Seien Sie vorsichtig, wenn Sie die Funktion „ATR-Ein-Zähler“ auf niedrige Werte in Verbindung mit einer kurzen ATR-Dauer programmieren. Diese Kombination ermöglicht einen Mode Switch bei sehr wenigen schnellen, atrialen Ereignissen. Wenn z. B. der „ATR-Ein-Zähler“ auf 2 und die ATR-Dauer auf 0 programmiert ist, findet der ATR Mode Switch bei 2 schnellen atrialen Intervallen statt. In diesen Fällen könnte eine kurze Serie atrialer Extrasystolen dazu führen, dass der Modus umgeschaltet wird.

ATR-Aus-Zähler

Der ATR-Aus-Zähler bestimmt, wie schnell der ATR-Algorithmus beendet wird, wenn die atriale Arrhythmie nicht länger detektiert wird.

Je niedriger der programmierte Wert ist, desto schneller kehrt das Aggregat zu einem atrialen Tracking-Modus zurück, wenn eine atriale Arrhythmie beendet ist. Wenn die Anzahl der detektierten langsamen atrialen Ereignisse dem programmierbaren ATR-Aus-Zähler entspricht, werden ATR-Dauer und/oder -Rückfall beendet und der ATR-Algorithmus wird zurückgesetzt. Der ATR-Aus-Zähler wird bei atrialen Ereignissen, die langsamer als die ATR-Auslösefrequenz sind, oder bei jedem ventrikulären Ereignis, das mehr als zwei Sekunden nach dem letzten atrialen Ereignis auftritt, heruntergezählt.

VORSICHT: Bei der Programmierung der Funktion „ATR-Aus-Zähler“ auf niedrige Werte ist Vorsicht geboten. Wird z. B. der „ATR-Aus-Zähler“ auf 2 programmiert, können bereits wenige Zyklen von atrialem Undersensing zu einer Beendigung des Mode Switch führen.

Rückfall-Modus

Der Rückfall-Modus ist der Stimulationsmodus ohne Tracking, in den das Aggregat automatisch umschaltet, wenn die ATR-Dauer erfüllt ist.

Nach Mode Switches verringert das Aggregat allmählich die ventrikuläre Stimulationsfrequenz. Dieser Abfall wird vom Parameter „Rückfallzeit“ gesteuert.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Föråldrad version. Ej användbar.
Πολύ παλιά έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Zastarlá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Versja nieaktualna. Nie używać.

HINWEIS: *Die Werte für den Rückfall-Modus bei Zweikammer-Stimulation sind nur verfügbar, wenn der normale Stimulationsmodus auch auf Zweikammer-Stimulation eingestellt ist.*

HINWEIS: *Der ATR-Rückfall-Modus kann selbst dann frequenzadaptiv programmiert werden, wenn der permanente Brady-Modus nicht frequenzadaptiv ist. In diesem Szenario zeigen die Sensor-Parameter „Nur ATR“ an.*

Rückfallzeit

Der Parameter „Rückfallzeit“ steuert, wie schnell die Stimulationsfrequenz während des Rückfalls von der MTR auf die ATR/VTR-Rückfall-LRL absinkt. Die Stimulationsfrequenz sinkt – je nachdem, welcher Wert am höchsten ist – auf die sensorgesteuerte Frequenz, die VRR-Frequenz oder die ATR/VTR-Rückfall-LRL ab.

Während des Rückfalls werden die folgenden Funktionen deaktiviert:

- Frequenzglättung – deaktiviert, bis der Rückfall die ATR/VTR-Rückfall-LRL oder die sensorgesteuerte Frequenz erreicht. Wenn VRR aktiviert ist, ist die Frequenzglättung während des Moduswechsels deaktiviert
- Frequenzhysterese
- PVARP-Verlängerung

LRL bei ATR-Rückfall

Die ATR/VTR-Rückfall-LRL ist die programmierte niedrigste Frequenz, auf die die Frequenz beim Mode Switch abfällt. Die ATR/VTR-Rückfall-LRL kann höher oder niedriger als die permanente Brady-LRL programmiert werden.

Je nachdem, welcher Wert am höchsten ist, sinkt die Frequenz auf die sensorgesteuerte Frequenz (falls zutreffend), die VRR-Frequenz (falls aktiviert) oder die ATR/VTR-Rückfall-LRL ab.

Die ATR/VTR-Rückfall-LRL ist außerdem die Backup-VVI-Stimulationsfrequenz während der Backup-Stimulation bei Vorliegen detektierter ventrikulärer Tachyarrhythmien.

Ende der ATR-Episode

Das „Ende der ATR-Episode“ bestimmt den Punkt, an dem das Aggregat zum AV-synchronen Betrieb zurückkehrt, weil keine atriale Arrhythmie mehr detektiert wird.

Nach Beendigung der Arrhythmie verringert sich der ATR-Aus-Zähler von seinem programmierten Wert bis auf null. Wenn er null erreicht hat, schaltet der Stimulationsmodus automatisch in den programmierten Tracking-Modus um, und es wird wieder ein AV-synchroner Betrieb aufgenommen.

Ventrikuläre Tachy-Reaktion (VTR)

VTR dient als automatischer Mode Switch auf Backup-VVI-Stimulation bei detektierten ventrikulären Tachyarrhythmien.

Wenn die Detektionskriterien in einer ventrikulären Tachykardiezone erfüllt werden, wird der Stimulationsmodus auf VVI (BiV) oder „Aus“ (wenn der aktuelle Modus AAI(R) oder „Aus“ ist) umgeschaltet.

Nach Umschalten des Modus erfolgt die Backup-Stimulation mit der programmierten ATR/VTR-Rückfall-LRL und den programmierten Werten für ventrikuläre ATP-Impulsdauer und Amplitude.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Anvendes ikke.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívati.
Elavult verzió. Nem használható.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Das Aggregat passt automatisch die AV-Verzögerung an die am niedrigsten programmierten Tachy-Frequenzgrenze an, wenn eine atriale Stimulation nahe der Oberen Grenzfrequenz auftritt.

Ventrikuläre Frequenzregulierung (VRR)

Die VRR dient zur Reduzierung der VV-Zykluslängenvariabilität während partiell übergeleiteter atrialer Arrhythmien durch eine moderate Anhebung der ventrikulären Stimulationsfrequenz. Außerdem erhält die VRR die CRT-Abgabe während übergeleiteter atrialer Arrhythmien.

Der VRR-Algorithmus berechnet ein VRR-indiziertes Stimulationsintervall, ausgehend von einer gewichteten Summe aus der aktuellen VV-Zykluslänge und den vorhergehenden VRR-indizierten Stimulationsintervallen.

- Stimulierte Intervalle haben ein größeres Gewicht als detektierte Intervalle. Daher verursachen stimulierte Intervalle eine Verringerung der VRR-indizierten Frequenz.
- Bei detektierten Intervallen kann die VRR-indizierte Frequenz u. U. erhöht werden, ihr Einfluss wird jedoch durch die vorhergehende Historie verringert.
- Die VRR-indizierte Frequenz ist durch LRL und VRR MPR beschränkt.

Die programmierbaren Werte für VRR sind „Min“ (Minimum), „Med“ (Mittel) und „Max“ (Maximum). Der programmierte Wert beeinflusst den Grad der Frequenzregulierung auf folgende Weise:

- Durch eine höhere Einstellung wird die CRT-Abgabe stärker erhöht als durch eine niedrige Einstellung (d. h. Max. vs. Mittel).
- Durch eine höhere Einstellung wird die VV-Variabilität mehr gesenkt als durch eine niedrigere Einstellung.
- Eine niedrigere Einstellung führt zu einer höheren VV-Variabilität und einer geringeren ventrikulären CRT-Stimulation.

HINWEIS: *VRR hat das Potenzial, die CRT-Abgabe während der atrialen Tachyarrhythmien zu erhöhen und sollte auf maximale Einstellungen programmiert sein, um den Anteil der ventrikulären Stimulation zu erhöhen und eine CRT-Abgabe während übergeleiteter atrialer Tachyarrhythmien zu maximieren.*

Wenn die VRR in Tracking-Modi auf „Ein“ programmiert ist, wird sie nur nach einem ATR Mode Switch aktiv. Sobald der Tracking-Modus nach Beendigung der atrialen Arrhythmie wieder aufgenommen wird, wird die VRR deaktiviert. In Tracking-Modi, in denen sowohl Frequenzglättung als auch VRR auf „Ein“ programmiert sind, wird die Frequenzglättung bei aktiver VRR während einer ATR automatisch deaktiviert und wieder reaktiviert, sobald die ATR beendet ist.

Wenn die VRR in Modi ohne Tracking auf „Ein“ programmiert ist, bleibt sie ständig aktiv und aktualisiert die VRR-indizierte Stimulationsfrequenz und den geglätteten Durchschnitt bei jedem Herzzyklus.

Ventrikuläre Frequenzregulierung Maximale Stimulationsfrequenz (VRR MPR)

Die VRR MPR beschränkt die maximale Stimulationsfrequenz für VRR.

VRR arbeitet zwischen LRL und MPR.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione obsoleta. Niet gebruiken.
Forældet version. Anvendes ikke.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαλαιωμένη εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versión obsoleta. Nie używać.
Zastarana verzija. Ne koristiti.
Elavult verzió. Nem használható.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Versjon nieaktualna. Nie używać.

Biventrikulärer Trigger (BiV Trigger)

Der biventrikuläre Trigger (BiV Trigger) ist darauf ausgelegt, die synchrone RV- und LV-Kontraktion bei detektierten RV-Ereignissen zu unterstützen. Dafür werden der linke und der rechte Ventrikel sofort nach einem beliebigen detektierten RV-Ereignis, einschließlich aller VES, stimuliert. Wenn der biventrikuläre Trigger zusammen mit VRR verwendet wird, liefert er zusätzliche Unterstützung zur CRT während atrialer Tachykardien.

Der biventrikuläre Trigger arbeitet zwischen der LRL und der MPR. Impulse, die als Ergebnis des BiV Trigger auftreten, werden als RVP-Tr und LVP-Tr ohne Anwendung der LV-Korrektur markiert. Diese ausgelösten Ereignisse erhöhen die RVS- und LVP-Zähler.

Der biventrikuläre Trigger ist für normale Stimulation und ATR-Rückfall getrennt programmierbar.

HINWEIS: *Wenn das Aggregat auf „Nur RV“ oder „Nur LV“ programmiert ist, erfolgt eine Stimulation beider Kammern, wenn der BiV Trigger aktiviert ist.*

BiV Trigger Maximale Stimulationsfrequenz (MPR)

Die MPR für biventrikuläre Trigger begrenzt die maximale Stimulationsfrequenz, die bei „BiV Trigger“ erreicht werden kann.

Atriale Flatter-Reaktion (AFR)

Die atriale Flatter-Reaktion (AFR) soll:

- Eine Stimulation in der vulnerablen Phase nach einem detektierten atrialen Ereignis verhindern. Eine Stimulation in der vulnerablen Phase könnte auftreten, wenn ein atrialer Impuls kurz nach einem detektierten atrialen Ereignis in der Refraktärzeit geplant ist.
- Sofort dafür sorgen, dass bei atrialen Frequenzen, die höher als die AFR-Auslösefrequenz sind, kein Tracking erfolgt.

Das Verhalten ohne Tracking wird aufrechterhalten, solange die atrialen Ereignisse die programmierbare AFR-Auslösefrequenz kontinuierlich überschreiten.

Beispiel: Wenn AFR auf 170 min^{-1} programmiert ist, startet ein detektiertes atriales Ereignis innerhalb der PVARP oder ein vorher ausgelöstes AFR-Intervall ein AFR-Fenster von 353 ms Dauer (170 min^{-1}). Eine atriale Detektion innerhalb des AFR-Intervalls wird als detektiertes Ereignis in der Refraktärzeit klassifiziert, und es erfolgt kein Tracking. Das Tracking kann nur erfolgen, wenn sowohl das PVARP- als auch das AFR-Fenster abgelaufen sind. Stimulierte atriale Ereignisse, die innerhalb eines AFR-Fensters geplant wären, werden verzögert, bis das AFR- Fenster abläuft. Wenn weniger als 50 ms vor einer anschließenden ventrikulären Stimulation verbleiben, wird die atriale Stimulation für diesen Zyklus inhibiert.

HINWEIS: *Diese Funktion kann wegen der Auswirkungen auf die AV-Synchronität die programmierte AV-Verzögerung ignorieren und die Wirksamkeit der CRT vorrübergehend beeinträchtigen.*

Die ventrikuläre Stimulation wird von AFR nicht beeinflusst und wie geplant abgegeben. Die breite programmierbare Palette an AFR-Auslösefrequenzen sorgt für eine angemessene Detektion von langsamem Vorhofflattern. Hochfrequente atriale Detektion kann das AFR-Fenster immer wieder auslösen, was schließlich zu einem Verhalten führt, das dem VDI(R)-Rückfall-Modus gleicht.

HINWEIS: *Bei atrialen Arrhythmien, welche die programmierten AFR-Frequenzkriterien erfüllen, führt die Verwendung der Funktion „AFR“ zu langsameren ventrikulären Stimulationsfrequenzen.*

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versie verouderd. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Tiedot vanhentunut. Ei käytettävä.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Elavult verzió. Nem használható.
Utdatert versjon. Må ikke brukes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Elavult verzió. Nem használható.
Elavult versioon. Ärge kasutage.
Versja przedawniona. Nie używać.

HINWEIS: *Wenn sowohl „AFR“ als auch „ATR“ aktiv sind und eine atriale Arrhythmie vorliegt, kann das ventrikuläre Stimulationsverhalten ohne Tracking früher eintreten, aber der ATR-Mode-Switch kann länger dauern. Dies liegt daran, dass die ATR-Dauer-Funktion zur Einhaltung der Dauer ventrikuläre Zyklen zählt und die AFR-Funktion die ventrikuläre Stimulationsreaktion auf schnelle atriale Arrhythmien verlangsamt.*

PMT-Terminierung

Die PMT-Terminierung detektiert herzschrittmacherinduzierte Tachykardiebedingungen und versucht, diese zu unterbrechen.

Es kann aus verschiedenen Gründen zu einem Verlust der AV-Synchronität kommen; er kann beispielsweise durch Vorhofflimmern, VES/SVES, atriales Oversensing oder Verlust der effektiven atrialen Stimulation verursacht werden. Wenn der Patient beim Verlust der AV-Synchronität eine intakte retrograde Leitungsbahn hat, kann der unsynchronisierte Schlag retrograd zum Vorhof übergeleitet werden, was zu einer frühzeitigen atrialen Depolarisation führen kann. In den Stimulationsbetriebsarten DDD(R)- und VDD(R) kann das Aggregat retrograd übergeleitete P-Wellen detektieren, die außerhalb der PVARP liegen. Der wiederholte Detektions- und Tracking-Zyklus ist als Herzschrittmacher-induzierte Tachykardie (PMT) bekannt, die zu getriggerten ventrikulären Stimulationsfrequenzen bis hinauf zur MTR führen kann. Durch die Programmierung bestimmter Refraktärzeiten (z. B. PVARP nach VES) kann die Wahrscheinlichkeit des Trackings retrograder Ereignisse reduziert werden. „Frequenzglättung“ kann ebenfalls hilfreich sein, um die Reaktion des Aggregats auf retrograde Überleitung zu steuern.

Wenn die Reaktion des Aggregats auf retrograde Überleitung nicht über die Aggregatprogrammierung gesteuert wurde, wird PMT-Terminierung (wenn sie auf „Ein“ programmiert ist) verwendet, um herzschrittmacherinduzierte Tachykardien innerhalb von 16 Zyklen zu beenden, wenn folgende Bedingungen erfüllt sind:

- Es werden 16 aufeinanderfolgende ventrikuläre Stimulationen an der MTR gezählt, die detektierten atrialen Ereignissen folgen
- Alle 16 VA-Intervalle liegen 32 ms vor oder nach dem zweiten VA-Intervall, das während der 16 ventrikulär stimulierten Ereignissen an der MTR gemessen wurde (um Wenckebach-Verhalten von einer herzschrittmacherinduzierten Tachykardie zu unterscheiden)

Wenn beide Bedingungen erfüllt sind, stellt das Aggregat die PVARP einen Herzzyklus lang auf eine feste Einstellung von 500 ms und versucht, die Herzschrittmacher-induzierte Tachykardie zu beenden. Wenn nicht beide Bedingungen erfüllt sind, überwacht das Aggregat weiterhin die folgenden ventrikulären Stimuli auf das Vorliegen einer herzschrittmacherinduzierten Tachykardie.

Wenn die PMT-Terminierung auf „Ein“ programmiert ist, speichert das Aggregat PMT-Episoden in das Arrhythmie-Logbuch.

HINWEIS: *Auch wenn die Bewertung des VA-Intervalls dazu beiträgt, echte herzschrittmacherinduzierte Tachykardien (stabile VA-Intervalle) von einem Verhalten an der oberen Grenzfrequenz aufgrund einer Sinustachykardie oder einer normalen Reaktion auf Belastung (in der Regel instabile VA-Intervalle) zu unterscheiden, ist es möglich, dass die intrinsische atriale Frequenz eines Patienten die PMT-Detektionskriterien erfüllt. Wenn die PMT-Terminierung auf „Ein“ programmiert ist, erklärt der Algorithmus in solchen Fällen den Rhythmus als PMT und verlängert die PVARP des 16. Zyklus.*

HINWEIS: *Da sich die retrograden Überleitungszeiten im Leben eines Patienten aufgrund von Veränderungen seines Gesundheitszustands ändern können, können gelegentliche Anpassungen der Programmierung erforderlich sein.*

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαλαιωμένη έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet versjon. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Updated version. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Wenn retrograde Überleitung in einem gespeicherten EGM erkennbar ist, können Sie das Elektrogramm auswerten und/oder einen Reizschwellentest durchführen, um eine angemessene atriale Stimulation und Detektion sicherzustellen. Wenn keine gespeicherten EGMs zur Prüfung vorliegen, gehend Sie wie nachstehend beschrieben vor, um mit Hilfe des PRM die Bewertung des VA-Intervalls vorzunehmen:

1. Aus dem Testbildschirm die Registerkarte „Brady Temporär“ wählen.

2. Geeignete atriale Detektionsbetriebsart programmieren, die atriale Marker liefert (VDD, DDD oder DDI).

3. Maximale PVARP auf einen Wert programmieren, der kürzer als die retrograde Überleitungszeit ist.

   HINWEIS: *Wissenschaftliche Arbeiten geben eine durchschnittliche retrograde Überleitungszeit von 235 ± 50 ms an (mit Werten von 110-450 ms)[1].*

4. Untere Grenzfrequenz so programmieren, dass eine Stimulation oberhalb der intrinsischen atrialen Frequenz sichergestellt ist (z. B. 90, 100, 110 usw.).

5. Ausdruck des Echtzeit-EKGs beginnen.

6. Schaltfläche „Start“ wählen, um die temporären Parameter zu aktivieren.

7. Wenn der Test für einen bestimmten LRL-Wert beendet ist, Schaltfläche „Stopp“ wählen.

8. Ausdruck des Echtzeit-EKGs beenden.

9. EKG im Hinblick auf VA-Überleitung untersuchen (VP mit anschließendem AS). Nach stabilen, konsistenten Intervallen suchen, die auf eine retrograde Überleitung hindeuten.

   - Wenn eine retrograde Überleitung identifiziert wurde, Dauer des retrograden VA-Intervalls mit der programmierten Refraktärzeit vergleichen. Ziehen Sie es in Betracht, die PVARP so zu programmieren, dass für das retrograde Ereignis kein Tracking erfolgt.

   - Wenn keine retrograde Überleitung identifiziert werden kann, ist die PMT-Episode möglicherweise auf ein normales Verhalten an der oberen Grenzfrequenz zurückzuführen. Sehen Sie sich die Histogramme an, um festzustellen, wie häufig der Patient an die MTR gelangt, und ziehen Sie es in Betracht, die MTR zu erhöhen (falls klinisch angemessen).

10. Wiederholen Sie dieses Verfahren falls notwendig mit verschiedenen LRL-Werten, da retrograde Überleitung bei verschiedenen Frequenzen auftreten kann.

FREQUENZVERHALTEN

Synchronisationspräferenz

Die Synchronisationspräferenz dient zur Aufrechterhaltung des atrialen Trackings bei ventrikulärer Stimulation in den Modi DDD(R) und VDD(R). Dabei werden atriale Ereignisse für das Tracking identifiziert, die synchronisiert werden sollten, aber innerhalb der PVARP liegen. Diese Funktion unterstützt die Abgabe der CRT bei atrialen Frequenzen, die zwar unterhalb der MTR, aber nicht zu weit davon entfernt liegen (ansonsten wird die Therapieabgabe u. U. inhibiert).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πάρα πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foraeldet version. Ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

1. Furman S, Hayes D.L., Holmes D.R., A Practice of Cardiac Pacing. 3rd ed. Mount Kisco, New York: Futura Publishing Co.; 1993:74-75.

Atriale Ereignisse können in die PVARP fallen, wenn ein Patient eine Kombination aus einem langen intrinsischen intrakardialen AV-Intervall und einer langen PVARP zeigt. Wenn zwei aufeinanderfolgende Zyklen auftreten, bei denen ein detektiertes RV-Ereignis einem detektierten atrialen Ereignis in der PVARP folgt, verkürzt das Aggregat die PVARP, bis die normale, atrial-getriggerte ventrikuläre Stimulation wiederhergestellt ist. Die PVARP wird ausreichend verkürzt, damit ein Tracking für jedes atriale Ereignis erfolgen kann, das nach Ende der Crosstalk-Blankingzeit „A-Blanking nach RV-Detektion“ auftritt. Wenn das atriale Tracking wiederhergestellt ist, kann die AV-Verzögerung verlängert werden, um die Einhaltung der MTR zu gewährleisten. Die verkürzte PVARP bleibt so lange wirksam, bis eine ventrikuläre Stimulation bei der programmierten AV-Verzögerung erfolgt. Durch Programmierung der Synchronisationspräferenz auf „Ein“ wird CRT kontinuierlich bei Frequenzen unterhalb der MTR abgegeben, die ansonsten inhibiert werden könnten, wenn die Summe aus PVARP und dem intrinsischen intrakardialen AV-Intervall länger ist als das MTR-Intervall.

Nachstehend sind die Auswirkungen der Synchronisationspräferenz auf die atrialen Frequenzen dargestellt (Abbildung 4-18 auf Seite 4-35).

HINWEIS: *Die Synchronisationspräferenz wird inhibiert, wenn das atriale Frequenzintervall mindestens so groß ist wie das MTR-Intervall. Auf diese Weise soll das Synchronisieren von potenziell pathologischen atrialen Frequenzen und PMT verhindert werden.*

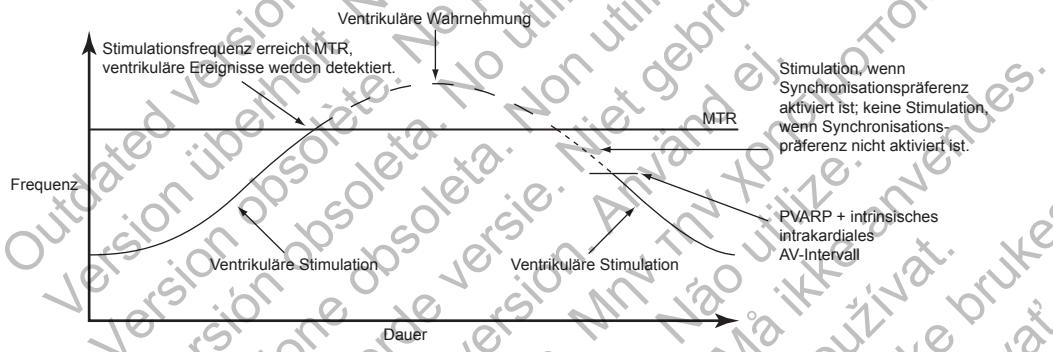


Abbildung 4-18. Synchronisationspräferenz bei atrialen Ereignissen, die getrackt werden sollten, aber in die PVARP fallen

Frequenzhysterese

Frequenzhysterese kann die Funktionsdauer des Aggregats verlängern, indem die Anzahl der Stimulationsimpulse gesenkt wird. Diese Funktion ist in den Betriebsarten DDD und AAI verfügbar und wird von einem einzelnen nicht refraktären detektierten atrialen Ereignis aktiviert.

In den Modi DDD und AAI wird die Hysterese durch einen einzelnen atrialen Stimulus mit Hysteresefrequenz deaktiviert. Im DDD-Modus wird die Hysterese durch eine atriale Frequenz oberhalb der MTR deaktiviert.

Wenn die Funktion „Frequenzglättung Abfall“ aktiviert wird, bleibt die Frequenzhysterese aktiv, bis eine Stimulation mit der Hysteresefrequenz erfolgt. Auf diese Weise kann die Frequenzglättung den Übergang zur Hysteresefrequenz steuern.

Hysterese-Korrektur

Wenn das Aggregat intrinsische atriale Aktivität detektiert, wird die Hysterese-Korrektur benutzt, um die Auslösefrequenz unter die LRL zu verringern.

Wenn die intrinsische Aktivität unter die LRL fällt, gestattet die Hysterese-Korrektur eine Inhibierung der Stimulation, bis LRL minus Hysterese-Korrektur erreicht ist. Das soll dazu führen, dass der Patient von längeren Perioden im Sinusrhythmus profitiert.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Vorsan obsoleta. Não utilize.
Foraldet version. Må ikke brukes.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Suchhysterese

Wenn die Funktion „Suchhysterese“ aktiviert ist, verringert das Aggregat in regelmäßigen Abständen die Auslösefrequenz um die programmierte Hysterese-Korrektur, um mögliche intrinsische atriale Aktivität unterhalb der LRL aufzuzeigen. Die programmierte Anzahl von Suchzyklen muss fortlaufend atrial stimuliert sein, damit eine Suche erfolgt.

Beispiel: Bei einer Frequenz von 70 min^{-1} und einem Suchintervall von 256 Zyklen findet eine Suche nach intrinsischer Vorhofaktivität ungefähr alle 3,7 Minuten (256 ÷ 70 = 3,7) statt.

Während der Suchhysterese wird die Stimulationsfrequenz bis zu acht Herzzyklen lang um die „Hysterese-Korrektur“ gesenkt. Wenn während des Zeitraums der Suche intrinsische Aktivität detektiert wird, bleibt die Hysterese aktiv, bis ein atrialer Stimulus mit der Hysterese-Korrektur-Frequenz auftritt.

Die Frequenzglättung wird während der Suchzyklen deaktiviert. Wenn während der Suche über acht Zyklen keine intrinsische Vorhofaktivität detektiert wird, wird die Stimulationsfrequenz auf die LRL angehoben. Falls „Frequenzglättung-Anstieg“ aktiviert ist, steuert diese Funktion den Anstieg der Stimulationsfrequenz.

Frequenzglättung

Die Frequenzglättung steuert die Aggregatreaktion auf atriale und/oder ventrikuläre Frequenzschwankungen, die zu plötzlichen Änderungen in den Stimulationsintervallen führen. Die Frequenzglättung ist eine wichtige Verbesserung der ATR, weil es die Frequenzschwankungen signifikant senken kann, die mit dem Einsetzen und dem Ende atrialer Arrhythmien einhergehen.

Ohne Frequenzglättung führen plötzliche, große Anstiege der atrialen Frequenz zu einem gleichzeitigen plötzlichen Anstieg der ventrikulären Stimulationsfrequenz bis an die programmierte MTR. Patienten, bei denen große Variationen der ventrikulären Stimulationsfrequenz auftreten, können während dieser Episoden möglicherweise Symptome fühlen. Die Frequenzglättung kann diese plötzlichen Veränderungen der Frequenz und die Begleitsymptome beim Patienten (wie z. B. Palpitationen, Dyspnoe und Schwindelgefühle) verhindern.

Bei einem normalen Überleitungssystem tritt eine begrenzte Variation der Frequenz zwischen aufeinanderfolgenden Zyklen auf. Bei Vorliegen einer der folgenden Störungen kann sich die Stimulationsfrequenz jedoch von einem Herzschlag zum nächsten dramatisch verändern:

- Sinuatriale Erkrankungen wie Sinusknotenpause oder -stillstand, sinuatriale Blocks und Bradykardie-Tachykardie-Syndrom
- SVES und/oder VES
- Wenckebach-Verhalten des Herzschrittmachers
- Intermittierende, kurze, spontan endende SVT, Vorhofflattern/-flimmern
- Retrograde P-Wellen
- Detektion von Myopotentialen, EMI, Crosstalk usw. durch das Aggregat

In Einkammer-Modi arbeitet die Frequenzglättung zwischen:

- Der LRL und der MPR, wenn sie auf VVI oder AAI programmiert sind
- Der LRL und der MSR, wenn sie auf VVIR oder AAIR programmiert sind

Outdated version. Do not use.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλαιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet version. Ikke bruk.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastarzała wersja. Nie używać.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Updatert versjon. Skal ikke brukes.
Versiunea este depășită. Nu folosiți.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Versja nieaktualna. Nie używać.

In Zweikammer-Modi arbeitet die Frequenzglättung zwischen:

- Der LRL und der MSR oder MTR (je nachdem, welche der beiden Frequenzen höher ist), wenn sie auf DDD(R) oder VDD(R) programmiert sind
- Der LRL und der MPR, wenn sie auf DDI programmiert sind
- Der LRL und der MSR, wenn sie auf DDIR programmiert sind

Die Frequenzglättung ist auch zwischen der Hysteresefrequenz und der LRL anwendbar, wenn die Hysterese aktiviert ist, außer während der Suchhysterese.

Wenn die Frequenzglättung auf „Ein“ programmiert ist, funktioniert sie nicht in folgenden Situationen:

- Während der 8 Frequenzzyklen der Suchhysterese
- Während eines ATR-Rückfalls, bis der Rückfall die ATR LRL, die sensorgesteuerte Frequenz oder das VRR-Intervall erreicht
- Während VRR, wenn aktiv
- Nach Auslösung des Algorithmus für PMT-Terminierung
- Direkt nach der programmierten Erhöhungen der LRL
- Wenn die intrinsische Frequenz oberhalb der MTR liegt
- Wenn die Synchronisationspräferenz aktiv ist

Programmierbare Werte

Die Werte für die Frequenzglättung werden als prozentualer Anteil des rechtsventrikulären RR-Intervalls (3 – 25 % in Schritten von 3 %) ausgedrückt und können unabhängig voneinander für folgende Parameter programmiert werden:

- Anstieg – Frequenzglättung Anstieg
- Abfall – Frequenzglättung Abfall
- Aus

Das aktuellste RR-Intervall wird im Aggregat gespeichert. R-Wellen können entweder intrinsisch oder stimuliert sein. Auf der Grundlage dieses RR-Intervalls und des programmierten Frequenzglättungswerts begrenzt das Aggregat die Variation der Stimulationsfrequenz von Schlag zu Schlag.

Die physiologische Veränderung von Zyklus zu Zyklus beim jeweiligen Patienten muss festgestellt und der Frequenzglättungsparameter auf einen Wert programmiert werden, der den Patienten vor pathologischen Intervallveränderungen schützt, aber trotzdem physiologische Intervallveränderungen in Reaktion auf erhöhte Aktivität oder Belastung erlaubt.

Frequenzglättung-Anstieg

Der Parameter „Frequenzglättung Anstieg“ steuert den größten erlaubten Anstieg der Stimulationsfrequenz, wenn die intrinsische oder Sensorfrequenz steigt.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No pasa utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

HINWEIS: *Die Funktion „Frequenzglättung Anstieg“ führt zu einer vorübergehenden Änderung der programmierten AV-Verzögerung. Dadurch kann die Wirksamkeit der von „SmartDelay Optimierung“ empfohlenen AV-Verzögerung geändert werden.*

Bei Programmierung des Parameters „Frequenzglättung Anstieg“ auf „Ein“ ist die CRT-Abgabe in Episoden gefährdet, in denen die atriale Frequenz auf Bereiche über dem programmierten Wert ansteigt.

- Dies tritt bei Patienten mit AV-Block auf, weil die Frequenzglättung den Wert der AV-Verzögerung über das Optimum verlängert, da sie die biventrikuläre Stimulationsfrequenz während der Erhöhung der atrialen Frequenz steuert.

- Bei Patienten mit normaler AV-Leitung wird die biventrikuläre Stimulation (CRT) während der Frequenzglättung u. U. über einen oder mehrere Zyklen inhibiert, da die intrinsische AV-Leitung während der verlängerten AV-Verzögerung auftreten und somit die ventrikuläre Stimulation inhibieren kann.

Auch wenn der Effekt von „Frequenzglättung-Anstieg“ nur vorübergehend ist und sein Einfluss auf die CRT nicht groß ist, sollten Sie folgende Empfehlungen bei der Programmierung dieses Parameters auf „Ein“ beachten:

- Es sollte damit nur auf patientenspezifische plötzliche Anstiege der atrialen Frequenz reagiert werden

- Bei der Programmierung sollte der größtmögliche Wert verwendet werden, der zum Erreichen des gewünschten Zieles führt, da der Effekt auf die Verlängerung der AV-Verzögerung mit steigendem Wert sinkt

Frequenzglättung-Abfall

Der Parameter „Frequenzglättung Abfall“ steuert den maximalen Abfall der Stimulationsfrequenz, der beim Sinken der intrinsischen Frequenz oder der Sensorfrequenz erlaubt werden soll.

Die CRT-Abgabe wird von der Aktivierung der Funktion „Frequenzglättung Abfall“ nicht verändert. Aber es ist wichtig zu bedenken, dass bei aktiver „Frequenzglättung Abfall“ im DDD(R)-Modus die atriale Stimulation während der Ausführung der Frequenzglättung erfolgt. Die AV-Verzögerung für optimale CRT kann während atrialer Stimulation anders sein als während des intrinsischen Sinusrhythmus.

HINWEIS: *Wenn „Frequenzglättung Abfall“ auf „Ein“ und „Frequenzglättung Anstieg“ auf „Aus“ programmiert ist, verhindert das Aggregat automatisch, dass schnelle intrinsische Schläge (z. B. VES) die Auslösefrequenz für „Frequenzglättung Abfall“ schneller als 12 % pro Zyklus zurücksetzten.*

Frequenzglättung Maximale Stimulationsfrequenz (MPR)

Die Funktion „Frequenzglättung maximale Stimulationsfrequenz“ begrenzt die maximale Stimulationsfrequenz, die bei einer Frequenzglättung erreicht werden kann.

Wenn das Aggregat auf AAI, VVI oder DDI programmiert ist, verlangt der Parameter „Frequenzglättung Abfall“ die Programmierung einer MPR. Die Frequenzglättung wird dann nur zwischen der MPR und der LRL oder der Hysteresefrequenz (falls zutreffend) eingesetzt.

Wenn in der Betriebsart VVI(R) oder DDI(R) sowohl VRR als auch Frequenzhysterese auf „Ein“ programmiert sind, hat VRR Priorität.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No usar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πλήρως εκδοθείσα. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Ikke anvende.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Updated version. Do not use.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Beispiel einer Frequenzglättung im Zweikammer-Tracking-Modus

Basierend auf dem aktuellsten gespeicherten RR-Intervall und dem programmierten Frequenzglättungswert stellt das Aggregat zwei Synchronisationsfenster für den nächsten the Zyklus auf – eines für das Atrium, eines für den Ventrikel. Die Synchronisationsfenster sind folgendermaßen definiert:

Ventrikuläres Synchronisationsfenster: vorheriges RR-Intervall ± Frequenzglättungswert

Atriales Synchronisationsfenster: (vorheriges RR-Intervall ± Frequenzglättungswert) - AV-Verzögerung

Das folgende Beispiel zeigt, wie diese Fenster berechnet werden (Abbildung 4-19 auf Seite 4-39):

- Vorheriges RR-Intervall = 800 ms
- AV-Verzögerung = 150 ms
- Frequenzglättung Anstieg = 9 %
- Frequenzglättung Abfall = 6 %

Die Fenster würden wie folgt berechnet werden:

Ventrikuläres Synchronisationsfenster = 800 - 9 % bis 800 + 6 % = 800 ms - 72 ms bis 800 ms + 48 ms = 728 ms bis 848 ms

Atriales Synchronisationsfenster = Ventrikuläres Synchronisationsfenster – AV-Verzögerung = 728 ms - 150 ms bis 848 ms - 150 ms = 578 ms bis 698 ms

Die Zeitsteuerung wird für beide Fenster am Ende jedes RR–Intervalls (RV-Ereignis oder LV-Stimulation bei Programmierung von „Stimulierte Kammer“ auf „Nur LV“) gestartet.

Falls eine Stimulation auftritt, muss sie innerhalb des entsprechenden Synchronisationsfensters auftreten.

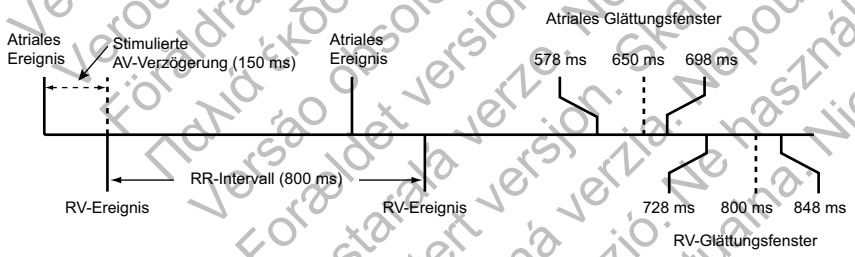


Abbildung 4-19. Frequenzglättung Synchronisationsfenster

ELEKTRODENKONFIGURATION

Das Aggregat hat unabhängig programmierbare Elektrodenkonfigurationen für folgende Kammern:

- Atrium
- Rechter Ventrikel
- Linker Ventrikel

Die atrialen und rechtsventrikulären Elektroden werden auf bipolare Stimulation und Detektion eingestellt. Die atriale Elektrode kann auch auf „Aus“ programmiert werden.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No pasar utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foraldet version. Skal ikke benyttes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert versjon. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Die Eingangsimpedanz ist > 100 KΩ für jedes Detektions-/Stimulationselektrodenpaar.

VORSICHT: Wenn die Elektrodenkonfiguration auf „Bipolar“ programmiert wird, obwohl eine unipolare Elektrode implantiert ist, findet keine Stimulation statt.

Linksventrikuläre Elektrodenkonfiguration

Im Bildschirm „Elektrodeneinstellung“ (erreichbar von den normalen Einstellungen aus) können unter „LV-Elektrodenkonfiguration“ verschiedene Stimulations- und Detektionskonfigurationen für die LV-Elektrode programmiert werden.

VORSICHT: Die richtige Programmierung der koronarvenösen LV-Elektrodenkonfiguration ist für die richtige Funktion der LV-Elektroden entscheidend. Wenn Sie die Elektrodenkonfiguration nicht auf der Grundlage der Anzahl aktiver LV-Elektrodenpole programmieren, kann es zu einer unregelmäßigen linksventrikulären Detektion sowie zu einem Verlust der linksventrikulären Stimulation kommen bzw. deren Wirksamkeit abnehmen.

Folgende Programmieroptionen stehen zur Verfügung:

- Dual – wenn eine LV-Elektrode mit zwei aktiven Elektrodenpolen implantiert ist
- Single – wenn eine LV-Elektrode mit nur einem aktiven Elektrodenpol implantiert ist
- Keine – wenn keine LV-Elektrode implantiert ist

Die nominelle Konfiguration für die LV-Elektrode ist „Keine“. Sie führt zusammen mit der nominellen Einstellung von „BiV“ für die ventrikuläre Stimulations-Kammer zu einer Parameterinteraktion. Dies ist ein beabsichtigtes Verhalten, um sicherzustellen, dass der klinische Anwender eine geeignete Konfiguration (Dual oder Single) für die implantierte LV-Elektrode auswählt.

Diese Aggregate sind für den Einsatz mit einer LV-Elektrode konzipiert, aber es kann klinische Situationen geben, in denen keine LV-Elektrode benutzt wird. Beispiele:

- Die LV-Elektrode kann nicht positioniert werden und das Aggregat soll vorübergehend ohne LV-Elektrode benutzt werden (nicht benutzte LV-Buchse mit Verschlussstecker schließen).
- Die LV-Elektrode disloziert in eine nicht optimale Position. Sie soll implantiert bleiben, wird aber nicht benutzt.

Das Aggregat kann nicht detektieren, ganz gleich, ob eine LV-Elektrode implantiert ist oder nicht. Wenn keine LV-Elektrode verwendet wird, sollten daher die nachstehend beschriebenen Anpassungen der Programmierung erwogen werden, die dazu beitragen können, das Aufzeichnen irrelevanter Diagnostikinformationen zu verhindern, die Speicherung von LV-Informationen zu minimieren (z. B. Zähler, EGMs, Marker, Intervalle), die Zwerchfellstimulation zu minimieren und die Funktionsdauer des Aggregats zu verlängern:

HINWEIS: *Werden diese Schritte in einer anderen Reihenfolge durchgeführt, kann es sein, dass das PRM Warnmeldungen ausgibt und manche Schritte nicht durchführbar sind.*

1. „BiV Trigger“ in den Bereichen „ATR“ und „Ventrikuläre Regulierung“ des Bildschirms „Einstellungen atriale Tachytherapie“ auf „Aus“ programmieren.
2. LV-Amplitude und Impulsdauer auf die Minimalwerte für die normale Brady- und Post-Therapie-Stimulation programmieren.
3. Ventrikuläre Stimulations-Kammer auf „Nur RV“ programmieren.

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωϊμή εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet versjon. Ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavtunut versio. Ei käytössä.
Versja nieaktualna. Nie używać.
Régi verzió. Ne használja!
Versia neactualizată. Nu utilizați.

4. Linksventrikuläre Detektion ausschalten:

   a. Konfiguration der LV-Elektrode auf „Single“ oder „Dual“ umschalten.
   b. Linksventrikuläre Detektion auf „Aus“ programmieren.
   c. Konfiguration der LV-Elektrode auf „Keine“ programmieren.

5. Tägliche Messung für die „LV intrinsische Amplitude“ und „LV Stimulationsimpedanz“ auf „Aus“ stellen.

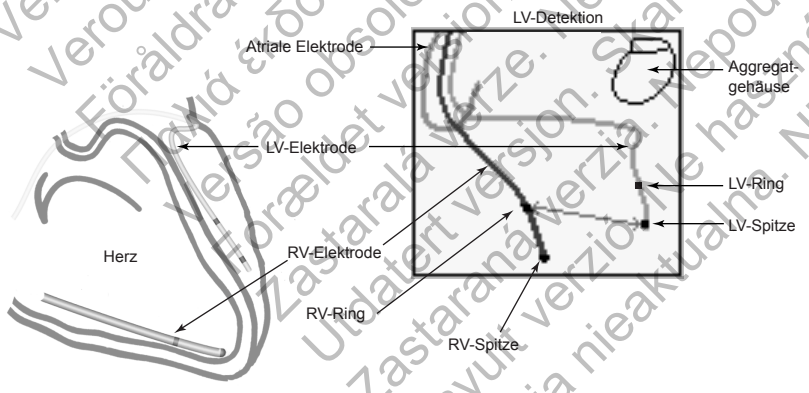
Wenn diese Programmiersequenz eingehalten wird, werden linksventrikuläre Stimulation und Detektion ausgeschaltet, und folgende Funktionen sind nicht verfügbar:

- LV-Elektrogramme
- LV-Marker
- LV-Intervalle
- LV-Korrektur
- Die Crosstalk-Blankingzeit „LV-Blanking nach A-Stimulation“
- SmartDelay Optimierung
- Tägliche LV-Messungen

HINWEIS: *Einige Funktionen (z. B. ATR Mode Switch, ATP und der Elektrokauter-Schutzmodus) verwenden vorübergehend BiV-Stimulation (ungeachtet der LV-Elektrodenkonfiguration), die bei Zählern, Elektrogrammen, Markern und Intervallen linksventrikuläre Daten hinzufügt.*

Immer, wenn eine Änderung an der Elektrodenkonfiguration vorgenommen wird, müssen die Elektrodenmessungen des Elektrodensystems überprüft werden, um die korrekte Funktion sicherzustellen.

Die programmierte Auswahl wird in der Grafik der Elektrodenkonfiguration auf dem Bildschirm des Programmiergeräts dargestellt (Abbildung 4-20 auf Seite 4-41).



Linkes Bild: Herz mit LV- und RV-Elektroden. Rechtes Bild: Elektroden auf dem Bildschirm des Programmiergeräts.

Abbildung 4-20. Herz, LV- und RV-Elektroden in situ

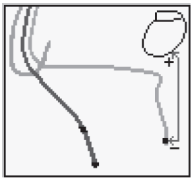
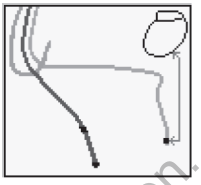
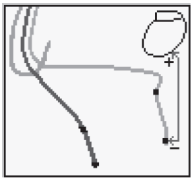
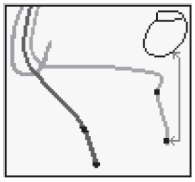
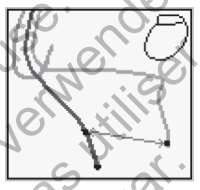
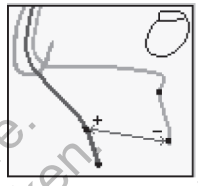
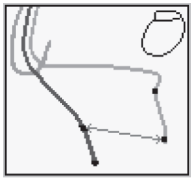
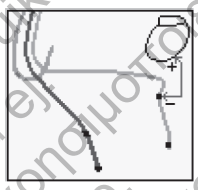
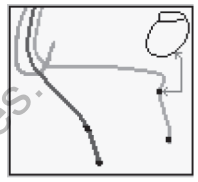
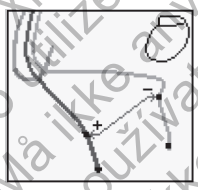
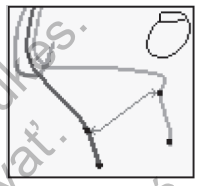
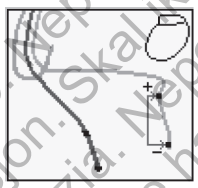
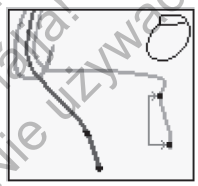
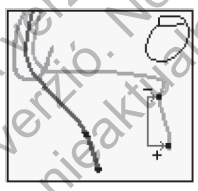
LV-Stimulations- und -Detektionskonfiguration

Für die Elektrode stehen mehrere LV-Stimulations- und Detektionskonfigurationen zur Verfügung. So können die Stimulations- und Detektionsvektoren für eine bessere Signalauswahl ausgewählt werden. Weitere Programmieroptionen stehen zur Verfügung, wenn eine zweipolige LV-Elektrode implantiert ist und die entsprechende Elektrodenkonfiguration auf „Dual“ programmiert wird.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veroudende versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην τη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Anvendes ikke.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Illustrationen der Stimulations- und Detektionskonfigurationen finden sich in nachstehender Abbildung (Tabelle 4-1 auf Seite 4-42) sowie auf dem Bildschirm „Elektrodeneinstellungen“ auf dem Programmiergerät.

Tabelle 4-1. Programmoptionen für LV-Elektrodenkonfiguration

Programmierbarer Wert	Einpolige Elektrode		Zweipolige Elektrode	
	Stimulation	Detektion[d]	Stimulation	Detektion [d]
LVSp.>>Geh. (Unipolar[a])				
LVSp.>>RV (erweitert Bipolar[c])				
LVRing>>Geh. (Unipolar[a])	N/A	N/A		
LVRing>>RV (erweitert Bipolar[c])	N/A	N/A		
LVSp.>>LVRing (Bipolar[b])	N/A	N/A		
LVRing>>LVSp. (Bipolar[b])	N/A	N/A		N/A

a. Unipolar: von einem der LV-Pole zum Aggregatgehäuse.
b. Bipolar: zwischen LV-Spitze und LV-Ringpol; bezieht sich auf einen Stromkreis, in dem der Strom zwischen zwei Polen auf der gleichen Elektrode fließt – in diesem Fall die LV-Elektrode.
c. Erweitert Bipolar: von einer der LV-Pole zur RV-Elektrode; bezieht sich auf einen Stromkreis, wo die Kathode (negativer [–] Pol) auf der LV-Elektrode und die Anode (positiver [+] Pol) auf der bipolaren RV-Elektrode sitzt.
d. Diese Konfiguration kann auf „Aus“ programmiert werden.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

LV-Elektrogramme

Echtzeit-LV-EGMs können zur Beurteilung der LV-Elektrodenfunktion und zur Optimierung einiger programmierbarer Parameter (z. B. AV-Verzögerung, LV-Korrektur) verwendet werden.

LV-EGMs und dazugehörige LV-Ereignismarker können in allen Detektionskonfigurationen für ein- und zweipolige Elektroden angezeigt oder ausgedruckt werden.

AV-VERZÖGERUNG

Die AV-Verzögerung ist die programmierbare Dauer, die nach Eintreten eines stimulierten oder detektierten rechtsatrialen Ereignisses bis zu einem stimulierten RV-Ereignis vergehen muss, wenn die ventrikuläre Stimulations-Kammer auf „BiV“ oder „Nur RV“ programmiert ist.

Wenn die stimulierte Kammer auf „Nur LV“ programmiert ist, ist die AV-Verzögerung die Dauer von einem stimulierten oder detektierten atrialen Ereignis bis zu einem stimulierten LV-Ereignis.

Die AV-Verzögerung trägt dazu bei, die AV-Synchronität des Herzens zu bewahren. Wenn während der AV-Verzögerung nach einem atrialen Ereignis kein detektiertes rechtsventrikuläres Ereignis wahrgenommen wird, gibt das Aggregat einen ventrikulären Stimulationsimpuls ab, wenn die AV-Verzögerung abläuft.

Die AV-Verzögerung kann auf eine oder beide der folgenden Funktionen programmiert werden:

- AV-Verzögerung bei Stimulation
- AV-Verzögerung bei Detektion

VORSICHT: Um einen hohen Anteil an biventrikulärer Stimulation zu erreichen, muss die programmierte AV-Verzögerung unter dem intrinsischen PR-Intervall des Patienten liegen.

Die AV-Verzögerung ist in den Modi DDD(R), DDI(R), DOO oder VDD(R) anwendbar.

AV-Verzögerung bei Stimulation

„AV-Verzögerung bei Stimulation“ entspricht der AV-Verzögerung nach einer atrialen Stimulation.

Die Einstellung der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ sollte individuell an die Bedürfnisse des Patienten angepasst werden, um eine gleichmäßige Abgabe der CRT zu gewährleisten. Für die Bestimmung der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ gibt es verschiedene Methoden, wie:

- Bestimmung der intrinsischen QRS-Dauer
- Evaluierung im Echokardiogramm
- Überwachung des Pulsdrucks
- SmartDelay Optimierung

Da die Optimierung der AV-Verzögerung einen großen Einfluss auf die Wirksamkeit der CRT haben kann, sollten Methoden in Betracht gezogen werden, die die hämodynamische Wirkung der verschiedenen Einstellungen zur „AV-Verzögerung bei Stimulation“ aufzeigen, wie z. B. Echokardiographie oder die Überwachung des Pulsdrucks.

Wenn der Wert für die minimale AV-Verzögerung niedriger als der Wert für die maximale AV-Verzögerung ist, wird die „Dynamische AV-Verzögerung“ entsprechend der aktuellen Stimulationsfrequenz dynamisch angepasst. Die „Dynamische AV-Verzögerung“ sorgt für eine physiologischere Reaktion auf Frequenzschwankungen, indem während eines Anstiegs der atrialen Frequenz die AV-Verzögerung bei Stimulation oder Detektion bei jedem Intervall automatisch verkürzt wird. Starke Frequenzschwankungen an der oberen Grenzfrequenz können somit auf ein Minimum beschränkt werden, wobei ein 1:1-Tracking bei höheren Frequenzen möglich ist.

Wenn die Funktion „Dynamische AV-Verzögerung“ eingesetzt werden soll, muss die „AV-Verzögerung bei Stimulation“ bei erhöhter Herzfrequenz des Patienten überprüft werden, um eine weiterhin wirksame CRT sicherzustellen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωτεύουσα εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Vanhentunut versio. Ei saa käyttää.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használja!
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Nie używać.

Das Aggregat berechnet automatisch ein lineares Verhältnis, das auf der Intervalllänge des letzten AA- oder VV-Zyklus (je nach Art des vorherigen Ereignisses) und folgenden programmierten Werten basiert:

- Minimale AV-Verzögerung
- Maximale AV-Verzögerung
- LRL
- MTR
- MSR
- MPR

Die „Dynamische AV-Verzögerung“ wird nach einer VES nicht angepasst oder wenn der vorige kardiale Zyklus von der MTR beschränkt wurde.

Wenn die atriale Frequenz unterhalb der LRL liegt (z. B. Hysterese), wird die maximale AV-Verzögerung verwendet. Wenn die atriale Frequenz mindestens genauso hoch ist wie die höchste der Frequenzen MTR, MSR oder MPR, wird die programmierte minimale AV-Verzögerung verwendet.

Wenn die atriale Frequenz zwischen der LRL und der höheren der Frequenzen MTR, MSR und MPR liegt, berechnet das Aggregat das lineare Verhältnis, um die „Dynamische AV-Verzögerung“ zu bestimmen.

Abbildung 4-21. Dynamische AV-Verzögerung

Die AV-Verzögerung kann folgendermaßen auf einen festen oder dynamischen Wert programmiert werden:

- Feste AV-Verzögerung – tritt ein, wenn die Minimal- und Maximalwerte der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ gleich sind
- Dynamische AV-Verzögerung – tritt ein, wenn die Minimal- und Maximalwerte der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ nicht gleich sind

AV-Verzögerung bei Detektion

„AV-Verzögerung bei Detektion“ entspricht der AV-Verzögerung nach einem detektierten atrialen Ereignis.

Die „AV-Verzögerung bei Detektion“ kann auf einen Wert programmiert werden, der kürzer oder gleich dem Wert der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ ist. Bei einem kürzeren Wert soll die Differenz im Timing zwischen stimulierten atrialen Ereignissen und detektierten atrialen Ereignissen kompensiert werden (Abbildung 4-22 auf Seite 4-45).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No pasa utilizar.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιτικόδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Updaterat version. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

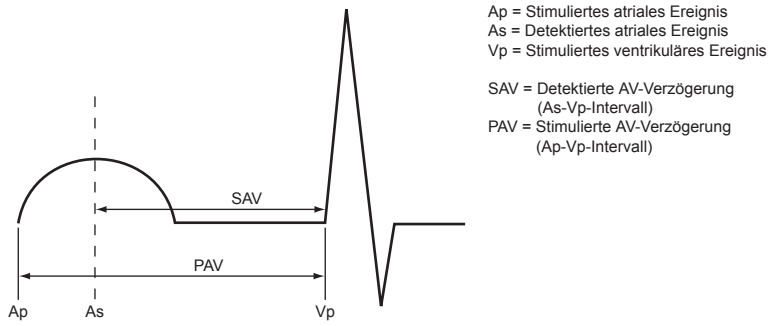


Abbildung 4-22. AV-Verzögerung bei Detektion

Die hämodynamischen Auswirkungen der „AV-Verzögerung bei Detektion“ hängen von einem guten Timing zwischen den atrialen und ventrikulären Kontraktionen ab. Atriale Stimulation löst atriale elektrische Erregung aus, während die atriale Detektion nur nach Beginn der spontanen atrialen Erregung erfolgen kann. Die Verzögerung zwischen Auslösung und Detektion hängt von der Elektrodenposition und der Überleitung ab. Wenn „AV-Verzögerung bei Detektion“ also auf den gleichen Wert wie „AV-Verzögerung bei Stimulation“ programmiert ist, differiert das hämodynamische AV-Intervall zwischen stimulierten und detektierten atrialen Ereignissen.

Wenn der DDD(R)-Modus für die Abgabe von biventrikulärer Stimulation (CRT) verwendet wird, müssen u. U. verschiedene Werte für „AV-Verzögerung bei Stimulation“ und „AV-Verzögerung bei Detektion“ programmiert werden, um die CRT für einen normalen Sinusrhythmus wie auch für die atriale Stimulation zu optimieren, da die interatriale Verzögerung durch atriale Stimulation verlängert sein kann. Auf Grund der verlängerten interatrialen Verzögerung ist u. U. eine längere „AV-Verzögerung bei Stimulation“ erforderlich, um das zeitliche Verhältnis zwischen der Aktivierung des linken Vorhofs und der biventrikulären Stimulation zu optimieren. Die interatriale Verzögerung kann anhand der längsten P-Wellen-Dauer abgeschätzt werden.

Wenn das Gerät auf DDD(R) programmiert ist, ist es empfehlenswert, den Patienten zu testen, um die optimale AV-Verzögerung während der atrialen Detektion und der atrialen Stimulation zu bestimmen. Wenn die optimalen AV-Verzögerungen unterschiedlich sind, kann dies durch die Programmierung verschiedener Werte für „AV-Verzögerung bei Stimulation“ und „AV-Verzögerung bei Detektion“ berücksichtigt werden.

„AV-Verzögerung bei Detektion“ mit „AV-Verzögerung bei Stimulation“ – Fest

Wenn „AV-Verzögerung bei Stimulation“ auf einen festen Wert programmiert ist, wird die „AV-Verzögerung bei Detektion“ auf den programmierten Wert für „AV-Verzögerung bei Detektion“ festgelegt.

„AV-Verzögerung bei Detektion“ mit „AV-Verzögerung bei Stimulation“ – Dynamisch

Wenn „AV-Verzögerung bei Stimulation“ als dynamischer Wert programmiert wird, ist die „AV-Verzögerung bei Detektion“ ebenfalls dynamisch.

Die dynamische „AV-Verzögerung bei Detektion“ und „AV-Verzögerung bei Stimulation“ basieren auf der atrialen Frequenz. Um die Verkürzung des PR-Intervalls während Phasen erhöhten Stoffwechselbedarfs zu berücksichtigen, verkürzt sich die AV-Verzögerung linear vom programmierten (Höchst-) Wert an der LRL (oder Hysteresefrequenz) auf einen Wert, der vom Verhältnis der minimalen und maximalen AV-Verzögerung bei MTR, MSR oder MPR (je nachdem, welcher Wert am höchsten ist ist) bestimmt wird (Abbildung 4-23 auf Seite 4-46). Wenn die dynamische AV-Verzögerung genutzt wird, also der Höchstwert für die „AV-Verzögerung bei Detektion“ kürzer als der Höchstwert für die „AV-Verzögerung bei Stimulation“ programmiert wird, dann ist auch der Minimalwert der „AV-Verzögerung bei Detektion“ kürzer als der Minimalwert der „AV-Verzögerung bei Stimulation“.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versiune obsolete. Nu folosiți.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιτική εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versjon utgått. Ikke anvendes.
Foraeldet version. Ikke brug.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Versione obsoleta. Non usare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versiya köhnəlmiş. Istifadə etmayin.
Versija nebaigta. Nenaudoti.
Versija nekaitalna. Nelietot.

HINWEIS: *Der Minimalwert der „AV-Verzögerung bei Detektion“ ist nur im VDD(R)-Modus programmierbar.*

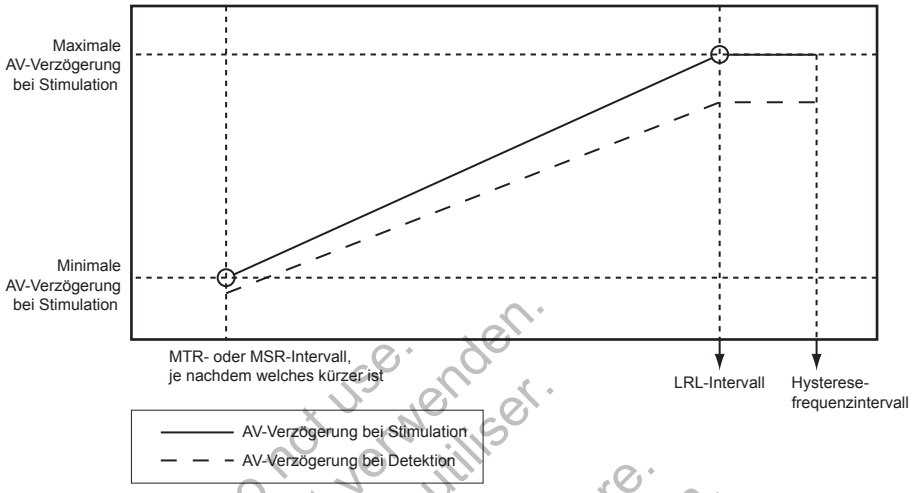


Abbildung 4-23. Dynamische und detektierte AV-Verzögerungsfunktion

SmartDelay Optimierung

Die Funktion „SmartDelay Optimierung“ liefert schnell (< 2,5 Minuten) Empfehlungen für Einstellungen zur Programmierung der AV-Verzögerung bei Stimulation und bei Detektion, die auf der Messung der intrinsischen AV-Intervalle basieren. Ziel dieser Funktion ist es, AV-Verzögerungen zu empfehlen, die ein optimales CRT-Timing erlauben, sodass die kontraktile Funktion maximiert wird.

Klinische Daten zur hämodynamischen Leistung dieser Funktion im Vergleich zu anderen Methoden zur Optimierung der AV-Verzögerung zeigen, dass die vom Algorithmus der „SmartDelay Optimierung“ empfohlenen AV-Verzögerungen die globale Kontraktionsfähigkeit (gemessen an LV dP/dt_{max}) maximieren. LV dP/dt_{max} wird als Index für die globale Kontraktionsfähigkeit und die Pumpeffizienz betrachtet.

Bei dem Test für die SmartDelay Optimierung werden die rechts- und linksventrikulären Reizantworten auf atrial detektierte und atrial stimulierte Ereignisse bewertet, um die empfohlenen Einstellungen für folgende Parameter zu ermitteln:

- AV-Verzögerung bei Stimulation
- AV-Verzögerung bei Detektion
- Stimulierte Kammer

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versie niet gebruiken.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πεπαλαιωμένη εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Versjon utgått. Ikke anvend.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foreldet versjon. Ikke bruk.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Diese empfohlenen Einstellungen können bei der Programmierung des Aggregats für die CRT verwendet werden. Zusätzlich zu den von SmartDelay empfohlenen Parametern werden auf dem PRM folgende Parameter angezeigt:

- LV-Korrektur (wenn anwendbar), eine unabhängig programmierbare Funktion, die manuell eingegeben werden kann. Wenn Sie die LV-Korrektur nach der „SmartDelay Optimierung“ manuell anpassen, müssen Sie die AV-Verzögerung entweder durch eine erneute „SmartDelay Optimierung“ anpassen oder manuell entsprechend umprogrammieren. SmartDelay berücksichtigt die LV-Korrektur auf folgende Weise:

  – SmartDelay verwendet eine einfache Arithmetik, um die programmierte LV-Korrektur in die Empfehlungen für die AV-Verzögerung bei Stimulation und Detektion einzubeziehen. Beträgt beispielsweise die von SmartDelay vorgeschlagene AV-Verzögerung (die mit dem atrialen Ereignis beginnt und mit der linksventrikulären Stimulation endet) 150 ms und die programmierte LV-Korrektur -20 ms, so passt die SmartDelay-Funktion ihre Empfehlung auf 170 ms an, da die AV-Verzögerung vom atrialen Ereignis zur rechtsventrikulären Stimulation programmiert ist.

  – SmartDelay behält die aktuell programmierte LV-Korrektur normalerweise bei, außer in folgenden Situationen: (1) Wenn SmartDelay nicht genügend intrinsische Ereignisse erfassen kann, werden nominelle Einstellungen empfohlen, die eine LV-Korrektur von Null beinhalten. (2) Wenn SmartDelay eine AV-Verzögerung und eine LV-Korrektur vorschlägt, die zusammen die maximal programmierbare AV-Verzögerung von 300 ms überschreiten, empfiehlt SmartDelay eine reduzierte LV-Korrektur. (3) Wenn die aktuell programmierte LV-Korrektur größer als 0 ms ist, wird eine LV-Korrektur von Null empfohlen.

HINWEIS: *Vor jeder Änderung in der Programmierung ist es wichtig zu überprüfen, ob die empfohlenen Einstellungen für den Patienten geeignet sind.*

Der Bildschirm „SmartDelay Optimierung“ ist nachstehend abgebildet (Abbildung 4-24 auf Seite 4-47).

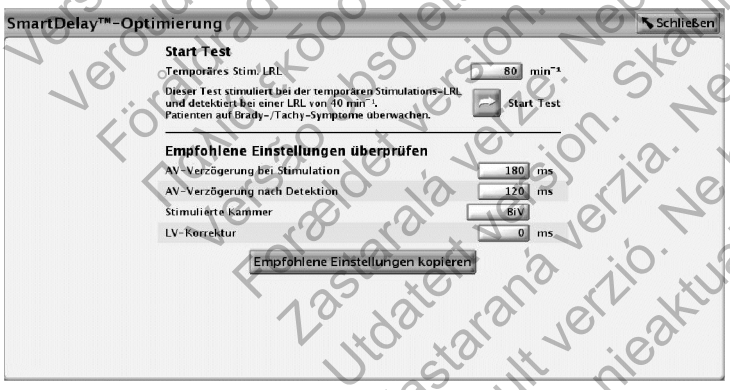


Abbildung 4-24. Bildschirm „SmartDelay Optimierung“

HINWEIS: *Die Tachy-Therapie ist während des Tests deaktiviert.*

SmartDelay Optimierung schaltet für die Dauer des Tests automatisch in eine unipolare Detektionskonfiguration (LVSp.>>Geh.) um. Der Test läuft automatisch, wenn „Start Test“ gedrückt wird. Unter folgenden Bedingungen kann der Test „SmartDelay Optimierung“ nicht durchgeführt werden:

- Während Post-Therapie-Phase
- Wenn die LV-Elektrodenkonfiguration auf „Keine“ programmiert ist

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Foreldet versjon. Skal ikke brukes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versão obsoleta. Não utilize.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Während eines ATR Mode Switch
- Während einer Tachykardieepisode, die von den Detektionskriterien des Aggregats erklärt wurde

HINWEIS: *Während im Rahmen des Tests atrial detektierte Ereignisse erfasst werden, wird Backup-DDD-Stimulation mit 40 min^{-1} abgegeben.*

HINWEIS: *Bei der Erfassung atrial stimulierter Ereignisse wird Backup-DDD-Stimulation mit der temporären LRL abgegeben. Letztere kann auf dem Bildschirm „SmartDelay Optimierung“ aktiviert werden. Diese temporäre LRL beträgt nominell 80 min^{-1}.*

HINWEIS: *Die temporäre LRL bei Stimulation muss auf einen Wert von 10 bis 15 min^{-1} oberhalb der intrinsischen atrialen Frequenz erhöht werden, um Messungen des AV-Intervalls bei Stimulation zu erhalten.*

Gehen Sie folgendermaßen vor, um den Test „SmartDelay Optimierung“ durchzuführen.

1. Wählen Sie aus dem Bildschirm der normalen Einstellungen den gewünschten Modus.

   - Im DDD(R)-Modus werden sowohl „AV-Verzögerung bei Stimulation“ als auch „AV-Verzögerung bei Detektion“ empfohlen.

   - Im VDD(R)-Modus wird „AV-Verzögerung bei Detektion“ empfohlen; die „AV-Verzögerung bei Stimulation“ ist nicht anwendbar.

   Wenn der Modus von DDD(R) zu VDD(R) gewechselt wird (oder umgekehrt), muss der Test für die SmartDelay Optimierung wiederholt werden.

2. Schaltfläche „SmartDelay Optimierung“ wählen.

3. Temporären stimulierten LRL-Wert eingeben oder Standardwert von 80 min^{-1} benutzen.

4. Telemetrieverbindung während des Tests aufrechterhalten.

5. Den Patienten vor Testbeginn bitten, ruhig zu sitzen und während des Tests möglichst nicht zu sprechen.

6. Schaltfläche „Start Test“ drücken. In einem Fenster wird bestätigt, dass der Test läuft. Wenn der Test abgebrochen werden muss, drücken Sie die Schaltfläche „Test abbrechen“.

HINWEIS: *Der Test wird automatisch abgebrochen, wenn während der Telemetriesitzung der Befehl STAT-STIM (NOT-VVI), STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) oder THERAPIE ABLEITEN gegeben wird.*

7. Wenn der Test beendet ist, werden die empfohlenen Einstellungen angezeigt. Um die Programmierung zu erleichtern, wählen Sie „Empfohlene Einstellungen kopieren“, um diese Einstellungen in die Bildschirme „Normal Brady“ und „CRT Einstellungen“ zu übernehmen.

HINWEIS: *Wenn der Test erfolglos ist, wird die Ursache für das Scheitern des Tests angegeben.*

REFRAKTÄRZEIT

Refraktärzeiten sind die Intervalle nach stimulierten oder detektierten Ereignissen, in denen das Aggregat durch detektierte elektrische Aktivität weder inhibiert noch ausgelöst wird. Sie unterdrücken (oder verhindern) ein Oversensing von Artefakten oder evozierten Reaktionen nach Stimulationsimpulsen. Sie fördern auch die adäquate Detektion eines einzelnen, breiten, intrinsischen Komplexes und verhindern die Detektion anderer intrinsischer Signalartefakte (z. B. T-Welle oder Fernfeld-R-Welle).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαλαιωμένη έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

Weitere Informationen über Refraktärzeiten finden Sie hier: ("Berechnung der Frequenzen und Refraktärzeiten" auf Seite 2-3)

HINWEIS: *Die frequenzadaptive Stimulation wird während der Refraktärzeiten nicht inhibiert.*

A-Refraktärzeit (PVARP)

PVARP ist entsprechend des Stimulations-Modus definiert:

- Atriale Einkammer-Modi: AAI(R) – Zeitraum, der einem stimulierten oder detektierten atrialen Ereignis folgt und in dem ein atriales detektiertes Ereignis einen atrialen Stimulus nicht inhibiert.

- Zweikammer-Modi: DDD(R), DDI(R), VDD(R) – Zeitraum, der einem stimulierten oder detektierten RV-Ereignis folgt (oder einem LV-Stimulus, wenn die Stimulationskammer „Nur LV“ programmiert ist) und in dem durch ein atriales Ereignis weder eine atriale Stimulation inhibiert noch ein ventrikulärer Stimulus ausgelöst wird. Die atriale Refraktärzeit verhindert das Tracking retrograder atrialer Aktivität, die ihren Ursprung im Ventrikel hat.

Die PVARP kann auf einen festen oder einen dynamischen Wert programmiert werden, der auf den vorherigen Herzzyklen basiert. Zur Programmierung einer festen PVARP, Minimum und Maximum auf denselben Wert setzen. Die PVARP wird automatisch dynamisch, wenn der minimale Wert kleiner als der Maximalwert ist.

Bei Herzinsuffizienz-Patienten mit intakter AV-Überleitung kann ein langes intrinsisches intrakardiales AV-Intervall und eine lange PVARP zum Verlust des atrialen Tracking unterhalb der maximalen Trackingfrequenz (MTR) führen, was wiederum das Ausbleiben der biventrikulären Stimulation (CRT) mit sich bringt. Wenn ein atriales Ereignis (wie z. B. eine SVES oder eine P-Welle, die unmittelbar auf eine VES folgt) in das PVARP-Intervall fällt, findet kein Tracking statt. So kann eine AV-Leitung eines intrinsischen ventrikulären Ereignisses entstehen, wodurch das PVARP-Intervall erneut gestartet wird. Sofern das nächste atriale Ereignis nicht außerhalb des PVARP-Intervalls auftritt, findet ebenfalls kein Tracking statt; das PVARP-Intervall wird durch das Auftreten eines anderen intrinsischen AV-übergeleiteten ventrikulären Ereignisses erneut gestartet. Dieser Vorgang kann sich so lange hinziehen, bis schließlich ein atriales Ereignis außerhalb des PVARP-Intervalls detektiert wird (Abbildung 4-25 auf Seite 4-49).

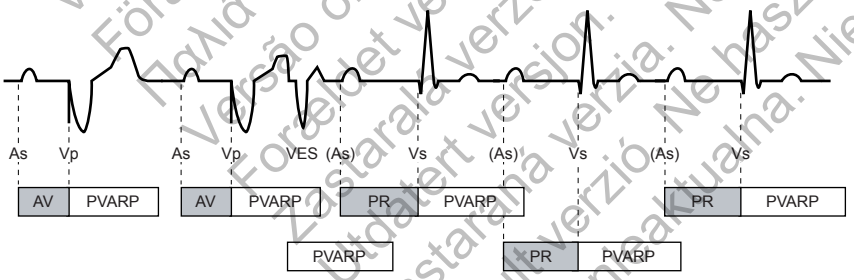


Abbildung 4-25. Detektiertes atriales Ereignis in PVARP

Wenn vermutet wird, dass es unterhalb der MTR zu einem Verlust des atrialen Tracking kommt, sollte der Parameter „Synchronisationspräferenz“ auf „Ein“ programmiert werden. Setzt sich der Verlust der CRT unterhalb der MTR jedoch fort oder wird die Option „Synchronisationspräferenz“ nicht eingesetzt, ist ein kürzeres PVARP-Intervall in Betracht zu ziehen.

Bei Herzinsuffizienz-Patienten mit AV-Block II. oder III. Grades kann die Programmierung langer atrialer Refraktärzeiten in Kombination mit bestimmten AV-Verzögerungen zum plötzlichen Auftreten eines 2:1-Blocks an der programmierten MTR führen.

Outdated version. Do not use.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Ej för användning.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Ikke brug.
Zastarała wersja. Nie używać.
Updatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Versija neaktualna. Nie używać.

In den Stimulationsmodi DDD(R) und VDD(R) kann das Aggregat eine retrograde Leitung im Atrium detektieren, was zu getriggerten ventrikulären Stimulationsfrequenzen bis zur MTR (d. h. PMT) führen kann. Die retrograden Leitungszeiten können sich im Leben eines Patienten aufgrund von Veränderungen des autonomen Tonus ändern. Auch wenn Tests bei der Implantation keine retrograde Leitung zeigen, kann diese zu einem späteren Zeitpunkt auftreten. Dieses Problem kann normalerweise vermieden werden, indem die atriale Refraktärzeit auf einen Wert erhöht wird, der die retrograde Leitungszeit übersteigt.

Um die Reaktion des Aggregats auf retrograde Leitung zu steuern, kann auch folgende Programmierung hilfreich sein:

- PVARP nach VES
- PMT-Terminierung
- Frequenzglättung

Dynamische PVARP

Die Programmierung der Funktionen „dynamische PVARP“ und „dynamische AV-Verzögerung“ optimiert das Detektionsfenster bei höheren Frequenzen und ermöglicht in den Modi DDD(R) und VDD(R) eine signifikante Reduzierung unerwünschten Verhaltens an der oberen Grenzfrequenz (z. B. 2:1-Block und Wenckebach-Verhalten), auch bei höheren Einstellungen für die MTR. Gleichzeitig verringert die „dynamische PVARP“ die Wahrscheinlichkeit herzschrittmacherinduzierter Tachykardien bei niedrigeren Frequenzen. Die „dynamische PVARP“ verringert auch die Wahrscheinlichkeit einer kompetitiven atrialen Stimulation.

Das Aggregat berechnet die „dynamische PVARP“ automatisch mithilfe eines gewichteten Durchschnitts aus den vorherigen Herzzyklen. Dies führt zu einer linearen Verkürzung der PVARP, wenn die Frequenz ansteigt. Wenn die Durchschnittsfrequenz zwischen der LRL und der MTR oder der anwendbaren oberen Grenzfrequenz liegt, errechnet das Aggregat die „dynamische PVARP“ entsprechend der dargestellten linearen Beziehung (Abbildung 4-26 auf Seite 4-50). Diese Beziehung wird von den programmierten Werten für „Minimale PVARP“, „Maximale PVARP“, LRL sowie MTR oder die anwendbare obere Grenzfrequenz bestimmt.

VORSICHT: Die Programmierung der minimalen PVARP auf einen Wert unterhalb der retrograden VA-Überleitungszeit kann die Wahrscheinlichkeit einer herzschrittmacherinduzierten Tachykardie (PMT) erhöhen.

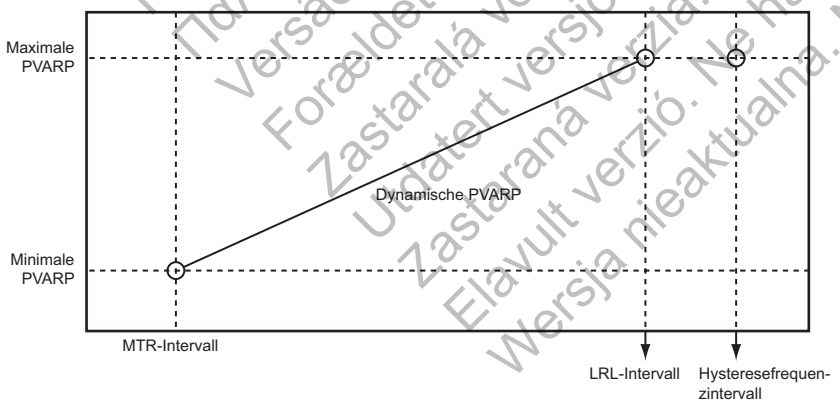


Abbildung 4-26. Dynamische PVARP

Maximale PVARP

Wenn die Durchschnittsfrequenz höchstens so hoch wie die LRL ist (z. B. Hysterese), wird die maximale PVARP verwendet.

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Föråldrad version. Ej i bruk.
Πολιτική εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Updatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használd!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Minimale PVARP

Wenn die Durchschnittsfrequenz mindestens so groß wie das MTR-Intervall ist, wird die programmierte minimale PVARP verwendet.

PVARP nach VES

Der Parameter „PVARP nach VES“ soll herzschrittmacherinduzierte Tachykardien aufgrund retrograder Überleitung vermeiden, die während einer ventrikulären Extrasystole (VES) auftreten können.

Wenn das Aggregat ein detektiertes rechtsventrikuläres Ereignis wahrnimmt, ohne ein vorheriges detektiertes atriales Ereignis (in oder außerhalb der Refraktärzeit) wahrgenommen oder eine atriale Stimulation abgegeben zu haben, wird die atriale Refraktärzeit automatisch einen Herzzyklus lang um den programmierten „PVARP nach VES“-Wert verlängert. Nach Detektion einer VES werden die Timing-Zyklen automatisch zurückgesetzt. Dadurch wird die PVARP nie häufiger als jeden zweiten Herzzyklus verlängert.

Das Aggregat verlängert die PVARP außerdem in den folgenden Situationen automatisch einen Herzzyklus lang auf den „PVARP nach VES“-Wert:

- Wenn ein atrialer Stimulus aufgrund einer atrialen Flatter-Reaktion inhibiert wird
- Nach einem ventrikulären Auslösestimulus, dem keine atriale Detektion im VDD(R)-Modus vorausgeht
- Wenn das Gerät von einem atrialen Modus ohne Tracking auf einen atrialen Trackingmodus umschaltet (z. B. ATR-Rückfall verlässt, von einem temporären atrialen Modus ohne Tracking auf einen permanenten atrialen Trackingmodus umschaltet)
- Wenn das Gerät vom Elektrokauter-Schutzmodus auf einen atrialen Trackingmodus umschaltet

Bei Herzinsuffizienz-Patienten mit intakter AV-Leitung kann der Parameter „PVARP nach VES“ zu einer CRT-Inhibition führen, wenn die atriale Zykluslänge kürzer ist als die Summe aus dem intrinsischen intrakardialen AV-Intervall (PR-Intervall) und PVARP. Programmieren Sie in einem solchen Fall die Parameter „Synchronisationspräferenz“ zusammen mit „PVARP nach VES“.

A-Refraktärzeit – selbe Kammer

Zweikammer-Modi

Die atriale Refraktärzeit bestimmt ein Intervall nach einem stimulierten oder detektierten atrialen Ereignis, in dem weitere detektierte atriale Ereignisse das Timing der Therapieabgabe nicht beeinflussen.

Nachstehend sind nicht programmierbare Intervalle für Zweikammer-Modi aufgelistet:

- 85 ms atriale Refraktärzeit nach einem atrial detektierten Ereignis
- 150 ms atriale Refraktärzeit nach atrialer Stimulation im DDD(R)- und DDI(R)-Modus

RV-Refraktärzeit (RVRP)

Die programmierbare RVRP bestimmt ein Intervall nach einem stimulierten RV-Ereignis oder einem führenden ventrikulären Stimulationsereignis, wenn die LV-Korrektur nicht auf null programmiert ist, in dem detektierte RV-Ereignisse das Timing der Therapieabgabe nicht beeinflussen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Föråldrad version. Ej att använda.
Πεκιά σ'ρ'ρ'ρ. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Zusätzlich bestimmt eine 135 ms lange, nicht programmierbare Refraktärzeit ein Intervall nach einem stimulierten RV-Ereignis, in dem weitere stimulierte RV-Ereignisse das Timing der Stimulationsabgabe nicht beeinflussen.

Ereignisse, die in die VRP fallen, werden nicht wahrgenommen oder markiert (außer wenn sie im Störfenster auftreten) und haben keinen Einfluss auf die Timingzyklen.

Die RVRP steht in allen Modi zur Verfügung, in denen die ventrikuläre Detektion aktiviert ist. Sie kann auf ein festes Intervall oder ein dynamisches Intervall programmiert werden (Abbildung 4-27 auf Seite 4-52):

- Fest – Die RVRP bleibt auf dem programmierten festen RVRP-Wert zwischen der LRL und dem anwendbaren oberen Grenzwert (MPR, MTR oder MSR).
- Dynamisch – Die RVRP verkürzt sich, wenn die ventrikuläre Stimulationsfrequenz von der LRL auf den anwendbaren oberen Grenzwert ansteigt, und erlaubt so eine adäquate Zeit für die RV-Detektion.
  - Maximal – Wenn die Stimulationsfrequenz höchstens so hoch wie die LRL (d. h. Hysterese) ist, wird die programmierte maximale VRP als rechtsventrikuläre Refraktärzeit verwendet.
  - Minimal – Wenn die Stimulationsfrequenz gleich der anwendbaren oberen Grenzfrequenz ist, wird die programmierte minimale VRP als RVRP verwendet.

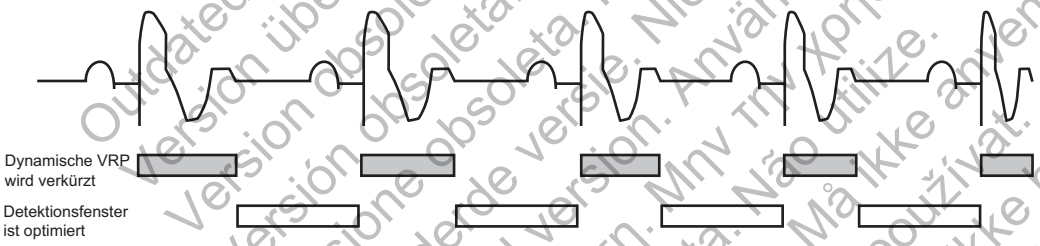


Abbildung 4-27. Verhältnis zwischen ventrikulärer Frequenz und Refraktärintervall

Um ein angemessenes Detektionsfenster zu gewährleisten, wird die Programmierung des folgenden Werts für die (feste oder dynamische) Refraktärzeit empfohlen:

- Einkammer-Modus – höchstens die halbe LRL in ms
- Zweikammer-Modus – höchstens die halbe anwendbare obere Grenzfrequenz in ms

Die Verwendung einer langen RVRP verkürzt das ventrikuläre Detektionsfenster.

Eine Programmierung der ventrikulären Refraktärzeit auf einen Wert größer als die PVARP kann zu kompetitiver Stimulation führen. Wenn z.B. die ventrikuläre Refraktärzeit länger als die PVARP ist, kann ein atriales Ereignis nach der PVARP angemessen detektiert werden und die intrinsische Überleitung zum Ventrikel fällt in die ventrikuläre Refraktärzeit. In diesem Fall detektiert das Gerät die ventrikuläre Depolarisation nicht und stimuliert am Ende der AV-Verzögerung, was zu kompetitiver Stimulation führt.

LV-Refraktärzeit (LVRP)

Die linksventrikulären Refraktärzeit verhindert, dass detektierte elektrische Ereignisse einen inadäquaten Verlust der CRT nach einem detektierten oder stimulierten Ereignis verursachen, wie eine linksseitige T-Welle. Eine korrekte Programmierung dieser Funktion fördert die

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. Ne pas utiliser.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιτικός κόδικας. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versão obsoleta. Nepoužívať.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja!
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Verouderd versie. Nie używać.

maximale CRT-Abgabe und reduziert das Risiko der Beschleunigung des Patientenrhythmus' auf eine ventrikuläre Tachyarrhythmie.

Die CRT sollte kontinuierlich abgegeben werden, um die Vorteile für den Patienten zu maximieren; aber es gibt Situationen, in denen eine Inhibition der Therapieabgabe angemessen ist. Die LVRP bestimmt ein Intervall nach einem detektierten oder stimulierten LV-Ereignis oder einem führenden ventrikulären Stimulationsereignis, wenn die LV-Korrektur nicht auf Null programmiert ist. Während dieses Intervalls beeinflussen detektierte LV-Ereignisse nicht das Timing der Therapieabgabe. Eine lange LVRP verkürzt das LV-Detektionsfenster.

LVRP ist in allen Modi verfügbar, in denen die LV-Detektion aktiviert ist. Das LV-Intervall bleibt auf dem programmierten festen Wert zwischen LRL und dem anwendbaren oberen Grenzwert.

Die linksventrikuläre Stimulation kann durch das Oversensing einer T-Welle im linken Ventrikel inhibiert werden. Um eine nicht angemessene Inhibierung der LV-Stimulation zu verhindern, sollten Sie die LVRP auf eine Dauer programmieren, die lang genug ist, damit die T-Welle eingeschlossen ist.

Linksventrikuläres Schutzintervall (LVPP)

Das linksventrikuläre Schutzintervall (LVPP) verhindert, dass das Aggregat versehentlich eine Stimulation während der vulnerablen LV-Periode abgibt, wenn beispielsweise eine linksseitige VES auftritt. Eine korrekte Programmierung dieser Funktion fördert die maximale CRT-Abgabe und reduziert das Risiko der Beschleunigung des Patientenrhythmus' auf eine ventrikuläre Tachyarrhythmie.

Die CRT sollte kontinuierlich abgegeben werden, um die Vorteile für den Patienten zu maximieren; aber es gibt Situationen, in denen eine Inhibition der Therapieabgabe angemessen ist. Das LVPP ist die Zeit nach einem stimulierten oder detektierten LV-Ereignis, in der das Aggregat den linken Ventrikel nicht stimuliert. Das LVPP verhindert, dass das Aggregat in der vulnerable LV-Periode stimuliert.

VORSICHT: Durch die Verwendung eines langen LVPP wird die maximale LV-Stimulationsfrequenz reduziert und die CRT dadurch möglicherweise bei höheren Stimulationsfrequenzen inhibiert.

HINWEIS: *Führt LVPP in einem nur linksventrikulären Modus zur Inhibition, gibt das Aggregat zur antibradykarden Unterstützung einen rechtsventrikulären Stimulus ab.*

LVPP ist in jedem Modus verfügbar, in dem ventrikuläre Detektion und LV-Stimulation aktiviert sind.

Crosstalk-Blanking

Crosstalk-Blankingzeiten sollen die angemessene Detektion von Ereignissen in der Kammer fördern und das Oversensing der Aktivität in einer anderen Kammer (z. B. Crosstalk, Detektion von Fern-Feld-Signalen) verhindern.

Crosstalk-Blankingzeiten werden von stimulierten und/oder detektierten Ereignissen in der benachbarten Kammer ausgelöst. So wird beispielsweise im rechten Ventrikel immer dann eine Blankingzeit ausgelöst, wenn ein Stimulationsimpuls an das rechte Atrium abgegeben wird; dadurch wird verhindert, dass das Aggregat das atriale Stimulationsereignis im rechten Ventrikel detektiert.

Crosstalk-Blanking kann auf Smart (wenn vorhanden) oder einen festen Wert programmiert werden. Smart Blanking soll die angemessene Detektion von Ereignissen in der Kammer fördern, indem die Crosstalk-Blankingzeit verkürzt wird (37,5 ms nach stimulierten Ereignissen und 15 ms nach detektierten Ereignissen), und ein Oversensing von Crosstalk-Ereignissen

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Version obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πάλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foraeldet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

verhindern, indem die AGC-Schwelle für die Detektion am Ende der Smart Blankingzeit automatisch erhöht wird.

Smart Blanking hat keinen Einfluss auf die programmierten AGC-Empfindlichkeitseinstellungen.

HINWEIS: *Smart-Blankingzeiten werden auf 85 ms verlängert, wenn bei ihrem Beginn eine Blankingzeit in derselben Kammer oder ein wiederauslösbares Störfenster aktiv ist. Wenn beispielsweise ein rechtsventrikulär detektiertes Ereignis innerhalb der atrialen Refraktärzeit auftritt, beträgt die Crosstalk-Blankingzeit „A-Blanking nach RV-Detektion“ 85 ms.*

HINWEIS: *Die Empfindlichkeitseinstellungen bei Smart Blanking reichen unter Umständen nicht aus, um die Detektion von Crosstalk-Artefakten zu unterdrücken, wenn diese zu groß sind. Daher sollten weitere Faktoren berücksichtigt werden, die die Größe/Amplitude von Crosstalk-Artefakten beeinflussen, z. B. Elektrodenposition, Stimulations-Energie, programmierte Empfindlichkeitseinstellungen, Schockenergie und die Zeit seit dem letzten abgegebenen Schock.*

RV-Blanking nach A-Stimulation

RV-Blanking nach A-Stimulation ist eine Crosstalk-Blankingzeit, die die angemessene Detektion von rechtsventrikulären Ereignissen fördern und das Oversensing von Crosstalk-Ereignissen nach atrialer Stimulation verhindern soll.

Wenn „RV-Blanking nach A-Stimulation“ auf einen festen Wert programmiert wird, ignoriert das Aggregat in der gewählten Zeit rechtsventrikuläre Ereignisse nach einer atrialen Stimulation. Wenn ein fester Zeitraum ausgewählt wurde, besteht während der Crosstalk-Blankingzeit nach einer atrialen Stimulation ein höheres Risiko für ein Undersensing von R-Wellen (z. B. VES).

Wenn der Wert auf Smart programmiert ist, hebt das Aggregat automatisch die AGC-Schwelle für die Detektion am Ende der Smart-Blankingzeit an, um die Unterdrückung von atrialen Crosstalk-Ereignissen zu erleichtern. Dadurch wird die Detektion von R-Wellen gefördert, die sonst in die Crosstalk-Blankingzeit gefallen wären. Smart Blanking hat keinen Einfluss auf die programmierten Empfindlichkeitseinstellungen.

Smart Blanking soll die Detektion von R-Wellen fördern und sollte nur dann in Betracht gezogen werden, wenn VES während der Crosstalk-Blankingzeit nach einem atrialen Stimulus auftreten und nicht korrekt detektiert werden.

Wenn Smart Blanking angewendet wird, kann es passieren, dass Polarisationsartefakte nach atrialer Stimulation als R-Wellen wahrgenommen werden. Diese Artefakte resultieren wahrscheinlich aus einem Spannungsaufbau an der ventrikulären Detektionselektrode nach einer Tachy-Therapie oder einer ventrikulären Stimulation mit hoher Energie und können eventuell die ventrikuläre Stimulation inhibieren.

Bei der Anpassung der Blankingzeit ist Folgendes zu berücksichtigen:

- Wenn der Patient herzschrittmacherabhängig ist, sollten Sie testen, ob nach einer Schocktherapie eine adäquate Detektion stattfindet. Falls nach dem Schock Oversensing auftritt, bereiten Sie sich darauf vor, den Befehl „STAT-STIM (NOT VVI)“ zu benutzen.

- Um eine kontinuierliche Stimulation herzschrittmacherabhängiger Patienten zu fördern, kann es vorteilhafter sein, das Risiko eines ventrikulären Oversensings atrialer Stimulationsereignisse durch Programmierung einer längeren Blankingzeit zu verringern. Allerdings steigt mit einer längeren Blankingzeit unter Umständen die Wahrscheinlichkeit, dass R-Wellen (z. B. VES, falls diese in der Crosstalk-Blankingzeit „RV-Blanking nach A-Stimulation“ auftreten) nicht adäquat wahrgenommen werden.

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Ej för användning.
Versiyon obsoleta. Nie używać.
Zastarałe wersje. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Versie niet actueel. Niet gebruiken.

- Bei Patienten mit einem hohen Prozentanteil an atrialer Stimulation und häufigen VES, die nicht herzschrittmacherabhängig sind, kann es unter Umständen besser sein, die Blankingzeit zu verkürzen, um das Risiko des Undersensings einer VES (falls diese in der Crosstalk-Blankingzeit nach einem atrialen Stimulationsereignis auftritt) zu verringern. Eine kürzere Blankingzeit kann jedoch die Wahrscheinlichkeit erhöhen, dass ein Oversensing eines atrialen Stimulationsereignisses auftritt.

LV-Blanking nach A-Stimulation

LV-Blanking nach A-Stimulation ist eine Crosstalk-Blankingzeit, die die angemessene Detektion von linksventrikulären Ereignissen fördern und das Oversensing von Crosstalk-Ereignissen nach atrialer Stimulation verhindern soll. Während der gewählten Dauer reagiert das Aggregat nicht auf linksventrikuläre Ereignisse nach einer atrialen Stimulation.

Wenn der Wert auf Smart programmiert ist, hebt das Aggregat automatisch die AGC-Schwelle für die Detektion am Ende der Smart-Blankingzeit an, um die Unterdrückung von atrialen Crosstalk-Ereignissen zu erleichtern. Dadurch wird die Detektion von linksventrikulären Ereignissen gefördert, die sonst in die Crosstalk-Blankingzeit gefallen wären. Smart Blanking hat keinen Einfluss auf die programmierten Empfindlichkeitseinstellungen.

A-Blanking nach V-Stimulation

A-Blanking nach V-Stimulation ist eine Crosstalk-Blankingzeit, die die angemessene Detektion von P-Wellen fördern und das Oversensing von Crosstalk-Ereignissen nach einem rechts- oder linksventrikulären Stimulus verhindern soll.

Wenn der Wert auf Smart programmiert ist, hebt das Aggregat automatisch die AGC-Schwelle für die Detektion am Ende der Smart-Blankingzeit an, um die Unterdrückung von ventrikulären Crosstalk-Ereignissen zu erleichtern. Dadurch wird die Detektion von P-Wellen gefördert, die sonst in die Crosstalk-Blankingzeit gefallen wären. Smart Blanking hat keinen Einfluss auf die programmierten Empfindlichkeitseinstellungen.

A-Blanking nach RV-Detektion

A-Blanking nach RV-Detektion ist eine Crosstalk-Blankingzeit, die die angemessene Detektion von P-Wellen fördern und das Oversensing von Crosstalk-Ereignissen nach einem rechtsventrikulär wahrgenommenen Ereignis verhindern soll.

Wenn der Wert auf Smart programmiert ist, hebt das Aggregat automatisch die AGC-Schwelle für die Detektion am Ende der Smart-Blankingzeit an, um die Unterdrückung von rechtsventrikulären Crosstalk-Ereignissen zu erleichtern. Dadurch wird die Detektion von P-Wellen gefördert, die sonst in die Crosstalk-Blankingzeit gefallen wären. Smart Blanking hat keinen Einfluss auf die programmierten Empfindlichkeitseinstellungen.

Siehe folgende Abbildungen:

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλαστή εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke bruges.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használható!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

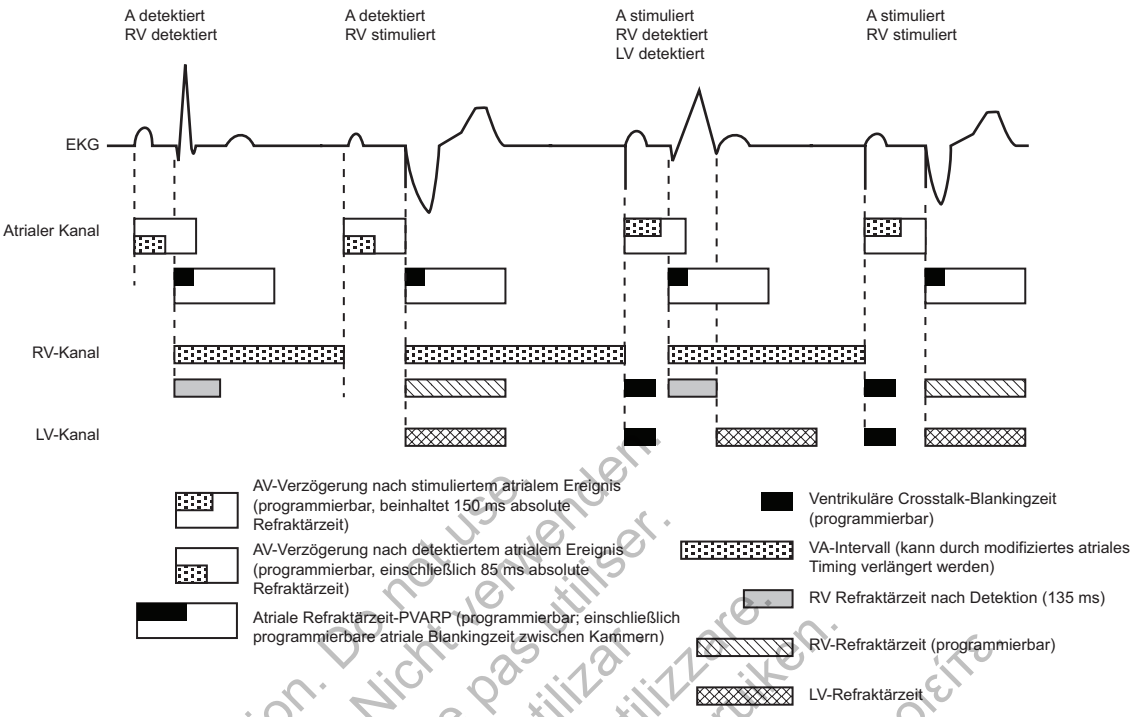


Abbildung 4-28. Refraktärzeiten; Zweikammer-Stimulationsmodus (nur RV)

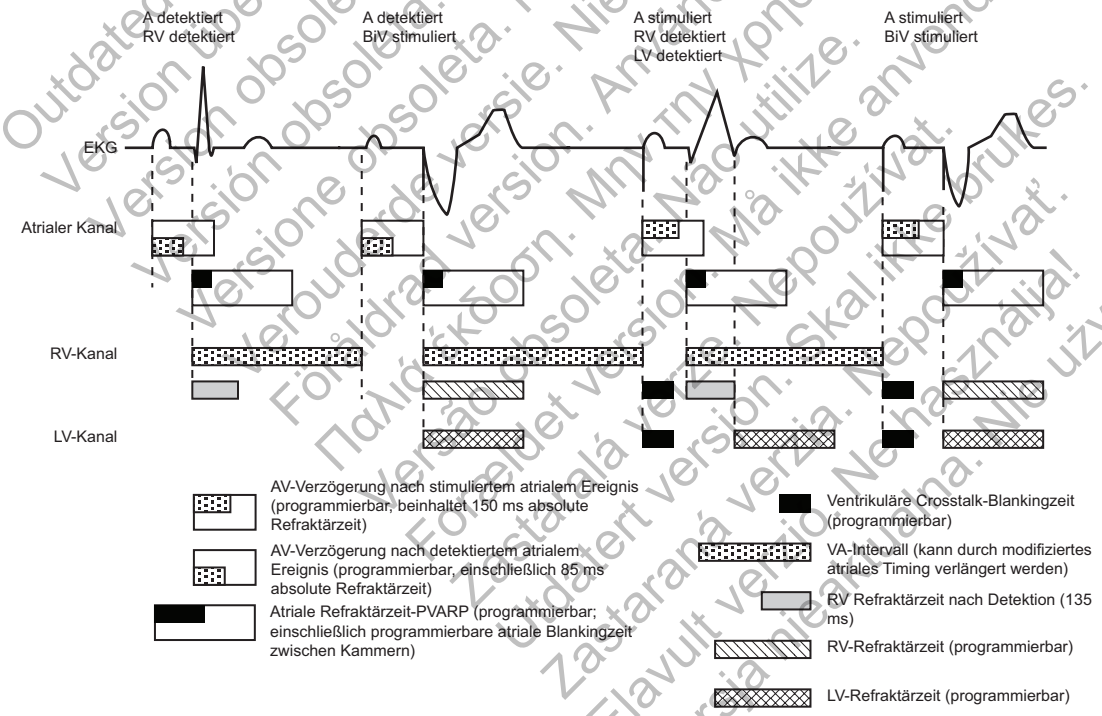


Abbildung 4-29. Refraktärzeiten; Zweikammer-Stimulationsmodus (BiV)

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιόκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Flavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

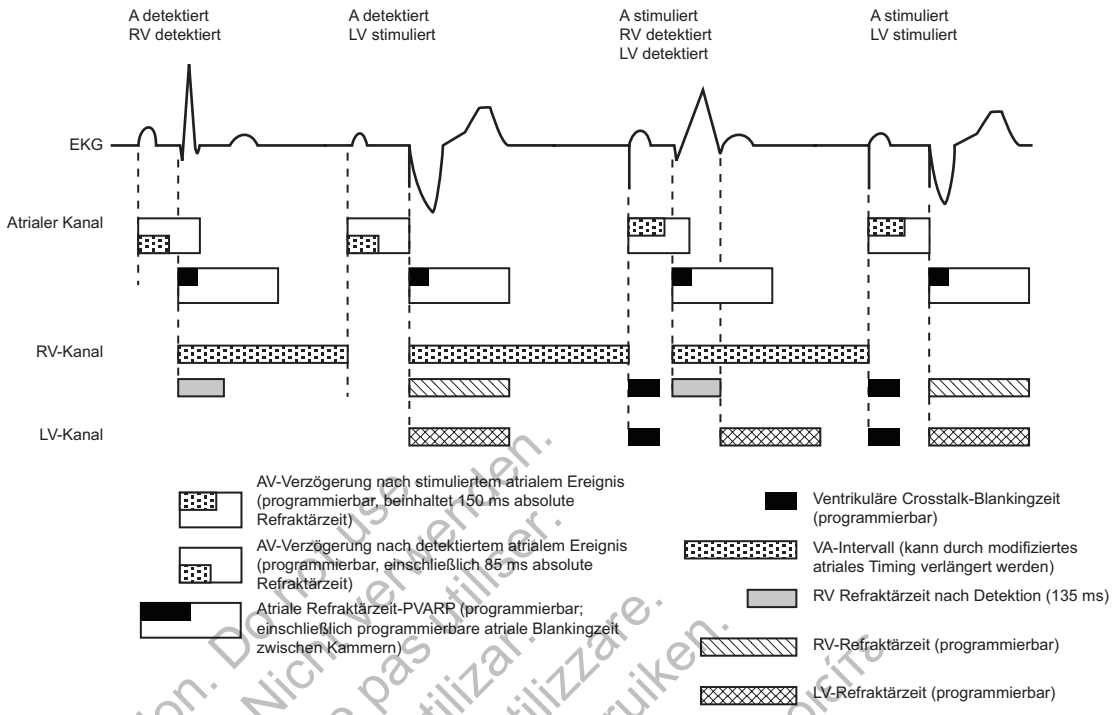


Abbildung 4-30. Refraktärzeiten; Zweikammer-Stimulations-Modus (Nur LV)

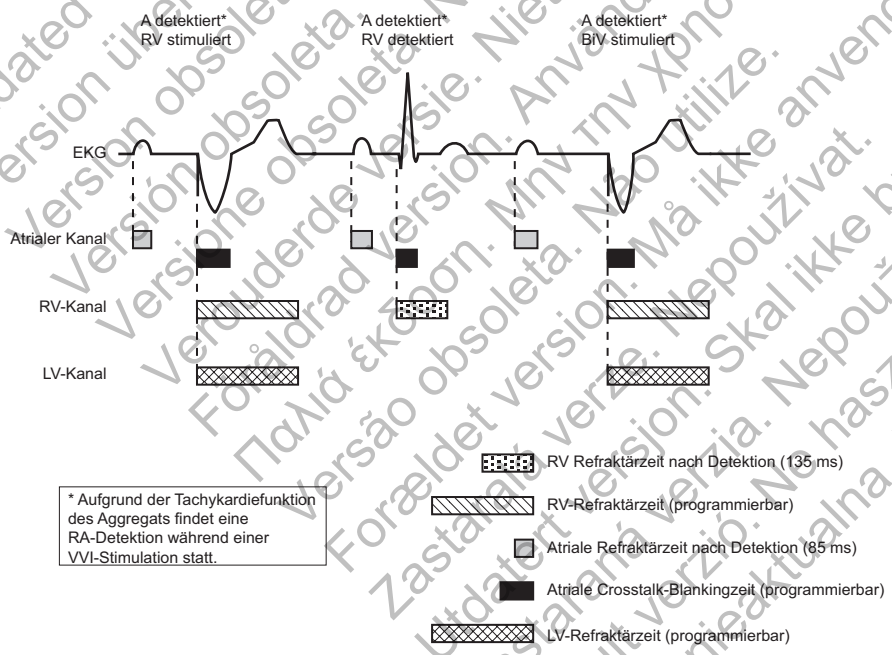


Abbildung 4-31. Refraktärzeiten, VVI-Stimulationsmodus; RV und BiV

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Foråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Zastaralá verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

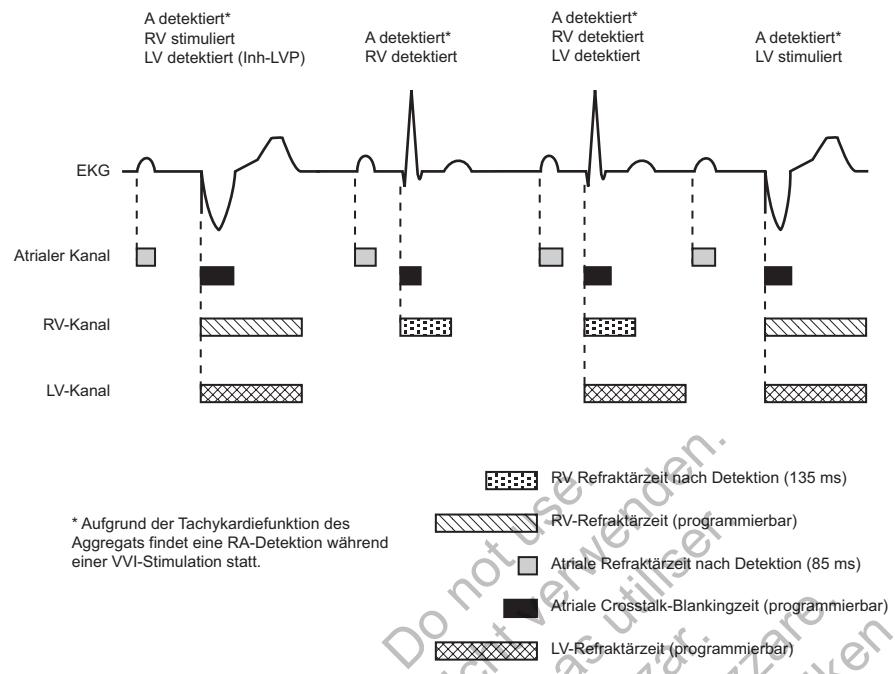


Abbildung 4-32. Refraktärzeiten, VVI-Stimulations-Modus; Nur LV

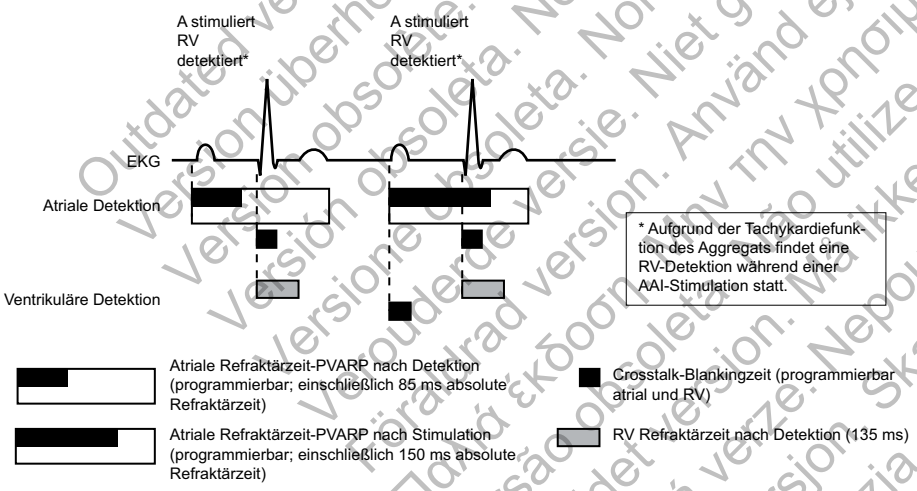


Abbildung 4-33. Refraktärzeiten, AAI-Stimulationsmodus; DR

STÖRREAKTION

Störfenster und Blankingzeiten sollen die Abgabe unangemessener Therapien oder die Inhibition der Stimulation aufgrund von Crosstalk-Oversensing verhindern.

Mit der Funktion „Störreaktion“ kann der Arzt festlegen, ob eine Stimulation im Falle von Störungen erfolgen oder inhibiert werden soll.

In jeder Refraktär- und festen (nicht Smart) Crosstalk-Blankingzeit gibt es ein wiederauslösbares, 40 ms langes Störabfragefenster. Es wird durch ein detektiertes oder stimuliertes Ereignis initiiert. Sowohl das Störabfragefenster als auch die Refraktärzeit müssen bei jedem Herzzyklus in einer Kammer abgeschlossen sein, bevor das nächste detektierte Ereignis die Zeitsteuerung in derselben Kammer neu startet. Wiederholte Störungen können dazu führen, dass das Störabfragefenster erneut ausgelöst wird. Dadurch wird dieses erweitert und möglicherweise die effektive Refraktärzeit oder Blankingzeit verlängert.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πάλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Foraldet versjon. Skal ikke brukes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Der Parameter „Störreaktion“ kann auf „Stimulation inhibieren“ oder einen asynchronen Modus programmiert werden. Der verfügbare asynchrone Modus entspricht automatisch dem permanenten Brady-Modus (d. h. der permanente VVI-Modus hat die VOO-Störreaktion). Wenn die „Störreaktion“ auf einen asynchronen Modus programmiert ist und die Störung andauert, sodass das Störabfragefenster über das programmierte Stimulationsintervall hinaus ausgedehnt wird, stimuliert das Aggregat asynchron mit der programmierten Stimulationsfrequenz, bis die Störung vorüber ist. Wenn die „Störreaktion“ auf „Stimulation inhibieren“ programmiert ist und andauernde Störungen auftreten, stimuliert das Aggregat in der gestörten Kammer so lange nicht, bis die Störung vorüber ist. Der Inhibitions-Modus ist für Patienten gedacht, deren Arrhythmien durch asynchrone Stimulation ausgelöst werden können.

Siehe folgende Abbildungen.

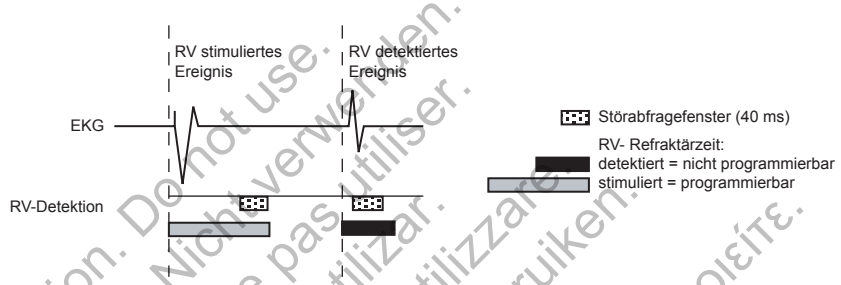


Abbildung 4-34. Refraktärzeiten und Störabfragefenster (RV)

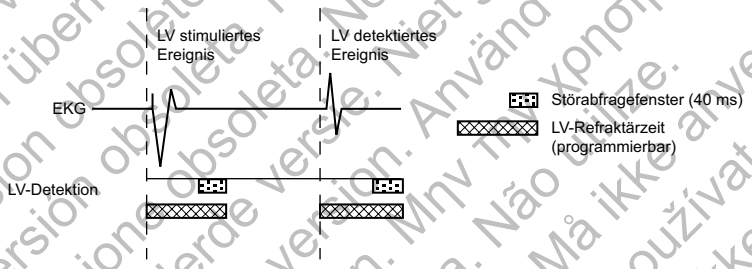


Abbildung 4-35. Refraktärzeiten und Störabfragefenster (LV)

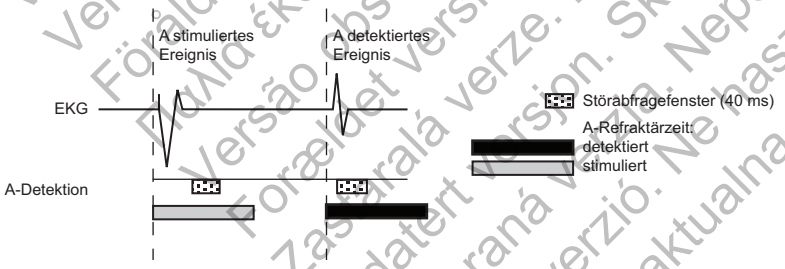


Abbildung 4-36. Refraktärzeiten und Störabfragefenster (RA)

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolete. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Darüber hinaus ist in allen Frequenzkanälen ein nicht programmierbarer dynamischer Störalgorithmus (DNA) aktiv.

Der dynamische Störalgorithmus (DNA) verwendet einen getrennten Störkanal, um regelmäßig das Basislinien-Signal zu messen und die Empfindlichkeit anzupassen, um die Detektion von Störungen zu vermeiden. Dieser Algorithmus soll dazu beitragen, das Oversensing von Myopotentialen und Probleme im Zusammenhang mit dem Oversensing zu vermeiden.

Falls Ereignismarker übertragen werden, erscheint je nach Kammer, in der die Störung auftritt, der Marker [AS], [RVS] oder [LVS], wenn das Störabfragefenster nach einer Stimulation zum ersten Mal ausgelöst wird. Wenn das Störabfragefenster erneut für 340 ms ausgelöst wird, erscheinen die Marker AN, RVN oder LVN. Die Marker AN, RVN oder LVN werden häufig

angezeigt, wenn das Störabfragefenster ständig wieder ausgelöst wird. Wenn aufgrund anhaltender Störungen asynchrone Stimulation abgegeben wird, erscheinen die Marker AP-Ns, RVP-Ns oder LVP-Ns.

HINWEIS: *Wenn die Störreaktion bei herzschrittmacherabhängigen Patienten auf „Inhibieren“ programmiert werden soll, ist Vorsicht geboten, da bei Störungen keine Stimulation stattfindet.*

HINWEIS: *Wenn Störungen in einem nur linksventrikulären Modus zur Inhibition führen, gibt das Aggregat zur antibradykarden Unterstützung einen rechtsventrikulären Stimulus ab, sofern sich keine Störung im RV-Kanal befindet.*

Beispiel für eine Störreaktion

Crosstalk, der früh in der AV-Verzögerung auftritt, kann von den RV-Detektionsverstärkern während der festen Blankingzeit detektiert werden, wird aber nicht beantwortet, außer um das Störabfrageintervall zu verlängern. Das 40 ms lange Störabfrageintervall wird immer wieder ausgelöst, bis keine Störung mehr detektiert wird (maximal bis zum Ablauf der AV-Verzögerung). Wenn die Störung über die AV-Verzögerung hinaus anhält, gibt das Aggregat einen Stimulationsimpuls ab, wenn der Timer für die AV-Verzögerung abgelaufen ist, und verhindert dadurch eine störungsbedingte ventrikuläre Inhibition. Wenn ein ventrikulärer Stimulationsimpuls unter kontinuierlichen Störbedingungen abgegeben wird, erscheint auf dem intrakardialen Elektrogramm ein „VP-Ns“-Marker (Abbildung 4-37 auf Seite 4-60).

Wenn die Störung vor Ablauf der AV-Verzögerung beendet ist, kann das Aggregat einen intrinsischen Schlag, der zu einem beliebigen Zeitpunkt nach dem wieder auslösbaren Störabfrageintervall von 40 ms auftritt, detektieren und einen neuen Herzzyklus initiieren.

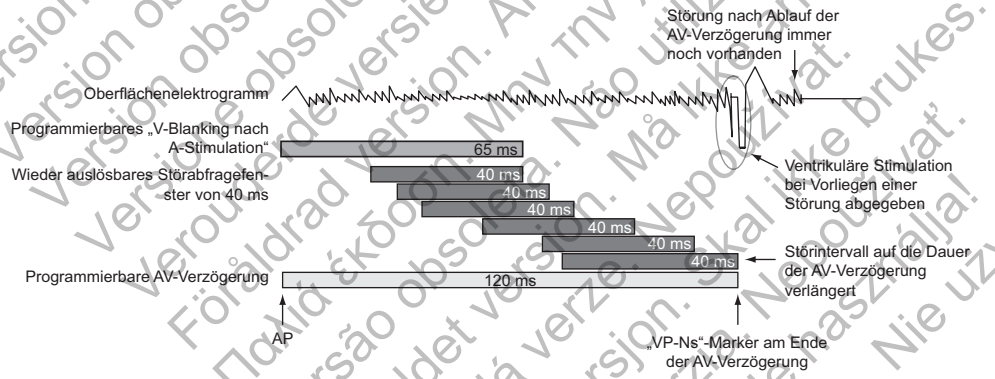


Abbildung 4-37. Störreaktion (Blanking mit festem Wert)

INTERAKTIONEN BEI DER VENTRIKULÄREN TACHYDETEKTION

Refraktär- und Blankingzeiten sind fester Bestandteil des Aggregat-Detektionssystems. Sie dienen dazu, die Detektion von Aggregatartefakten (z. B. Stimulation oder Schock) und gewissen intrinsischen Signalartefakten (z. B. T-Welle oder Far-Field-R-Welle) wirksam zu unterdrücken. Das Aggregat unterscheidet nicht zwischen Ereignissen, die während Refraktär- und Blankingzeiten auftreten. Daher werden alle Ereignisse (Aggregatartefakte, intrinsische Artefakte, und intrinsische Ereignisse), die während einer Refraktär- oder Blankingzeit auftreten, zugunsten von Stimulationszeitzyklen und ventrikulärer Tachydetektion ignoriert.

Bestimmte programmierte Kombinationen von Stimulationsparametern beeinträchtigen die ventrikuläre Tachydetektion. Wenn ein intrinsischer Schlag einer ventrikulären Tachykardie während der Refraktärzeit des Aggregats auftritt, wird er nicht detektiert. Daher können sich Detektion und Therapie der Arrhythmie so lange verzögern, bis genügend VT-Schläge detektiert und damit die Tachy-Detektionskriterien erfüllt werden ("Ventrikuläre Detektionsfenster" auf Seite 2-12).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Veraltete Version. Nicht gebrauchen.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ σκόρπια. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foraldet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Beispiele für Stimulationsparameter-Kombinationen

Die folgenden Beispiele veranschaulichen die Auswirkungen bestimmter Stimulationsparameter-Kombinationen auf die ventrikuläre Detektion. Bei der Programmierung der Stimulations- und Tachykardie-Detektionsparameter sind die eventuellen Interaktionen dieser Funktionen im Hinblick auf erwartete Arrhythmien zu berücksichtigen. Im Allgemeinen wird der Nutzer durch Warnungen auf dem Bildschirm des PRM auf Kombinationen der programmierten Parameter hingewiesen, deren Interaktion zu diesen Szenarios führen kann; das Problem kann durch Neuprogrammierung der Stimulationsfrequenz, der AV-Verzögerung und/oder der Refraktär-/Blankingzeiten gelöst werden.

Beispiel 1: **Ventrikuläres Undersensing aufgrund der ventrikulären Refraktärzeit**

Wenn das Aggregat wie folgt programmiert ist, wird eine ventrikuläre Tachykardie, die zeitgleich mit der Stimulation auftritt, nicht detektiert:

- Brady-Modus = VVI
- LRL = 75 min^{-1} (800 ms)
- VRP = 500 ms
- VT-Zone = 150 min^{-1} (400 ms)

In diesem Szenario gibt das Aggregat VVI-Stimulationen an der unteren Grenzfrequenz (800 ms) ab. Jeder ventrikulären Stimulation folgt eine ventrikuläre Refraktärzeit (VRP) von 500 ms. VT-Schläge, die während der VRP auftreten, werden zugunsten der Aggregat-Zeitsteuerung und der ventrikulären Tachydetektion/-therapie ignoriert. Wenn eine stabile VT von 400 ms zeitgleich mit einer ventrikulären Stimulation beginnt, wird die VT nicht detektiert, weil jeder Schlag während der 500 ms langen VRP auftritt, entweder zusammen mit einem ventrikulären Stimulus oder 400 ms danach (Abbildung 4-38 auf Seite 4-61).

HINWEIS: *Ein Undersensing kann auch auftreten, wenn die VT nicht zusammen mit einer Stimulation einsetzt. In diesem Beispiel wird jede Stimulation inhibiert und die Tachykardiedetektion kann erfolgen, sobald ein einziger VT-Schlag detektiert wird.*

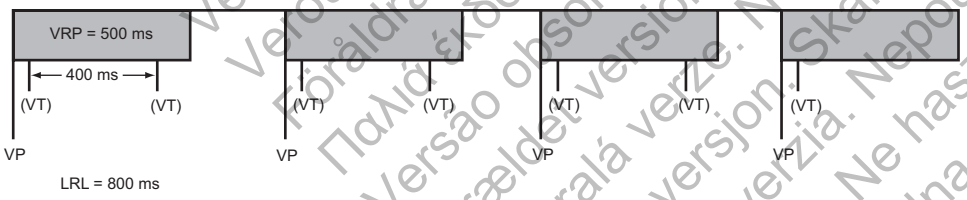


Abbildung 4-38. Ventrikuläres Undersensing aufgrund der ventrikulären Refraktärzeit

Wenn die in diesem Szenario beschriebene Interaktion der programmierten Parameter vorliegt, beschreibt eine Meldung die Interaktion von VRP mit der LRL. In frequenzadaptiven oder Tracking-Betriebsarten (z. B. DDDR) können ähnliche Meldungen die Interaktion der VRP mit der MTR, MSR oder MPR beschreiben. Zusammen mit jeder Meldung werden die relevanten programmierbaren Parameter angezeigt, um dem Benutzer dabei zu helfen, das Problem zu lösen. Zur Beseitigung dieser Art von Interaktionen kann es hilfreich sein, eine dynamische VRP zu programmieren.

Beispiel 2: **Ventrikuläres Undersensing aufgrund von V-Blanking nach A-Stimulation**

Bestimmte programmierte Kombinationen von Stimulationsparametern in Zweikammerbetriebsarten können ebenfalls mit der ventrikulären Tachydetektion interferieren. Bei Zweikammerstimulation werden die Refraktärzeiten des Aggregats sowohl durch atriale als auch durch ventrikuläre Impulse eingeleitet. Die ventrikuläre Refraktärzeit wird nach einer

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veroudeende versie. Niet gebruiken.
Πολύ ξεπερασμένη εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

ventrikulären Stimulation durch die VRP-Parameter und nach einer atrialen Stimulation durch den Parameter „V-Blanking nach A-Stimulation“ gesteuert.

Ein Undersensing einer ventrikulären Tachykardie aufgrund der Refraktärzeiten des Aggregats kann auftreten, wenn das Aggregat an oder über der unteren Grenzfrequenz stimuliert. Wenn das Aggregat beispielsweise frequenzadaptiert bei 100 min^{-1} (600 ms) stimuliert und wie nachstehend angegeben programmiert ist, wird eine ventrikuläre Tachykardie, die synchron mit der Stimulation auftritt, nicht detektiert:

- LRL = 90 min^{-1} (667 ms), MTR/MSR = 130 min^{-1} (460 ms)
- Brady-Modus = DDDR, feste AV-Verzögerung = 300 ms
- VRP = 230 ms
- V-Blanking nach A-Stimulation = 65 ms
- VT-Zone = 150 min^{-1} (400 ms)

In diesem Szenario stimuliert das Aggregat in der DDDR-Betriebsart mit 600 ms. Jeder ventrikulären Stimulation folgt eine ventrikuläre Refraktärzeit von 230 ms; jeder atrialen Stimulation eine ventrikuläre Refraktärzeit von 65 ms (V-Blanking nach A-Stimulation); eine atriale Stimulation erfolgt 300 ms nach jeder ventrikulären Stimulation. VT-Schläge in einer der beiden Refraktärzeiten werden zugunsten der Aggregat-Zeitsteuerung und der ventrikulären Tachydetektion/-therapie ignoriert. Wenn eine stabile ventrikuläre Tachykardie von 350 ms beginnt, wird sie nicht detektiert, da die meisten Schläge während einer der beiden Refraktärzeiten (V-Blanking nach A-Stimulation oder VRP) auftreten. Es werden zwar einige VT-Schläge detektiert, aber nicht genug, um das Tachy-Detektionskriterium (8 von 10) zu erfüllen ("Ventrikuläre Detektionsfenster" auf Seite 2-12).

HINWEIS: *Ein Undersensing kann auch auftreten, wenn die VT nicht zusammen mit einer Refraktärperiode oder einem Blankingintervall einsetzt. In diesem Beispiel wird die VT wahrscheinlich nicht erkannt, bis entweder die VT schneller als 350 ms wird oder die sensorgesteuerte Stimulationsfrequenz nicht mehr 600 ms beträgt.*

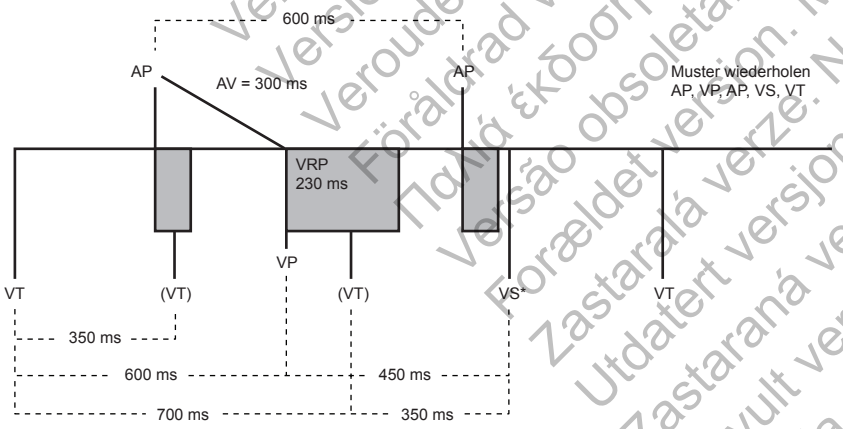


Abbildung 4-39. Ventrikuläres Undersensing aufgrund von V-Blanking nach A-Stimulation

Wenn die in diesem Szenario beschriebene Interaktion der programmierten Parameter vorliegt, beschreibt eine Meldung die Interaktion der Tachyfrequenzgrenze mit der LRL und der AV-Verzögerung. Ähnliche Meldungen können die Interaktion von V-Blanking nach A-Stimulation mit der MTR, MPR oder LRL beschreiben. Zusammen mit jeder Meldung werden die relevanten programmierbaren Parameter angezeigt, um dem Benutzer dabei zu helfen, das Problem zu lösen. Zur Beseitigung dieser Art von Interaktionen kann es hilfreich sein, eine dynamische VRP zu programmieren.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Überlegungen zur Programmierung

Bestimmte Kombinationen programmierter Bradykardie-Stimulationsparameter interferieren mit der ventrikulären Tachydetektion. Das Risiko, dass ventrikuläre Tachykardien aufgrund der Refraktärzeiten des Aggregats nicht ausreichend detektiert werden, wird durch interaktive Warnungen auf dem Parameterbildschirm angezeigt.

Sie sollten - wie bei jeder Geräteprogrammierung - die Nutzen und Risiken der programmierten Funktionen für jeden Patienten sorgfältig abwägen (z. B. die Vorteile der Frequenzglättung mit einer langen AV-Verzögerung gegenüber dem Risiko einer inadäquaten Wahrnehmung ventrikulärer Tachykardien).

Die folgenden Programmierempfehlungen sollen helfen, das Risiko ventrikulären Undersensings aufgrund der durch eine atriale Stimulation ausgelösten Refraktärzeit (V-Blanking nach A-Stimulation) zu reduzieren:

- Wenn ein Zweikammer-Stimulationsmodus mit Frequenzglättung oder frequenzadaptiver Stimulation notwendig ist:
  - LRL reduzieren
  - AV-Verzögerung verkürzen oder Dynamische AV-Verzögerung benutzen und Einstellungen der minimalen Dynamischen AV-Verzögerung herabsetzen
  - Erhöhen Sie die Prozentzahl „Frequenzglättung Abfall“ auf den größtmöglichen Wert
  - Erholungszeit für frequenzadaptive Stimulationsarten verkürzen
  - MTR oder MPR herabsetzen, falls „Frequenzglättung Abfall“ auf „Ein“ programmiert ist
  - MSR reduzieren, falls die Stimulationsbetriebsart frequenzadaptiv ist
- Wenn Frequenzglättung oder frequenzadaptive Stimulation bei dem Patienten nicht benötigt werden, können diese Funktionen auf „Aus“ programmiert werden. Dadurch wird die Wahrscheinlichkeit einer atrialen Stimulation bei erhöhten Frequenzen gesenkt.
- Wenn der Patient keiner atrialen Stimulation bedarf, erwägen Sie, den VDD- statt des DDD-Stimulationsmodus zu wählen.
- In gewissen Fällen können Sie sich dafür entscheiden, lange AV-Verzögerungen zu programmieren, um bei Patienten mit langen PR-Intervallen die ventrikuläre Stimulation zu reduzieren, während andere Patientenbedürfnisse durch sensorgesteuerte Stimulationen oder Frequenzglättung berücksichtigt werden.
- In gewissen Situationen, in denen ein Muster von atrialer Stimulation und VT-Schlägen detektiert wird, wird die AV-Verzögerung automatisch angepasst, um die Bestätigung einer vermuteten ventrikulären Tachykardie zu erleichtern. Wenn keine ventrikuläre Tachykardie vorliegt, wird die AV-Verzögerung auf den programmierten Wert zurückgesetzt. Für die Programmierung von Szenarios, in denen eine automatische Anpassung der AV- Verzögerung auftreten kann, wird keine spezifische Parameterinteraktionswarnung ausgegeben.

Wenn Sie über Einzelheiten sprechen oder weitere Informationen über diese oder andere programmierte Einstellungen erhalten möchten, wenden Sie sich bitte an Boston Scientific (Die Kontaktdaten stehen auf der Rückseite dieses Referenzhandbuchs).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es nützlich ist, bei der Programmierung der Stimulations- und Tachy-Detektionsparameter des Aggregats die eventuellen Interaktionen dieser Funktionen im Hinblick auf erwartete Arrhythmien des jeweiligen Patienten zu

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιτική κόσκορ. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Uldatud versioon. Ärge kasutage.
Elavult verzió. Ne használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

berücksichtigen. Im Allgemeinen werden Sie durch Warnungen auf dem Bildschirm des PRM auf diese Parameterinteraktionen hingewiesen und können das Problem durch Umprogrammierung der Stimulationsfrequenz, der AV-Verzögerung und/oder der Refraktär-/Blankingzeiten lösen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

SYSTEMDIAGNOSTIK

KAPITEL 5

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- "Überblickdialogfenster" auf Seite 5-2
- "Batteriestatus" auf Seite 5-2
- "Elektrodenstatus" auf Seite 5-7
- "Elektrodentests" auf Seite 5-12

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

ÜBERBLICKDIALOGFENSTER

Bei der Abfrage wird das Überblickdialogfenster eingeblendet. Es enthält Angaben zum Elektroden- und Batteriestatus, die ungefähre Zeit bis zur Explantation und eine Ereignismeldung für alle Episoden seit dem letzten Reset. Außerdem wird eine Meldung bezüglich des Magneten angezeigt, wenn das Aggregat die Anwesenheit eines Magneten detektiert.

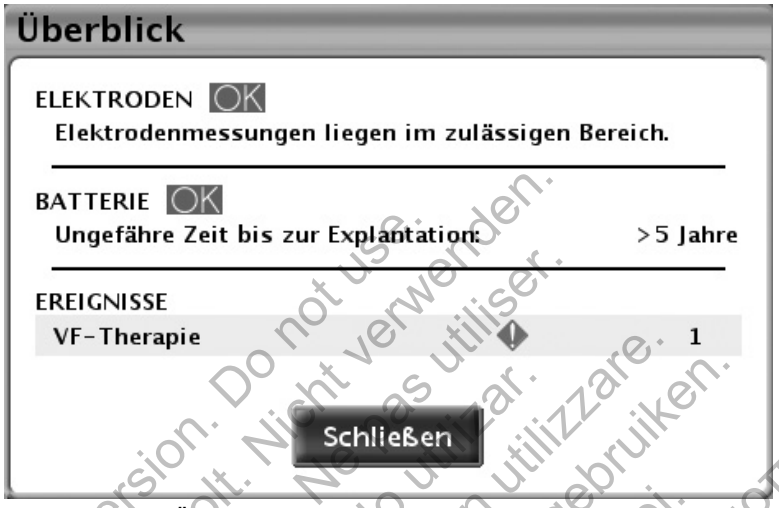


Abbildung 5-1. Überblickdialogfenster

Potentielle Statussymbole sind OK, Achtung, oder Warnung ("Einsatz von Farbe" auf Seite 1-7). Potentielle Meldungen werden in den folgenden Abschnitten beschrieben:

- Elektroden –"Elektrodenstatus" auf Seite 5-7
- Batterie –"Batteriestatus" auf Seite 5-2
- Ereignisse –"Therapiespeicher" auf Seite 6-2

Sobald die Schaltfläche „Schließen“ gewählt wurde, erscheinen die „Warnung“- oder „Achtung“-Symbole für Elektroden und Batterie bei den anschließenden Abfragen so lange nicht mehr, bis weitere Ereignisse auftreten, die einen Alarm auslösen. Ereignisse werden so lange weiter angezeigt, bis ein Therapiespeicherzähler auf null zurückgesetzt wird.

BATTERIESTATUS

Das Aggregat überwacht automatisch die Batteriekapazität und -leistung. Informationen zum Batteriestatus werden über verschiedene Bildschirme angezeigt:

- Dialogfenster „Überblick“ – zeigt eine allgemeine Statusmeldung über die verbleibende Batteriekapazität an ("Überblickdialogfenster" auf Seite 5-2).
- Registerkarte „Überblick“ (auf dem Hauptbildschirm) – zeigt die gleiche allgemeine Statusmeldung wie das Überblickdialogfenster zusammen mit einem Batteriestatusanzeiger ("Hauptbildschirm" auf Seite 1-2) an.
- Überblickbildschirm „Batteriestatus“ (Zugriff über die Registerkarte „Überblick“) – zeigt zusätzliche Batteriestatusinformationen über die verbleibende Batteriekapazität und Ladezeit ("Überblickbildschirm „Batteriestatus“" auf Seite 5-3) an.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No usar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Πρωϊμή εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foraldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

- Bildschirm „Batterie-Details“ (Zugriff über den Überblickbildschirm „Batteriestatus“) – liefert detaillierte Informationen über die Batterienutzung, -kapazität und -leistung ("Bildschirm "Überblick Batterie-Details"" auf Seite 5-5).

Überblickbildschirm „Batteriestatus“

Der Überblickbildschirm „Batteriestatus“ zeigt folgende wichtige Informationen über die Batteriekapazität und -leistung.

Verbleibende Zeit

Dieser Bildschirmteil zeigt folgende Einzelheiten an:

- Batteriestatusanzeiger – zeigt eine Grafik mit Hinweis auf den Status der Batteriekapazität.

- Ungefähre Zeit bis zur Explantation – zeigt eine Schätzung der verbleibenden Zeit bis zu dem Zeitpunkt an, an dem das Aggregat den Batteriestatus „Explantieren“ erreicht.

  Dieser Schätzwert wird aus der verbrauchten Batteriekapazität, der verbleibenden Ladung und dem Stromverbrauch bei den aktuell programmierten Einstellungen berechnet.

  Wenn nicht genügend Daten über die Einstellungen des Aggregats vorhanden sind, kann sich die „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ zwischen zwei Abfragesitzungen ändern. Diese Schwankung ist normal und tritt auf, wenn das Aggregat neue Daten sammelt und eine verlässlichere Schätzung kalkulieren kann. Die „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ wird stabiler, wenn das Aggregat einige Wochen in Betrieb ist. Die Schwankungen können unter anderem auf Folgendes zurückzuführen sein:

  – Wenn gewisse Bradykardiefunktionen, die die Stimulations-Energie beeinflussen, neu programmiert werden, beruht die Berechnung der „ungefähren Zeit bis zur Explantation“ auf den erwarteten Änderungen des Stromverbrauchs durch die neu programmierten Funktionen. Bei der nächsten Abfrage des Aggregats zeigt das PRM wieder die „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ an, die auf dem vergangenen Verbrauch basiert. Wenn neue Daten gesammelt werden, wird sich die „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ wahrscheinlich in der Nähe des ursprünglich geschätzten Werts stabilisieren.

  – In den ersten Tagen nach der Implantation zeigt das PRM eine statische „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ an, die auf modellabhängigen Daten basiert. Sobald genügend Verbrauchsdaten gesammelt wurden, werden gerätespezifische Funktionsdauerschätzungen berechnet und angezeigt.

Ladezeit

Dieser Bildschirmteil zeigt die Zeit an, die das Aggregat für das Laden bei der letzten Abgabe eines Schocks mit maximaler Energie oder Kondensator-Reformierung benötigt hat.

Symbol „Batterie-Details“

Nach Anklicken dieses Symbols erscheint der Überblickbildschirm „Batterie-Details“ ("Bildschirm "Überblick Batterie-Details"" auf Seite 5-5).

Batteriestatus-Anzeigen

Folgende Batteriestatus-Indikatoren erscheinen im Batteriestatusanzeiger. Die angegebene „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ wird basierend auf den derzeit programmierten Parametern des Aggregats berechnet.

Ein Jahr verbleibend – die Batterie des Aggregats ist noch etwa ein Jahr lang voll funktionsfähig (Die „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ beträgt ein Jahr).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht benutzen.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versión obsoleta. No utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Τέλος υποστήριξης. Μη χρησιμοποιείτε.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Forældet version. Ikke anvende.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Zastarelá verzia. Nepoužívať.
Versione non più aggiornata. Non utilizzare.
Versiyon güncelliğini yitirmiştir. Kullanmayınız.
Versjon utgått. Skal ikke benyttes.
Versja nieaktualna. Nie używać.

Explantieren – die Batterie des Aggregats ist fast leer, und es muss ein Aggregataustausch geplant werden. Wenn der „Explantieren“-Status erreicht ist, ist noch genügend Batteriekapazität vorhanden, um unter den bestehenden Bedingungen drei Monate lang korrekt zu überwachen und 100 % zu stimulieren sowie drei Schocks mit maximaler Energie oder sechs Schocks mit maximaler Energie ohne Stimulation abzugeben. Wenn der „Explantieren“-Status erreicht ist, verbleiben noch 1,5 Stunden ZIP-Telemetrie. Ziehen Sie die Anwendung des Programmierkopfes in Betracht.

HINWEIS: *Wenn die 1,5 Stunden Telemetriezeit abgelaufen sind, wird ein LATITUDE-Alarm generiert.*

Batteriekapazität erschöpft – die Aggregatfunktion ist eingeschränkt, und Therapien können nicht mehr garantiert werden. Dieser Status wird drei Monate nach Erreichen des „Explantieren“-Status erreicht. Der Patient sollte zu einem sofortigen Aggregataustausch bestellt werden. Bei der Abfrage wird der Bildschirm „Eingeschränkte Aggregatfunktion“ angezeigt (alle anderen Bildschirme sind deaktiviert). Dieser Bildschirm bietet Informationen über den Batteriestatus und Zugriff auf die verbleibenden Aggregatfunktionen. Die ZIP-Telemetrie steht nicht mehr zur Verfügung.

HINWEIS: *Es wird ein LATITUDE–Alarm generiert, nach dem LATITUDE nicht mehr zur Verfügung steht.*

Wenn das Aggregat den Status „Batteriekapazität erschöpft“ erreicht, stehen nur noch folgenden Funktionen zur Verfügung:

- Der Brady-Modus wird geändert, wie unten beschrieben:

Brady-Modus vor dem Indikator für Erschöpfung der Batteriekapazität	**Brady-Modus nach dem Indikator für Erschöpfung der Batteriekapazität**
DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R)	VVI/BiV
AAI(R)	AAI
Aus	Aus

- Der Brady-Modus und der ventrikuläre Tachy-Modus können auf „Aus“ programmiert werden; es sind keine anderen Parameter programmierbar
- Eine ventrikuläre Zone (VF) mit einer Frequenzgrenze von 165 min^{-1}
- Nur Telemetrie mit Programmierkopf (RF-Telemetrie ist deaktiviert)
- Nur Schocks mit maximaler Energie und manuelle Kondensator-Reformierung (ATP-Therapie und Schocks mit niedriger Energie sind deaktiviert)
- Eine LRL von 50 min^{-1}

Im Status „Batteriekapazität erschöpft“ sind folgende Funktionen deaktiviert:

- Trends täglicher Messungen
- Kriterien zur Verbesserung der Brady-Detektion (z. B. Frequenzreaktion, Frequenzglättung)
- Episodenspeicherung
- Diagnostik- und EP-Tests
- Echtzeit-EGMs
- Akzelerometer

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foraldet version. Må ikke benyttes.
Utdaterad version. Skal ikke brukes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Wenn das Gerät einen Punkt erreicht, an dem die Batteriekapazität für einen kontinuierlichen Betrieb nicht mehr ausreicht, kehrt es in den Lagerungsmodus zurück. Im Lagerungsmodus stehen keine Funktionen zur Verfügung.

HINWEIS: *Das Aggregat nutzt die programmierten Parameter und die aktuellen Einstellungen zur Berechnung der „ungefähren Zeit bis zur Explantation“. Wenn die Batterie mehr als üblich belastet wird, kann es sein, dass am folgenden Tag eine „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ angezeigt wird, die kürzer als erwartet ist.*

HINWEIS: *Als Backup-Methode wird „Explantieren“ erklärt, wenn zwei aufeinanderfolgende Ladezeiten jeweils 15 Sekunden überschreiten. Wenn eine Ladezeit länger als 15 Sekunden dauert, sieht das Aggregat eine automatische Reformierung der Kondensatoren nach einer Stunde vor. Ist die Ladezeit auch bei der Reformierung länger als 15 Sekunden, wird der Batteriestatus auf „Explantieren“ umgestellt.*

Bildschirm "Überblick Batterie-Details"

Der Bildschirm "Überblick Batterie-Details" zeigt folgende Informationen über den Ladestand des Aggregats (Abbildung 5-2 auf Seite 5-6):

- Zuletzt abgegebener Schock – Datum, Energie, Ladezeit und Schockimpedanzdaten.

- Piepton wenn Explantation indiziert ist – wenn diese Funktion auf „Ein“ programmiert ist, gibt das Aggregat alle sechs Stunden 16 Pieptöne ab, wenn der Austauschindikator erreicht ist. Das Piepen kann dann auf „Aus“ programmiert werden. Auch wenn diese Funktion auf „Aus“ programmiert ist, wird sie automatisch wieder aktiviert, wenn die Batteriekapazität erschöpft ist.

  VORSICHT: Patienten sollten darauf hingewiesen werden, dass sie sofort ihren Arzt aufsuchen müssen, wenn das Aggregat akustische Signale von sich gibt.

- Letzte Kondensator-Reformierung – Datum und Ladezeit.

- Manuelle Kondensatorreformierung – mit dieser Funktion kann bei Bedarf eine Kondensator-Reformierung durchgeführt werden.

- Verbleibende Ladung (gemessen in Amperestunden) – die noch verbleibende Ladung bis die Batterie leer ist; basiert auf den programmierten Parametern des Aggregats.

- Leistungsaufnahme (gemessen in Mikrowatt) – der durchschnittliche tägliche Energieverbrauch des Aggregats basierend auf den derzeit programmierten Parametern. Die Leistungsaufnahme wird in die Berechnungen zur Bestimmung der „ungefähren Zeit bis zur Explantation“ und der Nadelposition des Batteriestatusanzeigers einbezogen.

- Prozentsatz der Leistungsaufnahme – vergleicht die Leistungsaufnahme unter den aktuell programmierten Parametern mit der Leistungsaufnahme unter den Standardparametern des Aggregats, die für die Berechnung der Funktionsdauer des Aggregats verwendet wird.

Wenn einer der folgenden Parameter (die die Stimulations-Energie beeinflussen) neu programmiert wird, werden die Leistungsaufnahme und die prozentuale Leistungsaufnahme entsprechend angepasst:

- Amplitude
- Impulsdauer
- Brady-Modus
- LRL
- MSR

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versiona obsoleta. Nenaudokite.
Vecchia versione. Non adoperare.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Anvend ikke.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

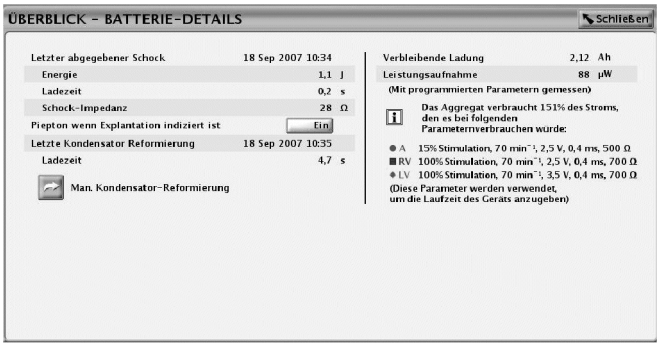


Abbildung 5-2. Bildschirm "Überblick Batterie-Details"

Reformierung der Kondensatoren

Automatische Kondensatorreformierung. Während Perioden, in denen keine Schocks abgegeben werden, kann eine Deformierung der Kondensatoren auftreten, die zu längeren Ladezeiten führt. Um die Auswirkungen der Kondensatordeformierung auf die Ladezeit zu reduzieren, werden die Kondensatoren automatisch reformiert. Während der automatischen Reformierung gibt das Aggregat keine akustischen Signale ab (auch wenn die Funktion „Piepton währ. Kondensatoraufl." auf „Ein" programmiert wurde). Während einer Kondensatorreformierung wird die Ladezeit gemessen und gespeichert, um sie später abrufen zu können.

Manuelle Kondensatorreformierung. Manuelle Reformierungen des Kondensators sind nicht notwendig, können aber mit Hilfe des PRMs folgendermaßen durchgeführt werden:

1. Wählen Sie die Schaltfläche „Manuelle Kondensator-Reformierung" aus dem Bildschirm „Batterie-Details" und achten Sie darauf, dass die Telemetriekommunikation hergestellt ist. Es erscheint eine Meldung, die mitteilt, dass die Kondensatoren aufgeladen werden. Wenn „Piepton während Kondensatoraufl." auf „Ein" programmiert ist, ertönt während des Ladens ein auf- und abschwellender Ton vom Aggregat.

2. Der gesamte Reformierungszyklus dauert in der Regel weniger als 15 Sekunden. Nach Beendigung des Zyklus wird die Kondensatorenergie an die interne Testlast des Aggregats abgegeben. Die anfängliche Ladezeit wird im Bildschirm „Batterie-Details" angezeigt.

Messung der Ladezeit

Immer, wenn die Kondensatoren aufgeladen werden, misst das Aggregat die Ladezeit. Der zuletzt gemessene Wert wird im Aggregat gespeichert und vom PRM im Bildschirm „Batterie-Details" angezeigt.

Zuletzt abgegebener ventrikulärer Schock

Wenn ein Schock an den Patienten abgegeben wurde, werden folgende Informationen über den zuletzt abgegebenen Schock im Aggregat gespeichert und im Bildschirm „Batterie-Details" angezeigt:

- Datum
- Energiemenge
- Ladezeit
- Schockelektroden-Impedanz

Davon sind jedoch die automatischen Kondensatorreformierungen oder möglicherweise abgeleitete Schocks ausgenommen. Wenn ein Fehler auftritt (z. B. sehr hohe oder sehr niedrige

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No pasar utilizar.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλιά έκδοση. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Ikke anvendes.
Zastarlá verze. Nepoužívat.
Updatet version. Skal ikke anvendes.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Ne használd!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Impedanz), wird dieser Fehler angezeigt, damit entsprechende Maßnahmen ergriffen werden können.

HINWEIS: *Bei Schocks von 1,0 J oder weniger lässt die Genauigkeit der Impedanzmessungen nach.*

ELEKTRODENSTATUS

Tägliche Messungen

Das Gerät führt alle 21 Stunden die folgenden Messungen durch und berichtet diese täglich:

- Messung der täglichen intrinsischen Amplitude: das Aggregat versucht automatisch, unabhängig vom Stimulations-Modus die Amplituden der intrinsischen P- und R-Wellen für jede Herzkammer zu messen, für die die tägliche Messung der intrinsischen Amplitude aktiviert wurde. Diese Messung hat keinen Einfluss auf die normale Stimulation. Das Aggregat überwacht bis zu 255 Herzzyklen, um ein detektiertes Signal zu finden und eine erfolgreiche Messung zu erhalten.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Tägliche Messung der Elektrodenimpedanz:

  – Stimulationselektrode(n) – das Gerät versucht automatisch, unabhängig vom Stimulations-Modus die Stimulationselektrodenimpedanz für jede Kammer zu messen, für die der tägliche Stimulationsimpedanztest aktiviert ist. Zur Durchführung des Elektrodenimpedanztests verwendet das Aggregat ein Signal unterhalb der Stimulationsreizschwelle, das nicht mit der normalen Stimulation oder Detektion interferiert.

  – Als Obergrenze für die Impedanz sind 2.000 Ω festgelegt. Die Untergrenze für die Impedanz wird auf nominell 200 Ω gesetzt und ist in Schritten von 50 Ω zwischen 200 und 500 Ω programmierbar. Die folgenden Faktoren sollten bei der Wahl des Werts für die untere Impedanzgrenze berücksichtigt werden:

    – Bei chronischen Elektroden historische Impedanzmessungen für die Elektrode sowie andere elektrische Leistungsindikatoren, wie die Stabilität über die Zeit, berücksichtigen

    – Bei neu implantierten Elektroden der anfänglich gemessene Impedanzwert

    HINWEIS: *In Abhängigkeit von der Elektrodenalterung entscheidet sich der Arzt bei einer Nachsorgeuntersuchung möglicherweise für eine Neuprogrammierung der unteren Impedanzgrenze.*

    – Stimulations-Abhängigkeit vom Patienten

    – Empfohlene Impedanzbereiche für die verwendete(n) Elektrode(n), sofern anwendbar

  – Schockelektrode – das Aggregat versucht automatisch, die Impedanz der Schockelektrode zu messen. Während der Schockelektroden-Impedanzmessung gibt das Aggregat Impulse durch die Schockelektroden mit einer Energie unterhalb der Reizschwelle ab. Diese Impedanzmessungen können im Zeitverlauf gewisse Schwankungen aufweisen, da sie alle 21 Stunden und damit zu verschiedenen Tageszeiten durchgeführt werden.

    – Das Aggregat verfügt über Piepton-Funktionen, die anhand von akustischen Signalen über den Status informieren. Der Piepton beinhaltet eine programmierbare Funktion, die, wenn sie auf „Ein“ programmiert ist, das Aggregat veranlasst, Töne auszugeben, falls sich die täglichen Impedanzwerte außerhalb des Bereichs befinden. Der Piepton des Indikators, der einen Wert außerhalb der Grenzwerte anzeigt, besteht aus 16 Tönen, die alle sechs Stunden wiederholt werden. Wenn diese Funktion auf „Aus“ programmiert ist, wird nicht akustisch angezeigt, dass die täglichen Impedanzwerte sich außerhalb der Grenzwerte befinden. Siehe "Pieptonfunktion" auf Seite 6-20

Wichtige Informationen zum Elektrodenstatus werden auf dem Bildschirm „Überblick“ angezeigt. Auf dem Bildschirm „Überblick – Elektrodenstatus“ werden ausführliche Daten in Form einer Kurve angezeigt. Der Zugriff auf diese Daten erfolgt über das Elektrodensymbol auf dem Überblickbildschirm (Abbildung 5-3 auf Seite 5-10).

Mögliche Statusmeldungen für Elektroden (Tabelle 5-1 auf Seite 5-9):

- Elektrodenmessungen im normalen Bereich.

- Elektrode überprüfen (die Meldung präzisiert, welche Elektrode) – weist darauf hin, dass die Werte der täglichen Elektrodenmessung(en) außerhalb der Grenzwerte liegen. Um festzustellen, welcher Wert außerhalb der Grenzwerte liegt, sehen Sie sich die Ergebnisse der täglichen Messungen für die jeweilige Elektrode an.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versie obsoleta. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πάλαιά εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versjon utgått. Bruk ikke.
Version obsoleta. No utilizar.
Elavunut versio. Ei käytössä.
Elavult verzió. Nem használandó.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Versione nieaktualna. Nie używać.

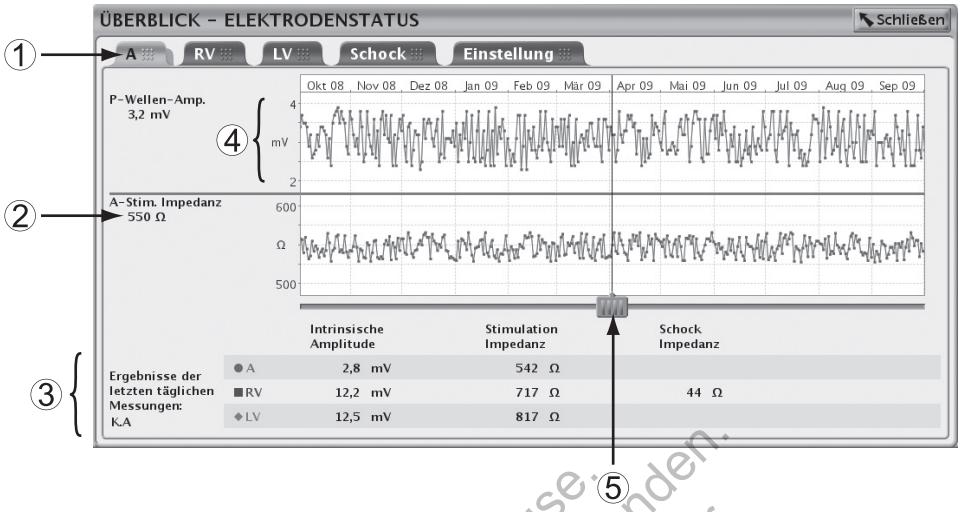
Tabelle 5-1. Bericht der Elektrodenmessungen

Elektrodenmessung	Aufgezeichnete Werte	Grenzwerte
A-Stimulationsimpedanz (Ω)	200 bis 2.000	Niedrig: ≤ programmierte untere Impedanzgrenze für das Atrium Hoch: ≥ 2000
RV-Stimulationsimpedanz (Ω)	200 bis 2.000	Niedrig: ≤ programmierte untere Impedanzgrenze für den rechten Ventrikel Hoch: ≥ 2000
LV-Stimulationsimpedanz (Ω)	200 bis 2.000	Niedrig: ≤ programmierte untere Impedanzgrenze für den linken Ventrikel Hoch: ≥ 2000
Schockimpedanz (Ω)	0 bis 200	Niedrig: ≤ 20 Hoch: ≥ 125
P-Wellen-Amplitude (mV)	0,1 bis 25,0	Niedrig: 0,5 Hoch: keine
R-Wellen- (RV-) Amplitude (mV)	0,1 bis 25,0	Niedrig: 3,0 Hoch: keine
R-Wellen- (LV-) Amplitude (mV)	0,1 bis 25,0	Niedrig: 3,0 Hoch: keine

Der Bildschirm „Übersicht - Elektrodenstatus“ liefert Einzelheiten zu den täglichen Messungen der jeweiligen Elektroden (Abbildung 5-3 auf Seite 5-10):

- Die Kurve zeigt die täglichen Messungen der letzten 52 Wochen.
- Verwenden Sie die Register am oberen Bildschirmrand, um die Daten für die einzelnen Elektroden aufzurufen. Wählen Sie die Registerkarte „Einstellungen“, um die spezifischen täglichen Elektrodenmessungen zu aktivieren bzw. zu deaktivieren oder die Werte für die untere Impedanzgrenze einzustellen.
- Jeder Datenpunkt stellt die täglichen Messungen an einem bestimmten Tag dar. Bewegen Sie den horizontalen Schieber über den entsprechenden Datenpunkt oder die entsprechende Lücke, um spezifische Ergebnisse für einen Tag anzusehen.
- Bei einer Messung außerhalb der Grenzwerte wird ein Punkt am entsprechenden Höchst- oder Minimalwert geplottet.
- Eine Lücke wird erzeugt, wenn das Gerät für den Tag keinen gültigen Messwert erhalten konnte.
- Die neuesten täglichen Messungen werden am unteren Bildschirmrand angegeben.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαλαιωμένη εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foreældet version. Undgå at bruge.
Versjon utgått. Skal ikke anvendes.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.



[1] Wählen Sie die gewünschte Elektrode mit Hilfe der Register aus [2] Ergebnisse für den gewählten Tag [3] Ergebnisse des letzten Tages [4] Anpassung der Y-Achse aufgrund der gemessenen Ergebnisse [5] Verwenden Sie den horizontalen Schieber, um die Ergebnisse für einen bestimmten Tag aufzurufen

Abbildung 5-3. Bildschirm „Übersicht - Elektrodenstatus“

Wenn das Gerät nicht in der Lage ist, einen oder mehrere Messwerte zum geplanten Zeitpunkt zu erhalten, werden in stündlichen Abständen bis zu drei neue Versuche unternommen. Durch erneute Versuche wird der Zeitplan der täglichen Messungen nicht geändert. Die tägliche Messung am folgenden Tag erfolgt 21 Stunden nach dem ersten Versuch.

Wenn nach dem ersten Versuch und den drei erneuten Versuchen kein gültiger Messwert aufgezeichnet wird bzw. kein Wert bis zum Ende eines 24-Stunden-Blocks aufgezeichnet wird, wird die Messung als „ungültige Daten“ oder „keine Daten gesammelt“ (N/R) registriert.

Da in sieben Tagen acht Messwerte aufgezeichnet werden, gibt es für einen Tag zwei Messungen. Wenn eine Messung gültig und die andere ungültig ist, wird der Messwert der gültigen Messung berichtet. Wenn beide Messungen gültig sind, wird der zweite Wert berichtet.

Wenn der Bildschirm „Überblick“ angibt, dass eine Elektrode überprüft werden sollte, auf den Abbildungen der intrinsischen Amplitude und der Impedanz aber keine Lücken oder Werte außerhalb der Grenzwerte zu sehen sind, wurde die Messung, die zu Werten außerhalb der Grenzwerte führte, im laufenden 24-Stunden-Zeitraum durchgeführt und noch nicht in den täglichen Messungen gespeichert.

Tabelle 5-2. Intrinsische Amplitude: Bedingungen der täglichen Messungen, Anzeige auf dem Programmiergerät und grafische Darstellung

Bedingung	Anzeige auf dem Programmiergerät	Graphische Darstellung
Amplitudenmessung innerhalb der Grenzwerte	Messwert	Geplotteter Punkt
Elektrodenkonfiguration auf „Aus“/„Keine“ programmiert	Keine Daten gesammelt	Lücke
Alle Ereignisse während der Testperiode sind stimuliert	Stimuliert	Lücke
Störung während der Testperiode detektiert	Störung	Lücke
Detektierte Ereignisse als VES definiert	VES	Lücke
Detektierte Ereignisse als SVES definiert	SVES	Lücke

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Versjon utgått. Bruk ikke.
Föråldrad version. Använd ej.
Version ej längre giltig. Ej att använda.
Version ej längre giltig. Ej att använda.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Νεκρή εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használható.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versiunea este depășită. Nu folosiți.
Versiyon kullanılmıyor.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle 5-2. Intrinsische Amplitude: Bedingungen der täglichen Messungen, Anzeige auf dem Programmiergerät und grafische Darstellung (Fortsetzung)

Bedingung	Anzeige auf dem Programmiergerät	Graphische Darstellung
Amplitudenmessung außerhalb der Grenzwerte	0,1, 0,2, ..., 0,5 mV (RA-Elektrode) mit Symbol „Achtung“ 0,1, 0,2, ..., 3,0 mV (ventrikuläre Elektrode) mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt
	< 0,1 mV mit „Achtung“-Symbol	Geplotteter Punkt am entsprechenden Minimalwert
	> 25 mV mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt am entsprechenden Höchstwert[a]

a. Wenn der gemessene Wert > 25 mV ist, wird ein „Achtung“-Symbol an der Kurve angezeigt, auch wenn kein Alarm auf den Übersichtsbildschirmen generiert wird.

Tabelle 5-3. Elektrodenimpedanz: Bedingungen der täglichen Messungen, Anzeige auf dem Programmiergerät und grafische Darstellung

Bedingung	Anzeige auf dem Programmiergerät	Graphische Darstellung
Amplitudenmessung innerhalb der Grenzwerte	Messwert	Geplotteter Punkt
Elektrodenkonfiguration auf „Aus“/„Keine“ programmiert	Ungültige Daten	Lücke
Störung während der Testperiode detektiert	Störung	Lücke
> 2.000 Ω mit Symbol „Achtung“ < 200 Ω mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt am entsprechenden Minimal- oder Höchstwert ODER an der Lücke[a]	
Impedanzmessungen außerhalb der Grenzwerte (Stimulationselektroden)	2.000 Ω mit Symbol „Achtung“ Gemessener Wert kleiner als oder gleich dem programmierten Minimalwert für den Alarmbereich der unteren Impedanzgrenze (200–500 Ω) mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt
	> 2.000 Ω mit Symbol „Achtung“ < 200 Ω mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt am entsprechenden Minimal- oder Höchstwert ODER an der Lücke[a]
Impedanzmessungen außerhalb der Grenzwerte (Schockelektrode)	200 Ω; Symbol „Achtung“ bei ≥ 125 Ω 0 Ω erzeugt; Symbol „Achtung“ bei ≤ 20 Ω erzeugt	Geplotteter Punkt
	> 200 Ω; Symbol „Achtung“ erzeugt	Geplotteter Punkt am entsprechenden Höchstwert[b]

a. Beim Auswählen dieser Punkte wird der numerische Wert nicht angezeigt, aber es wird angegeben, dass der Wert über dem oberen bzw. unter dem unteren Grenzwert liegt.
b. Beim Auswählen dieser Punkte wird der numerische Wert nicht angezeigt, aber es wird angegeben, dass der Wert über dem oberen Grenzwert liegt.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Version obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Föråldrad version. Får inte användas.
Versão obsoleta. Não usar.
Πλανά εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Foraeldet version. Må ikke anvendes.
Versão obsoleta. Não usar.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Unter folgenden Bedingungen wird nicht versucht, die intrinsische Amplitude und die Elektrodenimpedanz zu messen. Auf der Anzeige des Programmiergeräts wird „Keine Daten gesammelt“ oder „Ungültige Daten“ angezeigt, und auf der grafischen Darstellung befindet sich eine Lücke:

- Tachy-Episode läuft
- Die Tachy-Therapie ist aktiv
- Die Telemetrie ist aktiv
- Die Post-Therapie-Parameter sind wirksam
- Die Kapazität der Gerätebatterie ist erschöpft
- Eine LATITUDE-Abfrage läuft
- Aggregat ist im Elektrokauter-Schutzmodus

ELEKTRODENTESTS

Folgende Elektrodentests stehen zur Verfügung (Abbildung 5-4 auf Seite 5-12):

- Stimulationsimpedanz
- Schockimpedanz
- Intrinsische Amplitude
- Stimulationsreizschwelle

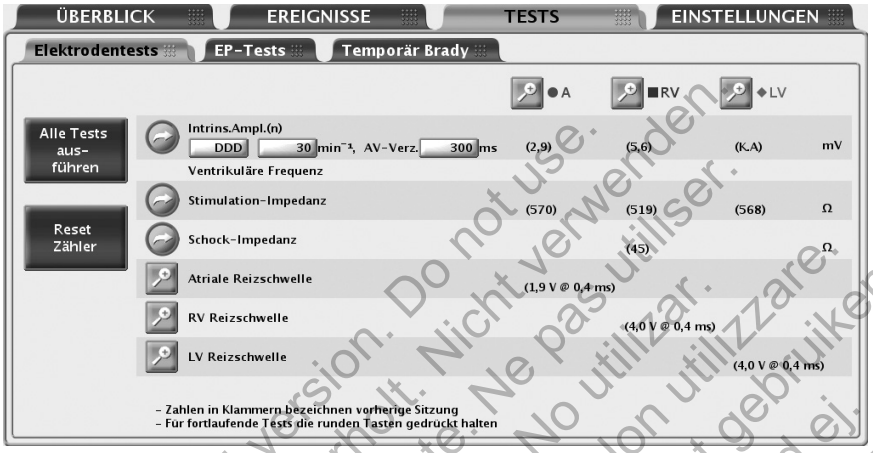


Abbildung 5-4. Bildschirm für Elektrodentests

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλαιός κώδικας. Μην τη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Updatert version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Auf Elektrodentests kann folgendermaßen zugegriffen werden:

1. Aus dem Hauptbildschirm die Registerkarte „Tests“ wählen.
2. Aus dem Testbildschirm die Registerkarte „Elektrodentests“ wählen.

Alle Elektrodentests können auf zwei verschiedene Weisen durchgeführt werden:

- Über den Bildschirm „Elektrodentests“ – hier können Sie die gleichen Elektrodentests in allen Kammern durchführen
- Durch Anwählen der Schaltfläche mit der gewünschten Kammer – hier können Sie alle Tests an derselben Elektrode durchführen

Test Intrinsische Amplitude

Der Test der intrinsischen Amplitude misst die intrinsischen P- und R-Wellen-Amplitude der jeweiligen Kammer.

Ein Test der intrinsischen Amplitude kann folgendermaßen aus dem Bildschirm „Elektrodentests“ durchgeführt werden:

1. Die folgenden vorgewählten Werte können nach Bedarf geändert werden, um die intrinsischen Signale in der/den gewünschten Kammer(n) zu testen:
   - Programmierter normaler Brady-Modus
   - LRL 30 min^{-1}
   - AV-Verzögerung 300 ms

2. Schaltfläche „Intrinsische Amplitude“ wählen. Während des Tests zeigt ein Fenster den Testfortschritt an. Wenn die Schaltfläche „Intrinsische Amplitude“ gewählt und gedrückt gehalten wird, werden die Messungen bis zu 10 Sekunden lang wiederholt, bis die Schaltfläche losgelassen wird. Wenn das Fenster sich schließt, kann der gleiche Test nochmals durchgeführt werden, indem die Schaltfläche „Intrinsische Amplitude“ nochmals gewählt wird. Um den Test zu beenden, Schaltfläche „Abbrechen“ wählen oder die Taste THERAPIE ABLEITEN auf dem PRM drücken.

3. Wenn der Test beendet ist, werden die intrinsischen Amplitudenwerte als aktuelle Messwerte angezeigt (nicht in Klammern). Wird der Test in derselben Sitzung wiederholt, werden die derzeitigen Werte mit den neuen Ergebnissen aktualisiert. Bitte beachten Sie, dass die Messwerte der letzten Sitzung (in Klammern angezeigt) aus der letzten Sitzung stammen, in der dieser Test durchgeführt wurde.

HINWEIS: *Die Testergebnisse der letzten Messung werden im Aggregat gespeichert. Sie werden bei der ersten Abfrage auf dem Bildschirm „Elektrodentests“ angezeigt. Die Messergebnisse erscheinen auch im Bericht Quick Notes.*

Elektrodenimpedanztest

Ein Elektrodenimpedanztest kann als relatives Maß für die Integrität der Elektroden über die Zeit herangezogen werden.

Falls die Elektrodenintegrität infrage steht, sollte der Zustand des Elektrodensystems mithilfe von Standardtests zur Funktionskontrolle von Elektroden überprüft werden.

Dazu zählen unter anderem folgende Tests:

- Elektrogrammanalyse mit Manipulationen an der Aggregattasche und/oder isometrische Übungen
- Prüfung von Röntgen- oder Durchleuchtungsaufnahmen
- Zusätzliche Schocks mit maximaler Energie
- Programmierung des Schockelektrodenvektors
- Wireless EKG
- Invasive Sichtprüfungen

Ein Schockelektroden-Impedanztest ist ein nützliches Hilfsmittel zur Überprüfung der Änderungen der Integrität der Schockelektroden über die Zeit. Die Auswertung dieser Informationen zusammen mit der Impedanz beim letzten abgegebenen Schock (wird auf dem Bildschirm „Batterie-Details“ angezeigt) oder der Impedanz eines nachfolgenden Schocks mit hoher Energie und andere nicht invasive Diagnostiktechniken helfen bei der Suche nach potenziellen Problemen mit Elektroden.

Wenn kein gültiges Messergebnis erzielt werden kann, wird als Testergebnis STÖRUNG angegeben (wahrscheinlich aufgrund von EMI).

Elektrodenversagen aufgrund eines Kurzschlusses oder einer Leitungsunterbrechung wird als 0 Ω bzw. > 200 Ω angegeben.

HINWEIS: *Der Schock-Impedanztest kann zu etwas höheren Werten führen als die Messungen der Impedanz beim abgegebenen Schock.*

Outdated version. Do not be used. Version überholt. Nicht verwenden. Versión obsoleta. No debe utilizarse. Versione obsoleta. Non utilizzare. Versão obsoleta. Não utilizar. Versiune obsoletă. Nu utilizați. Föråldrad version. Använd ej. Τελευταία φορά κάθε χρήστη. Τελευταία φορά κάθε χρήστη. Versão obsoleta. Não utilize. Zastaraná verze. Nepoužívat. Ultdateret version. Skal ikke bruges. Zastarana verzija. Nepoužívať. Elavult verzió. Nem használja! Wersja nieaktualna. Nie używać.

Für Impedanztests mit niedriger wie auch mit hoher Energie gibt es folgende klinische Einschränkungen:

- Ein Impedanztest der Schockelektrode mit hoher oder maximaler Energie deckt nicht alle Formen von offenen Elektrodenverbindungen auf. Die Impedanz einer Schockelektrode, die während eines befohlenen Schocks mit Maximalenergie gemessen wird, kann normal erscheinen, wenn bestimmte Arten von offenen Elektrodenverbindungen vorliegen (z. B. Elektrodenbruch oder lockere Befestigungsschraube), da die abgegebene Energie kleine Zwischenräume überspringen oder überbrücken kann. Ein befohlener Impedanztest mit niedriger Energie ist daher ein robusteres Mittel zur Identifizierung/Verifizierung einer potentiellen Leitungsunterbrechung an der Elektrode.

- Ein Impedanztest mit niedriger Energie deckt nicht alle Formen von Kurzschlüssen auf. Ein Impedanztest mit niedriger Energie kann normal erscheinen, wenn bestimmte Kurzschlusssituationen vorliegen (z. B. abgeriebene Isolation des Elektrodenkörpers oder Quetschung zwischen dem Schlüsselbein und der ersten Rippe), da die abgegebene Energie nicht ausreicht, um kleine Zwischenräume zwischen den bloßgelegten Leitern zu überspringen oder zu überbrücken. Ein Schock mit maximaler Energie ist daher ein robusteres Mittel zur Identifizierung und Verifizierung eines potentiellen Kurzschlusses der Schockelektrode.

Stimulations- und Schockelektroden-Impedanztests können folgendermaßen vom Bildschirm „Elektrodentests“ aus durchgeführt werden:

1. Wählen Sie die Schaltfläche für den gewünschten Elektrodenimpedanztest. Wenn eine Schaltfläche gewählt und gedrückt gehalten wird, werden die Messungen bis zu 10 Sekunden lang wiederholt, oder bis die Schaltfläche losgelassen wird.

2. Während des Tests wird in einem Fenster der Fortschritt des Tests dargestellt. Wenn das Fenster sich schließt, können Sie den gleichen Test durch erneutes Wählen der Schaltfläche für den gewünschten Elektrodenimpedanztest wiederholen. Der Test kann durch Wählen der Schaltfläche „Abbrechen“ oder durch Drücken der PRM-Taste THERAPIE ABLEITEN abgebrochen werden.

3. Wenn der Test beendet ist, werden die Impedanzwerte als aktuelle Messwerte angezeigt (nicht in Klammern). Wird der Test in derselben Sitzung wiederholt, werden die derzeitigen Werte mit den neuen Ergebnissen aktualisiert. Bitte beachten Sie, dass die Messwerte der letzten Sitzung (in Klammern angezeigt) aus der letzten Sitzung stammen, in der dieser Test durchgeführt wurde.

4. Falls Sie als Testergebnis STÖRUNG erhalten, ziehen Sie die folgenden Möglichkeiten zur Abschwächung der Störungen in Betracht:

   - Test wiederholen
   - Telemetrie-Modi umschalten
   - Andere Quellen elektrischer Störungen entfernen

HINWEIS: *Die Testergebnisse der letzten Messung werden im Aggregat gespeichert. Sie werden bei der ersten Abfrage auf dem Bildschirm „Elektrodentests“ angezeigt. Die Messergebnisse erscheinen auch im Bericht „Quick Notes“.*

Reizschwellentest

Der Stimulationsreizschwellentest bestimmt die Mindeststimulationsenergie, die für eine effektive Stimulation in einer bestimmten Kammer notwendig ist.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No usar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πωλημένη εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Bruges ikke.
Zastarlá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Ventrikuläre und atriale Reizschwellentests werden manuell durchgeführt. Dazu die Option „Amplitude“ im Bildschirm „Stimulationsreizschwellen-Details“ wählen.

Ventrikuläre und atriale Impulsdauertests werden manuell durchgeführt. Dazu die Option „Impulsdauer“ im Bildschirm „Stimulationsreizschwellen-Details“ wählen.

Manueller Stimulationsreizschwellentest

Auf den Reizschwellen beruhend wird für jede Herzkammer ein Mindestsicherheitsbereich von Faktor 2 für die Spannung und von Faktor 3 für die Impulsdauer empfohlen, der eine ausreichende Sicherheit bietet und die Batterie schont. Der Test beginnt mit einem vorgegebenen Anfangswert (Amplitude oder Impulsdauer), der im Verlauf des Tests schrittweise reduziert wird. Das PRM piept bei jeder Abnahme. Die beim Reizschwellentest benutzten Werte sind programmierbar. Die Parameter sind nur während des Tests in Kraft.

HINWEIS: *Die Startwerte für Amplitude und Impulsdauer werden automatisch berechnet. Das Aggregat nimmt die gespeicherten Ergebnisse früherer Stimulationsreizschwellentests (für die getesteten Parameter) und setzt die Parameter drei Schritte über den früheren Reizschwellenmessungen an. Für die untere Grenzfrequenz ist ein Wert von 90 min^{-1} vorgewählt. Für den Modus DDD wird die untere Grenzfrequenz des Weiteren auf 10 min^{-1} unter der maximalen Trackingfrequenz beschränkt.*

HINWEIS: *Wenn der DDD-Modus gewählt wird, führt die Auswahl des atrialen oder ventrikulären Tests dazu, dass die Stimulationsenergie nur in der gewählten Kammer verringert wird.*

VORSICHT: Während des LV-Reizschwellentests steht keine RV-Backup-Stimulation zur Verfügung.

HINWEIS: *Bei Auswahl eines ventrikulären Tests wird die abgegebene Stimulationsenergie nur in der gewählten ventrikulären Kammer verringert. Die andere ventrikuläre Kammer wird nicht stimuliert.*

Nachdem der Test gestartet wurde, arbeitet das Aggregat mit den programmierten Brady-Parametern. Unter Verwendung der programmierten Anzahl von Zyklen je Schritt verringert das System dann schrittweise den Parameter des gewählten Testtyps (Amplitude oder Impulsdauer), bis der Test abgeschlossen ist. Echtzeit-Elektrogramme und annotierte Ereignismarker, inklusive Angabe der Testwerte, sind während des Reizschwellentests weiterhin verfügbar. Die Anzeige wird automatisch aktualisiert, um die Kammer anzuzeigen, die gerade getestet wird.

Während des Reizschwellentests zeigt das Programmiergerät die Testparameter in einem Fenster an. Um den Test zu unterbrechen oder manuelle Einstellungen vorzunehmen, die Schaltfläche „Halt“ in diesem Fenster wählen. Die Schaltfläche „+“ oder „–“ wählen, um den getesteten Wert manuell zu erhöhen oder zu reduzieren. Um den Test fortzusetzen, die Schaltfläche „Weiter“ wählen.

Der Reizschwellentest ist beendet und alle Parameter sind wieder auf die üblichen programmierte Werte zurückgekehrt, wenn eine der folgenden Situationen eintritt:

- Der Test wird über einen Befehl vom PRM beendet (z. B. durch Drücken der Schaltfläche „Ende Test“ oder der Taste THERAPIE ABLEITEN).
- Die niedrigste verfügbare Einstellung für Amplitude oder Impulsdauer wird erreicht, und die programmierte Anzahl von Zyklen ist abgeschlossen.
- Die Telemetrieverbindung ist unterbrochen.

Outdated version. Do not use. Version überholt. Nicht verwenden. Version obsolète. Ne pas utiliser. Versione obsoleta. Non utilizzare. Verouderde versie. Niet gebruiken. Föråldrad version. Använd ej. Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε. Versão obsoleta. Não utilize. Forældet version. Må ikke anvendes. Zastaralá verze. Nepoužívat. Utdatert versjon. Skal ikke brukes. Zastaraná verzia. Nepoužívať. Elavult verzió. Ne használja! Wersja nieaktualna. Nie używać.

Ein Stimulationsreizschwellentest kann folgendermaßen vom Bildschirm „Elektrodentests“ aus durchgeführt werden:

1. Zu testende Kammer auswählen.

2. Schaltfläche „Stimulations-Reizschwellentest“ wählen.

3. Testart auswählen.

4. Die folgenden Parameterwerte, die für eine Stimulation in der/den zu testenden Kammer(n) erforderlich sind, wunschgemäß ändern:

   - Modus
   - LRL
   - AV-Verzögerung bei Stimulation
   - Stimulationselektrodenkonfiguration (nur für LV-Reizschwellentest programmierbar)
   - Amplitude
   - Impulsdauer
   - Zyklen/Schritt
   - LVPP (nur für LV-Reizschwellentest programmierbar)

   Im DDD-Modus wird die normale Brady MTR verwendet.

HINWEIS: *Eine lange LVPP kann die linksventrikuläre Stimulation bei höheren Stimulationsfrequenzen inhibieren. Im Fenster „Reizschwellentest“ kann die LVPP temporär programmiert werden (z. B. auf eine kürzere LVPP oder auf „Aus“).*

5. Beobachten Sie die EKG-Anzeige und stoppen Sie den Test durch Drücken der Schaltfläche „Ende Test“ oder der Taste THERAPIE ABLEITEN, wenn Sie einen Verlust der effektiven Stimulation feststellen. Wenn der Test weiterläuft, bis die programmierte Anzahl von Zyklen mit der niedrigsten Einstellung erreicht wurde, wird der Test automatisch beendet. Der letzte Reizschwellentestwert wird angezeigt (der Wert liegt einen Schritt über dem Wert, bei dem der Test beendet wurde).

HINWEIS: *Das Ergebnis des Reizschwellentests kann bearbeitet werden. Wählen Sie die Schaltfläche „Heutige Testergebnisse bearbeiten“ im Bildschirm „Reizschwellentest“*

6. Wenn der Test beendet ist, werden die Reizschwellenwerte als aktuelle Messwerte angezeigt (nicht in Klammern). Wird der Test in derselben Sitzung wiederholt, werden die derzeitigen Werte mit den neuen Ergebnissen aktualisiert. Bitte beachten Sie, dass die Messwerte der letzten Sitzung (in Klammern angezeigt) aus der letzten Sitzung stammen, in der dieser Test durchgeführt wurde.

7. Um einen weiteren Test durchzuführen, ändern Sie die Testparameterwerte, falls gewünscht, und beginnen Sie dann wieder von vorn. Die Ergebnisse des neuen Tests werden angezeigt.

HINWEIS: *Die Testergebnisse der letzten Messung werden im Aggregat gespeichert. Sie werden bei der ersten Abfrage in den Bildschirmen „Elektrodentests“, und „Elektrodenstatus“ angezeigt. Die Messergebnisse erscheinen auch im Bericht „Quick Notes“.*

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht gebrauchen.
Föråldrad version. Ej att använda.
Πλαιός κώδικας. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Anvend ikke.
Versja przestarzała. Nie używać.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarała wersja. Nie używać.

PATIENTENDIAGNOSTIK UND NACHSORGE

KAPITEL 6

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- "Therapiespeicher" auf Seite 6-2
- "Arrhythmie-Logbuch" auf Seite 6-2
- "Histogramme" auf Seite 6-8
- "Zähler" auf Seite 6-8
- "Herzfrequenzvariabilität (HRV)" auf Seite 6-10
- "Trends" auf Seite 6-13
- "Post-Implantationseigenschaften" auf Seite 6-18

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

THERAPIESPEICHER

Das Aggregat zeichnet automatisch Daten auf, die hilfreich bei der Beurteilung des Gesundheitszustands des Patienten und der Effizienz der Aggregatprogrammierung sind.

Die Daten aus dem Therapiespeicher können in unterschiedlicher Detailtreue mithilfe des PRM dargestellt werden:

- Arrhythmie-Logbuch – enthält Einzelheiten zu jeder detektierten Episode ("Arrhythmie-Logbuch" auf Seite 6-2)
- Histogramme und Zähler – zeigen die Gesamtzahl und den Prozentsatz der stimulierten und detektierten Ereignisse in einem bestimmten Aufzeichnungszeitraum an ("Histogramme" auf Seite 6-8 und "Zähler" auf Seite 6-8)
- Herzfrequenzvariabilität (HRV) – misst die Veränderungen der intrinsischen Herzfrequenz eines Patienten, die über einen Zeitraum von 24 Stunden aufgetreten sind ("Herzfrequenzvariabilität (HRV)" auf Seite 6-10)
- Trends – liefern eine grafische Ansicht bestimmter Patienten-, Aggregat- und Elektrodendaten ("Trends" auf Seite 6-13)

HINWEIS: *Das Dialogfenster „Überblick“ und die Registerkarte „Überblick“ zeigen eine nach Wichtigkeit eingestufte Liste der Ereignisse an, die seit dem letzten Reset aufgetreten sind. Diese Liste enthält nur VF- und VT/VT-1- sowie ATR-Episoden (falls sie länger als 48 Stunden angedauert haben).*

ARRHYTHMIE-LOGBUCH

Das „Arrhythmie-Logbuch“ enthält folgende Einzelheiten zu allen Typen von Episoden (Abbildung 6-1 auf Seite 6-3):

- Nummer, Datum und Uhrzeit des Ereignisses
- Art des Ereignisses mit Tachyarrhythmiezone
- Zusammenfassung der abgegebenen oder versuchten Therapie (wenn vorhanden)
- Dauer des Ereignisses (wenn vorhanden)
- Elektrogramme mit annotierten Markern
- Intervalle

HINWEIS: *Die Daten umfassen Informationen von allen aktiven Elektroden. Das Aggregat komprimiert die gespeicherten Daten und kann maximal 17 Minuten Elektrogrammdaten (13 Minuten, wenn „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ aktiviert ist) speichern. Der tatsächlich gespeicherte Zeitraum variiert jedoch je nach komprimiertem Datentyp (z. B. Störungen im EGM oder eine VF-Episode).*

Outdated version. Do not use.
Version über. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versjonen er utdatert. Ikke bruk.
Föråldrad version. Använd ej.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Πεκδοσή σκοπού. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

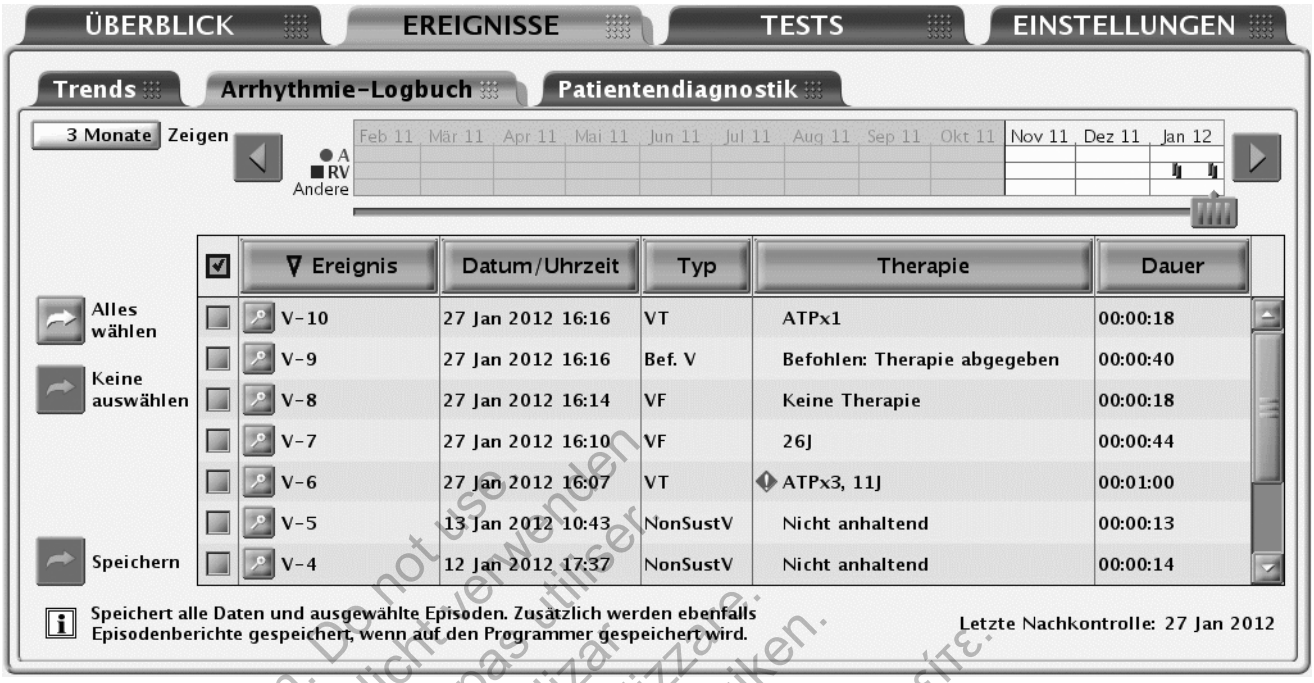


Abbildung 6-1. Bildschirm Arrhythmie-Logbuch

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πλήρης εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versjon utgått. Skal ikke brukes.
Versiosta poistettu. Ei käytössä.
Zastarałe wersja. Nie używać.
Elavult verzió. Nem használja!
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Versiune depășită. Nu folosiți.
Versiunea este depășită. Nu folosiți.
Versión obsoleta. No utilizar.

Die Priorität sowie die Höchst- und Mindestanzahl der Episoden, die das Aggregat unter normalen Bedingungen speichert, variiert je nach Episodenart (Tabelle 6-1 auf Seite 6-4). Solange der für Episodendaten vorgesehene Gerätespeicher nicht voll ist, speichert das Aggregat alle Episoden, bis die für jede Episodenart erlaubte Höchstanzahl erreicht ist. Die Mindestanzahl von Episoden pro Episodenart sorgt dafür, dass alle Episodenarten vertreten sind, denn sie verhindert, dass einige wenige Episoden mit niedriger Priorität durch Episoden mit hoher Priorität überschrieben werden, wenn der Gerätespeicher voll ist.

Wenn der Gerätespeicher voll ist, versucht das Aggregat, die gespeicherten Episoden nach Wichtigkeit zu sortieren und überschreibt sie nach folgenden Regeln:

1. Wenn der Gerätespeicher voll ist und Episoden vorhanden sind, die älter als 18 Monate sind, werden die ältesten Episoden der geringsten Priorität aus diesen Episodenarten gelöscht (unabhängig davon, ob die Mindestanzahl an Episoden gespeichert wurde).

2. Wenn der Gerätespeicher voll ist und Episodenarten vorhanden sind, von denen mehr Episoden als die Mindestanzahl gespeichert sind, werden die ältesten Episoden mit der geringsten Priorität aus diesen Episodenarten gelöscht. Wenn die gespeicherten Episoden von niedriger Priorität noch nicht die Mindestanzahl erreicht haben, werden sie nicht gelöscht.

3. Wenn der Gerätespeicher voll ist und keine Episodenarten vorhanden sind, von denen mehr Episoden als die Mindestanzahl gespeichert sind, werden die ältesten Episoden mit der geringsten Priorität aller Episodenarten gelöscht.

4. Wenn für eine Episodenart die Höchstanzahl erreicht ist, wird die älteste Episode dieser Art gelöscht.

- Für nichtbefohlene Episoden wird die Episodenart für VT-1-, VT- und VF-Episoden entsprechend der Zonendauer bestimmt, die zuerst abläuft. Läuft während einer Episode keine Zonendauer ab, wird sie der Episodenart „nicht anhaltend“ zugeordnet.

- Eine laufende Episode hat die höchste Priorität, bis ihr Typ bestimmt werden kann.

HINWEIS: *Sobald die Episodendaten gespeichert sind, können sie jederzeit ohne Aggregatabfrage eingesehen werden.*

Tabelle 6-1. Episodenpräferenz

Episodenart	Priorität	Höchstanzahl gespeicherter Episoden	Mindestanzahl gespeicherter Episoden mit detaillierten Berichten	Höchstanzahl gespeicherter Episoden mit detaillierten Berichten
VF/VT/VT-1 mit Schockfunktion[a]	1	50	5	30
PTM (Vom Patienten ausgelöste Überwachung)	1	5	1	1
VF/VT/VT-1 mit ATP[b]	2	30	2	15
VF/VT/VT-1 ohne Therapie (Dauer erfüllt)[c]	3	20	1	10
Bef.V (Befohlene V)	4	2	0	2
NonSustV (nicht anhaltend) (Dauer nicht erfüllt)	4	10	0	2
ATR	4	10	1	3
PMT	4	5	1	3
APM RT[d]	4	1	1	1

a. Kann auch ATP-Therapie umfassen.
b. ATP ohne Schock-Therapie
c. Keine Therapie als „Dauer erfüllt“ definiert bei: einer Inhibieren-Entscheidung, einer Detektion in der „Nur Überwachung“-Zone, dem letzten detektierten Intervall außerhalb der Zone oder einer erneuten Ableiten-Bestätigung.
d. APM RT- (Advanced Patient Management real time) Ereignisse zeigen EGMs, die während einer Abfrage mit dem LATITUDE Communicator vom Aggregat aufgezeichnet und gespeichert wurden.

Gehen Sie folgendermaßen vor, um die Daten des Arrhythmie-Logbuchs anzuzeigen:

1. Im Register „Ereignisse“ „Arrhythmie-Logbuch“ wählen. Das Aggregat wird automatisch abgefragt und die aktuellen Daten werden angezeigt. Gespeicherte Patientendaten können ebenfalls angezeigt werden ("Datenspeicherung" auf Seite 1-17).

2. Während des Abrufens von Daten zeigt das Programmiergerät ein Fenster an, das das Fortschreiten der Abfrage anzeigt. Es werden keine neuen Daten angezeigt, wenn die Taste „Abbrechen“ gewählt wird, bevor alle gespeicherten Daten abgerufen wurden.

3. Der Datumsbereich für die Ereignisse, die in der Tabelle angezeigt werden sollen, wird mit dem Schieber oder der Schaltfläche „Zeigen“ gesteuert.

4. Schaltfläche „Details“ eines Ereignisses in der Tabelle auswählen, um die Ereignisdetails anzuzeigen. Ereignisdetails sind verfügbar, wenn die Schaltfläche „Details“ angezeigt wird. Sie helfen bei der Bewertung der einzelnen Episoden. Es wird der Bildschirm „Gespeichertes Ereignis“ eingeblendet, auf dem Sie zwischen folgenden Registerkarten wählen können, um mehr Informationen zu dem Ereignis zu erhalten:

   - Überblick Ereignisse
   - EGM
   - Intervalle

5. Wenn Sie eine Spaltenüberschrift anklicken, werden die Ereignisse nach dieser Spalte sortiert. Um die Reihenfolge umzukehren, die Spaltenüberschrift erneut wählen.

6. Um bestimmte Ereignisse zu speichern, das gewünschte Ereignis auswählen und die Schaltfläche „Speichern“ anklicken. Um bestimmte Ereignisse zu drucken, das gewünschte

Ereignis auswählen und „Berichte“ aus der Werkzeugleiste wählen. Den gewünschten Episodenbericht auswählen und Schaltfläche „Drucken“ auswählen.

HINWEIS: *Eine laufende Episode wird nicht abgespeichert. Eine Episode wird erst dann von der Anwendung gespeichert, wenn sie beendet ist.*

Schaltfläche „Details“ neben der gewünschten Episode auf dem Bildschirm „Arrhythmie-Logbuch“ auswählen, um die Episodendetails anzuzeigen. Es wird der Bildschirm „Gespeichertes Ereignis“ eingeblendet, auf dem Sie zwischen den Registerkarten „Übersicht“, „EGM“ und „Intervalle“ wählen können.

Überblick Ereignisse

Der Bildschirm „Überblick Ereignisse“ zeigt zusätzliche Einzelheiten über die Episode, die im „Arrhythmie-Logbuch“ ausgewählt wurde.

Der Überblick umfasst Folgendes:

- Episodennummer, Datum, Uhrzeit, Art (z. B. VF, VT, VT-1, spontan/induziert oder PTM)
- Atriale und ventrikuläre Durchschnittsfrequenzen
- Art der abgegebenen Therapie
- Für ATP-Therapie: Zeitpunkt der Therapieabgabe und Anzahl der Bursts
- Für die Schocktherapie: Anfangszeitpunkt des Ladevorgangs, Ladezeit, Impedanz und Energie
- Dauer
- Atriale Frequenz bei Beginn der PMT (nur PMT-Ereignisse)

Gespeicherte Elektrogramme mit annotierten Markern

Das Aggregat kann Elektrogramme mit Annotationen speichern, die über folgende Elektroden vor Episoden-Onset (ungefähr, wenn die Dauer erfüllt ist) sowie etwa nach Therapiestart und -ende aufgenommen werden:

- Defibrillationselektrode
- RV-Stimulations-/Detektionselektrode
- LV-Stimulations-/Detektionselektrode

  HINWEIS: *LV-Elektrogramme werden nur für PTM- und APM RT-Episoden gespeichert. LV-Marker werden unabhängig von der Episodenart stets gespeichert, wenn sie verfügbar sind.*
- Atriale Stimulations-/Detektionselektrode

Welche annotierten Elektrogramme im Einzelnen gespeichert werden, hängt von der Episodenart ab. In diesem Abschnitt bezieht EGM sich sowohl auf Elektrogramme als auch die dazugehörigen annotierten Marker. Die Kapazität des EGM-Speichers variiert je nach Qualität des EGM-Signals und der Herzfrequenz. Die Gesamtmenge der gespeicherten EGM-Daten für eine Episode kann begrenzt sein; EGMs aus der Mitte der Episode werden gelöscht, wenn eine Episode länger als 4 Minuten dauert.

Wenn der Speicherplatz für EGM voll ist, überschreibt das Aggregat ältere EGM-Datensegmente, um neuere EGM-Daten speichern zu können. Das EGM wird in Segmenten aufgenommen, die aus dem Episoden-Onset, Versuch und Ende der EGM-Speicherung bestehen. Jedes

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλαστή εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versie. Niet gebruiken.
Forældet version. Anvendes.
Foreldet versjon. Bruk ikke.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Versja nieaktualna. Nie używać.

Datensegment wird sichtbar, wenn die linke Messmarke sich in dem entsprechenden Bereich befindet.

Folgende Informationen werden gespeichert:

- Onset speichert bis zu 25 Sekunden der Daten vor Ablauf der Dauer
- Neubestätigung speichert bis zu 20 Sekunden der Daten vor der Therapieabgabe
- Die Therapiedaten werden angezeigt. Bei einer ATP-Therapie werden maximal 4 Bursts gespeichert; für jeden Burst werden bis zu 20 Sekunden Daten gespeichert
- Post-Therapie oder abgeleitete Therapie speichern Daten bis zu 10 Sekunden

Episoden-Onset bezieht sich auf den Zeitraum im EGM (gemessen in Sekunden), der vor dem ersten Versuch liegt.

Der Episoden-Onset umfasst folgende Informationen:

- Art des Ereignisses
- Durchschnittliche RA-Frequenz bei Beginn des Ereignisses
- Durchschnittliche RV-Frequenz bei Beginn des Ereignisses
- Programmierung von Detektionsverbesserungs-Typen („Nur Frequenz“, „Rhythm ID“ oder „Onset/Stabilität“)
- Zeitstempel für die Erstellung eines Rhythm ID-Referenzmusters
- RhythmMatch-Schwelle (wie programmiert)
- Gemessener RhythmMatch-Wert (Wenn ein Referenzmuster erstellt wurde, hat das Ereignis keine Versuche, und das Aggregat inhibierte die Therapie)

Die Informationen zum Versuch können als Versuch oder „laufend“ angezeigt werden, wenn ein Versuch noch läuft. Der Versuch umfasst folgende Informationen:

- Detektionsinformation:
  - Durchschnittliche RA-Frequenz bei Start des Versuchs
  - Durchschnittliche RV-Frequenz bei Start des Versuchs
  - Frequenzzone
- Messwerte der Detektionsverbesserungen
- Informationen zum Therapieversuch:
  - Versuch Nummer
  - Art (abgebrochen, befohlen oder inhibiert)
  - Anzahl der Bursts (ATP-Versuch)
  - Ladezeit (Schockversuch)
  - Elektrodenimpedanz (Schockversuch)
  - Elektrodenpolarität (Schockversuch)
  - Schock fehlerhaft (Schockversuch)
  - Grund für keine Therapie

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Die Aufzeichnung nach Ende des EGM startet nach der Therapieabgabe und speichert bis zu 10 Sekunden des EGM (Abbildung 6-2 auf Seite 6-7).

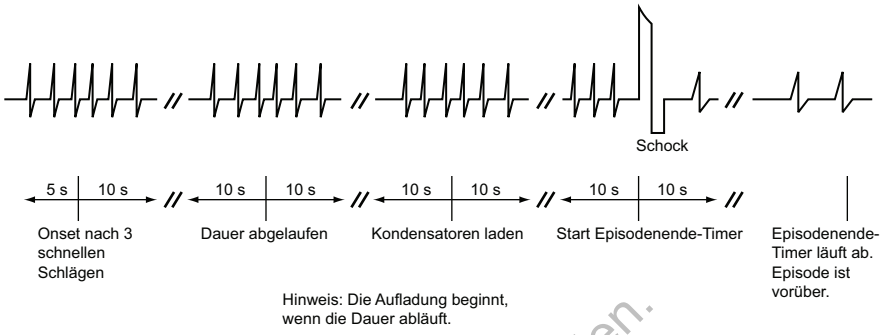


Abbildung 6-2. Verhältnis zwischen EGM-Speicherung und Oberflächen-EKG-Schreiber für ventrikuläre Tachy-Episoden

HINWEIS: *Siehe "Verwendung atrialer Informationen" auf Seite 2-5 für weitere Informationen über die Aggregatperformance, wenn die atriale Elektrode auf „Aus“ programmiert ist.*

Um die EGM-Daten einzusehen, die Schaltfläche „Details“ der gewünschten Episode auf dem Bildschirm „Arrhythmie-Logbuch“ wählen.

Folgendermaßen vorgehen, um bestimmte Details der Episode anzusehen:

1. Registerkarte „EGM“ wählen.

   - EGM-Streifen der entsprechenden Quellen werden angezeigt. Jeder Streifen enthält die während der Episode aufgezeichneten EGM mit den dazugehörigen annotierten Markern. Blaue vertikale Balken zeigen die Segmentgrenzen an (Onset, Versuch, Ende).

     HINWEIS: *Die Markerdefinitionen können im Bericht „Erklärung der Marker“ eingesehen werden, der über die Schaltfläche „Berichte“ auf dem PRM aufgerufen wird.*

   - Verwenden Sie den Schieber unter dem oberen Anzeigefenster, um verschiedene Abschnitte des gespeicherten EGMs anzusehen.

   - Die Lesbarkeit der EGM-Kurven kann durch die individuelle Anpassung der EGM-Amplituden verbessert werden. Die Steuerungen für die Anpassung und die Werte für die Amplitudenverstärkung befinden sich rechts von der angezeigten Kurve.

   - Die Messmarken können an der Kurve entlang verschoben werden und geben das Zeitintervall zwischen den Messmarken an.

   - Wenn die linke Messmarke bewegt wird, wird die Spannungsamplitude für jedes gespeicherte EGM an der Position der Messmarke am linken Rand der Kurve anzeigt. Es wird immer der korrekte Wert für die EGM-Spannungsamplitude angezeigt, unabhängig von der Amplitudenverstärkung.

   - Die Schaltfläche für Geschwindigkeit ändert die Ableitungsgeschwindigkeit in Millimeter/Sekunde.

2. Die Schaltfläche „Voriges Ereignis“ oder „Nächstes Ereignis“ wählen, um den Streifen eines anderen Ereignisses anzuzeigen.

3. Um den Bericht der gesamten Episode zu drucken, Schaltfläche „Ereignis drucken“ wählen. Um den Bericht der gesamten Episode zu speichern, Schaltfläche „Speichern“ wählen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiyon eski. Kullanmayınız.
Τελευταία εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Verzeo obsoleto. Ne uporabljati.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdaterat version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használható.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versiune veche. Nu folosiți.
Versiyon eski. Kullanmayınız.
Versja nieaktualna. Nie używać.

Intervalle

Das Aggregat speichert Ereignismarker und entsprechende Zeitmarken. Das PRM leitet die Ereignisintervalle aus Ereignismarkern und Zeitmarken ab.

Folgendermaßen vorgehen, um Episodenintervalle anzusehen:

1. Im Bildschirm „Gespeicherte Ereignisse“ die Registerkarte „Intervalle“ wählen. Wenn nicht alle Episodendaten im Fenster sichtbar sind, verwenden Sie die Laufleiste, um weitere Daten einzusehen.

2. Die Schaltfläche „Voriges Ereignis“ oder „Nächstes Ereignis“ wählen, um ein älteres oder neueres Ereignis einzeln anzuzeigen.

3. Schaltfläche „Ereignis drucken“ wählen, um den gesamten Episodenbericht zu drucken.

4. Schaltfläche „Speichern“ wählen, um den Bericht der gesamten Episode zu speichern.

HISTOGRAMME

Mit der Funktion „Histogramme“ können Daten aus dem Aggregat abgerufen und grafisch angezeigt werden. Zu diesen Daten gehören die Gesamtzahl und die prozentualen Anteile stimulierter und detektierter Ereignisse für die Kammer.

Histogrammdaten liefern folgende klinische Informationen:

- Verteilung der Herzfrequenzen des Patienten
- Wie das Verhältnis von stimulierten zu detektierten Schlägen nach Frequenz variiert
- Wie er Ventrikel auf stimulierte und detektierte atriale Schläge über die Frequenzen hinweg reagiert

Histogramme können verwendet werden, um die Häufigkeit der CRT-Stimulation zu bestimmen, wenn sie mit den Daten über verifizierte biventrikuläre Stimulation zusammengeführt werden. Der prozentuale Anteil der abgegebenen biventrikulären Stimulation kann durch die Analyse der prozentualen Anteile stimulierter und detektierter Ereignisse ermittelt werden.

Folgendermaßen vorgehen, um den Histogramm-Bildschirm zu öffnen:

1. Aus dem Bildschirm „Ereignis“ die Registerkarte „Patientendiagnostik“ wählen.

2. Im Diagramm werden zunächst die stimulierten und detektierten Daten seit dem letzten Löschen der Zähler dargestellt.

3. Schaltfläche „Details“ wählen, um die Datentyp und Zeitraum anzuzeigen.

4. Schaltfläche „Frequenzzählungen“ im Bildschirm „Details“ wählen, um die Frequenzzählungen pro Kammer einzusehen.

Alle Histogramme und Zähler können mit der Schaltfläche „Reset“ auf jedem Detail-Bildschirm der Patientendiagnostik zurückgesetzt werden.

ZÄHLER

Folgende Zähler werden vom Aggregat aufgezeichnet und im Bildschirm „Patientendiagnostik“ angezeigt:

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet versjon. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Ventrikuläre Tachykardie
- Brady/CRT

Ventrikuläre Tachy-Zähler

Informationen über ventrikuläre Tachy-Zähler können über die Schaltfläche „Details" der ventrikulären Tachy-Zähler aufgerufen werden. Dieser Bildschirm zeigt sowohl ventrikuläre Tachy-Episoden- als auch Therapie-Zähler an. Für jeden Zähler werden die Anzahl der Ereignisse seit dem letzten Reset und die Gesamtanzahl der Ereignisse angezeigt. Ventrikuläre Tachy-Episodenzähler umfassen folgende Daten:

- Episoden gesamt
- Behandelt – VF, VT, VT-1 und Befohlen
- Nicht behandelt – Keine Therapie programmiert, nicht anhaltend und andere nicht behandelte Episoden

Ventrikuläre Tachy-Therapiezähler umfassen ventrikuläre Schock- und ATP-Therapieversuche. Sie liefern nützliche Informationen über die Effizienz des Therapieplans eines Patienten. Die Zähler umfassen folgende Informationen:

- Abgegebene ATP
- ATP % erfolgreich – der Anteil an Arrhythmien, die konvertiert werden und deren Episode ohne Abgabe eines programmierten Schock endet
- Abgegebene Schocks
- Erster Schock % erfolgreich – der Anteil an Arrhythmien, die konvertiert werden und deren Episode ohne Abgabe eines zweiten programmierten Schock endet
- Abgeleitete Schocks

Die ventrikulären ATP-Zähler werden bei Beginn der Abgabe des ersten Bursts eines ATP-Schemas erhöht. Nachfolgende ATP Bursts in demselben Schema werden in derselben Episode nicht einzeln gezählt.

Ein ATP-Schema wird nur als abgeleitet gezählt, wenn die Ableitung vor Abgabe des ersten Bursts erfolgreich war.

Brady-/CRT-Zähler

Informationen über Brady-/CRT-Zähler stehen zur Verfügung, wenn man die Schaltfläche „Brady-/CRT-Zähler" anklickt. Dieser Bildschirm zeigt die Brady/CRT-Episoden-Zähler an. Für jeden Zähler wird die Anzahl der Ereignisse seit dem letzten und vor letztem Reset angezeigt. Brady-/CRT-Zähler umfassen folgende Daten:

- Anteil atrialer Stimulation
- Anteil RV-Stimulation

HINWEIS: *Das RV-stimulierte Ereignis für einen BiV Trigger wird als ein RV-detektiertes Ereignis gezählt.*

- Anteil LV-Stimulation

Outdated version. Do not use. Version überholt. Nicht verwenden. Version obsolète. Ne pas utiliser. Versión obsoleta. No utilizar. Versione obsoleta. Non utilizzare. Verouderde versie. Niet gebruiken. Föråldrad version. Använd ej. Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε. Versão obsoleta. Não utilize. Forældet version. Må ikke anvendes. Zastaralá verze. Nepoužívat. Utdatert versjon. Skal ikke brukes. Zastaraná verzia. Nepoužívať. Elavult verzió. Ne használja! Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Intrinsische Aktionen fördern – einschließlich Frequenzhysterese % erfolgreich

- AF Burden – einschließlich prozentualer Anteil der Zeit, die das Gerät sich in ATR befand, Episoden nach Dauer sowie Gesamt-SES

  HINWEIS: *AF Burden % zeichnet Daten für einen maximalen Zeitraum von einem Jahr auf und zeigt diese an.*

- Ventrikuläre Zähler – einschließlich Gesamt-VES und „Drei oder mehr VES“

Alle Histogramme und Zähler können mit der Schaltfläche „Reset“ auf jedem Details-Bildschirm der Patientendiagnostik zurückgesetzt werden.

HERZFREQUENZVARIABILITÄT (HRV)

Die Herzfrequenzvariabilität (HRV) ist ein Maß für die Änderungen, die in der intrinsischen Herzfrequenz eines Patienten über einen Zeitraum von 24 Stunden aufgetreten sind.

Diese Funktion erleichtert die Bewertung des klinischen Zustands von Herzinsuffizienz-Patienten.

Die Herzfrequenzvariabilität (HRV), die durch SDANN und HRV-Footprint gemessen wird, ist eine objektive, physiologische Messgröße, mit der Herzinsuffizienz-Patienten mit höherem Mortalitätsrisiko identifiziert werden können. So kann insbesondere eine niedrige HRV als Prädiktor für das Mortalitätsrisiko nach einem akuten Myokardinfarkt verwendet werden.[1] Ein normaler SDANN-Wert liegt bei 127 plus oder minus 35 ms.[1] Höhere SDANN-Werte, die auf eine höhere Herzfrequenzvariabilität hindeuten, wurden mit einem niedrigeren Mortalitätsrisiko assoziiert.[2 3 4] In ähnlicher Weise deutet ein großer HRV-Footprint auf eine höhere Herzfrequenzvariabilität hin und wurde mit einem niedrigeren Mortalitätsrisiko assoziiert.[2 3 4]

Die HRV-Funktion nutzt die Daten der intrinsischen Intervalle aus dem 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraum, die die HRV-Aufzeichnungskriterien (Abbildung 6-3 auf Seite 6-11) erfüllen, um folgende Informationen bereitzustellen:

- Datum und Uhrzeit des Zeitpunkts, an dem die 24-stündige Aufzeichnungsphase beendet wurde.

- % verwendete Zeit – gibt für die 24-stündige Aufzeichnungsphase den Zeitraum in Prozent an, in dem es zu validen intrinsischen Herzschlägen kam. Wenn der Wert „% verwendete Zeit“ unter 67 % fällt, werden für den Aufzeichnungszeitraum keine Werte angezeigt.

- HRV-Footprint – gibt den Anteil in Prozent an, der für die HRV-Diagrammfläche verwendet wird. Die Diagrammfläche liefert eine kompakte grafische Darstellung der Variabilitätsverteilung in Abhängigkeit von der Herzfrequenz in einem Zeitraum von 24 Stunden. Die prozentuale Darstellung des Trends ist ein normalisierter Wert, der auf dem Footprint des Diagramms beruht.

- Standardabweichung gemittelter normaler RR-Intervalle (SDANN) – für die 24-Stunden-Aufzeichnung der intrinsischen Intervalle wird der HRV-Aufzeichnungszeitraum in 288 Segmente von je fünf Minuten Dauer eingeteilt. SDANN ist die Standardabweichung des Mittelwerts der intrinsischen Intervalle dieser 288 Fünf-Minuten-Segmente. Diese Messung ist auch in den Trends verfügbar.

Outdated version. Do not use.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πεπαλαιωμένη εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Versiune depășită. A nu se folosi.
Versiune depășită. Nu folosiți.
Föråldrad version. Använd inte.
Foreldet versjon. Ikke bruk.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használható.
Nieaktualna wersja. Nie używać.

1. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043-1065, 1996.
2. F.R. Gilliam et al., Journal of Electrocardiology, 40:336-342, 2007.
3. F.R. Gilliam et al., PACE, 30:56-64, 2007.
4. J.P. Singh et al., Europace, 12:7–8, 2010.

- Aktuelle normale Brady-/CRT-Parameter – Modus, LRL, MTR, AV-Verzögerung bei Detektion und stimulierte Kammer mit LV-Korrektur.

- Grafische Darstellung der Herzfrequenzvariabilität aktueller und vergangener Aufzeichnungen. Eine Hilfslinie zeigt die durchschnittliche Herzfrequenz an. Das Diagramm fasst die Herzvariabilität auf einer Zyklus-zu-Zyklus-Basis zusammen. Dabei zeigt die X-Achse den Herzfrequenzbereich und die Y-Achse die Schlag-zu-Schlag-Variabilität in Millisekunden an. Die Farbgebung stellt die Häufigkeit der Herzschläge für jede einzelne Kombination aus Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität dar.

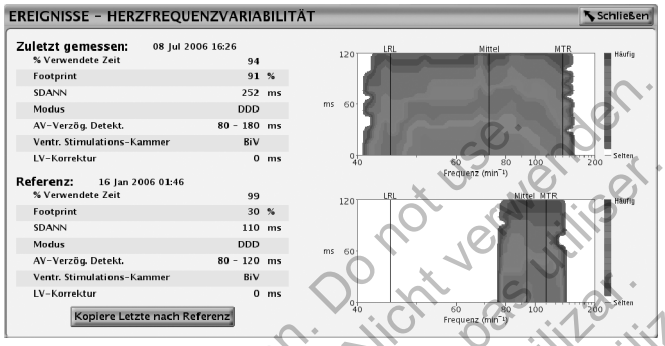


Abbildung 6-3. Anzeige der Herzfrequenzvariabilität

Berücksichtigen Sie bei der Verwendung der Herzfrequenzvariabilität die folgenden Informationen:

- Der Herzzyklus (RR-Intervall) wird für die Herzfrequenzvariabilität auf der Grundlage rechtsventrikulär detektierter und stimulierter Ereignisse berechnet (bzw. auf der Grundlage linksventrikulär stimulierter Ereignisse, wenn die stimulierte Kammer auf „Nur LV“ programmiert ist).

- Das Programmieren der Stimulationsparameter führt dazu, dass die Daten, die während der aktuellen 24-Stunden-Aufzeichnungsphase gespeichert wurden, ungültig werden.

- Das Aggregat speichert nur einen Datensatz und das entsprechende HRV-Diagramm für den Referenzabschnitt auf dem Bildschirm. Sobald die Werte aus dem Bereich „Zuletzt gemessen“ in den Bereich „Referenz“ kopiert werden, können ältere Daten nicht mehr abgerufen werden.

- Beim ersten Einsatz der HRV-Funktion zeigt der Referenzbildschirm die Daten des ersten gültigen 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraums an.

Zum Ansehen der HRV-Funktionen gehen Sie folgendermaßen vor:

1. Um auf den Bildschirm „Herzfrequenzvariabilität“ zuzugreifen, die Registerkarte „Ereignisse“ wählen.

2. Aus dem Bildschirm „Ereignis“ die Registerkarte „Patientendiagnostik“ wählen.

3. „Herzfrequenzvariabilität“ wählen, um die Daten aus den Bereichen „Zuletzt gemessen“ und „Referenz“ anzuzeigen.

4. Um die HRV-Messwerte aus dem Bereich „Zuletzt gemessen“ in „Referenz“ zu kopieren, die Schaltfläche „Kopiere Letzte nach Referenz“ wählen.

Auf dem HRV-Bildschirm wird eine Reihe von Messwerten sowie eine grafische Darstellung der HRV-Daten angezeigt, die in den vergangenen 24 Stunden aufgezeichnet wurden, und

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωϊμο χρόνο. Μην τα χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Poraldeversion. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei saa käyttää.
Zastarená verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

zwar im Bildschirmbereich „Zuletzt gemessen“. Aufzeichnungen von zuvor gespeicherten Aufzeichnungsperiode werden im Bildschirmbereich „Referenz“ angezeigt. Beide Aufzeichnungsperioden können auch gleichzeitig angeschaut werden und ermöglichen so einen Datenvergleich, um eventuelle Trends der Patienten-HRV über einen bestimmten Zeitraum zu erkennen. Werden die Messwerte aus „Zuletzt gemessen“ in den Bereich „Referenz“ kopiert, können die letzten Messwerte auch in einer späteren Sitzung angeschaut werden.

HRV-Aufzeichnungskriterien

Zur Berechnung der HRV-Daten werden nur gültige Intervalle mit Sinusrhythmus verwendet. Gültige Intervalle für die HRV enthalten nur gültige HRV-Ereignisse.

Nachstehend sind gültige HRV-Ereignisse aufgelistet:

- AS mit einem Intervall, das nicht schneller als die MTR ist, gefolgt von VS
- AS gefolgt von VP in der programmierten AV-Verzögerung

Ungültige HRV-Ereignisse umfassen:

- AP/VS oder AP/VP
- AS mit einem Intervall, das schneller als die MTR ist
- Nicht getrackte VP-Ereignisse
- Konsekutive AS-Ereignisse (keine Unterbrechung durch V-Ereignisse)
- VP-Ns
- Frequenzglättungs-Ereignisse (z. B. RVP↑)
- VES

Die HRV-Daten können aus verschiedensten Gründen nicht angegeben werden; die wichtigsten sind:

- Weniger als 67 % des 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraums (ca.16 Stunden) enthalten gültige HRV-Ereignisse
- Die Brady-Parameter wurden innerhalb der letzten 24 Stunden programmiert

In Abbildung 6-4 auf Seite 6-13 wird ein Beispiel dafür gezeigt, wie HRV-Daten aufgezeichnet werden. In diesem Beispiel sind die HRV-Daten des ersten Aufzeichnungsraums ungültig, weil die Brady-Parameter programmiert wurden, nachdem das Aggregat aus dem Modus „Lagerung“ genommen worden war. Am Ende des zweiten 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraums werden die HRV-Daten erfolgreich berechnet und angezeigt. Weitere HRV-Daten werden erst wieder am Ende von Aufzeichnungszeitraum 5 angezeigt.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No pasar utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ ήκοσον. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Utgått version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

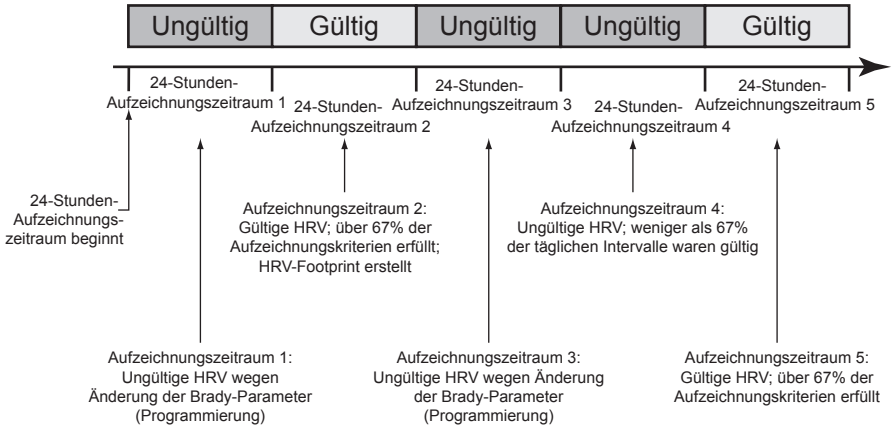


Abbildung 6-4. Beispiel für eine HRV-Datenaufzeichnung

TRENDS

Trends liefern eine grafische Ansicht bestimmter Patienten-, Geräte- und Elektrodendaten. Diese Daten können hilfreich sein, wenn Sie den Zustand Ihres Patienten und die Effizienz der programmierten Parameter einschätzen möchten. Falls nachstehend nicht anders angegeben, werden die Daten für alle Trends alle 24 Stunden berichtet und stehen bis zu einem Jahr zur Verfügung. Für viele Trends wird „k. A.“ (keine Angabe) angezeigt, wenn aus dem Aufzeichnungszeitraum nicht genügend bzw. ungültige Daten vorliegen.

Folgende Trends stehen zur Verfügung:

- Ereignisse – zeigt im Arrhythmie-Logbuch gespeicherte atriale und ventrikuläre Ereignisse, die nach Datum und Art geordnet sind ("Arrhythmie-Logbuch" auf Seite 6-2). Dieser Trend wird am Ende jeder Episode aktualisiert und kann Daten enthalten, die älter als ein Jahr sind.
- Aktivitätsgrad – zeigt die Messung der täglichen Patientenaktivität.
- AF Burden – zeigt den Trend der Gesamtanzahl und Gesamtdauer der ATR Mode Switch Ereignisse pro Tag.
- Atemfrequenz – zeigt einen Trend der täglichen minimalen, maximalen und durchschnittlichen Werte der Atemfrequenz des Patienten an ("Atemfrequenz-Trend" auf Seite 6-15).
- ApneaScan – zeigt einen Trend der durchschnittlichen vom Aggregat gemessenen Atemstörungen des Patienten pro Stunde während einer programmierten Schlafperiode ("ApneaScan" auf Seite 6-15).
- Herzfrequenz – zeigt einen Trend der täglichen maximalen, durchschnittlichen und minimalen Herzfrequenz des Patienten. Die für diese Berechnung verwendeten Intervalle müssen gültige Intervalle mit Sinusrhythmus sein.

  Die Gültigkeit eines Intervalls und die Herzfrequenz-Trenddaten für den 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraum werden durch die HRV-Aufzeichnungskriterien bestimmt ("Herzfrequenzvariabilität (HRV)" auf Seite 6-10).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non usare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Foråldrad version. Använd ej.
Πολύ παλαιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versão obsoleta. Não utilize.
Vanhentunut versio. Ei saa käyttää.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Versja foreldet. Ikke bruk.
Versja nieaktualna. Nie używać.

- SDANN (Standardabweichung gemittelter normaler RR-Intervalle) – zeigt einen Trend der Standardabweichung des Mittelwerts der intrinsischen Intervalle im 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraum (der sich aus 288 5-Minuten-Segmenten zusammensetzt). Es werden nur die Intervalle als gültig betrachtet, die die HRV-Aufzeichnungskriterien erfüllen.

  Ein normaler SDANN-Wert liegt bei 127 plus oder minus 35 ms.[5]

- HRV-Footprint – gibt den Prozentanteil der für den HRV-Footprint verwendeten Diagrammfläche an und stellt die Variabilitätsverteilung in Abhängigkeit von der Herzfrequenz über einen Zeitraum von 24 Stunden dar. Die prozentuale Darstellung des Trends ist ein normalisierter Wert, der auf dem Footprint des Diagramms beruht. Siehe weitere Informationen zu HRV ("Herzfrequenzvariabilität (HRV)" auf Seite 6-10).

- ABM (Autonomic Balance Monitor) – zeigt einen Trend des NF/HF-Verhältnisses.[6] Der normale Bereich für das NF/HF-Verhältnis liegt zwischen 1,5 und 2,0.[5] ABM ist eine auf den RR-Intervallmessungen basierende Berechnung des Aggregats, die die mathematische Funktion einer Ersatzmessung für das NF/HF-Verhältnis hat. Die für die Berechnung verwendeten Intervalle müssen gültige Intervalle mit Sinusrhythmus sein, die die HRV-Aufzeichnungskriterien erfüllen. Sind die HRV-Daten für den 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraum ungültig, wird ABM nicht berechnet und im Datenfeld wird „k. A.“ (keine Angabe) angezeigt.

- Elektrodenimpedanz und Amplitude – zeigt Trends der täglichen Messungen der intrinsischen Amplitude und der Elektrodenimpedanz ("Elektrodenstatus" auf Seite 5-7).

Gehen Sie wie folgt vor, um auf die Trends zuzugreifen:

1. Register „Trends“ auf dem Bildschirm „Ereignisse“ wählen.
2. Wählen Sie die Schaltfläche „Trends auswählen“, um die Trends anzugeben, die Sie einsehen möchten. Folgende Kategorien stehen zur Verfügung:
   - Herzinsuffizienz – einschließlich Herzfrequenz, SDANN und HRV-Footprint
   - Atriale Arrhythmie – einschließlich Ereignisse, Herzfrequenz, und AF Burden
   - Aktivität – einschließlich Herzfrequenz, Aktivitätsgrad und Atemfrequenz
   - Individ. – hier können Sie verschiedene Trends auswählen, deren Informationen auf einem Trend-Bildschirm angezeigt werden

Die Anzeige auf dem Bildschirm kann folgendermaßen dargestellt werden:

- Wählen Sie den gewünschten Zeitraum auf der Schaltfläche „Zeigen“, um die Länge der sichtbaren Trenddaten zu bestimmen.

- Die Anfangs- und Enddaten können mit dem horizontalen Schieber oben am Fensterrand. Oder mit den „Scrollen nach links“-/„Scrollen nach rechts“-Symbolen angepasst werden.

- Bewegen Sie die vertikale Achse über das Diagramm, indem Sie den horizontalen Schieber unten am Fensterrand bewegen.

5. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043-1065, 1996.
6. Der parasympathische Tonus wird hauptsächlich durch die hochfrequente (HF) Komponente der Spektralanalyse reflektiert. Die niederfrequente (NF) Komponente wird dagegen sowohl durch das sympathische als auch das parasympathische Nervensystem geprägt. Das NF/HF-Verhältnis gilt als ein Maß der sympathovagalen Balance und reflektiert die sympathischen Modulationen. (Quelle: ACC/AHA Guidelines for Ambulatory Electrocardiography—Part III, JACC VOL. 34, No. 3, September 1999:912–48)

Outdated version. Do not use.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Version obsoleta. Não utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωλιό εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Ikke anvende.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Atemfrequenz-Trend

Der Atemfrequenz-Trend zeigt ein Diagramm der täglichen minimalen, durchschnittlichen und maximalen Atemfrequenzwerte des Patienten. Diese täglichen Werte werden bis zu einem Jahr gespeichert, um eine Darstellung physiologischer Daten über einen längeren Zeitraum zu ermöglichen.

HINWEIS: *Die ACC/AHA-Leitlinien (American College of Cardiology/American Heart Association) empfehlen die Messung und Dokumentation physiologischer Vitalparameter wie der Atemfrequenz bei herzkranken Patienten[7].*

Der Atmungssensor muss eingeschaltet sein, damit Trenddaten zur Atemfrequenz aufgezeichnet und angezeigt werden ("Atmungssensor" auf Seite 6-16).

Horizontalen Schieber über einen Datenpunkt schieben, um die Werte für ein bestimmtes Datum anzuzeigen. Es müssen mindestens 16 Stunden lang Daten aufgezeichnet werden, damit Werte berechnet und im Atemfrequenz-Trend dargestellt werden können. Wenn nicht genügend Daten aufgezeichnet wurden, wird kein Datenpunkt dargestellt, und im Trendverlauf ist eine Lücke zu sehen. Diese Lücke wird mit „k. A.“ gekennzeichnet, um anzuzeigen, dass zu wenige oder keine Daten aufgezeichnet wurden.

ApneaScan

ApneaScan ist ein Trend der vom Aggregat gemessenen durchschnittlichen Atemstörungen des Patienten pro Stunde während einer programmierten Schlafperiode. Dieser Trend ist nicht dazu vorgesehen, bei Patienten Schlafapnoe zu diagnostizieren. Die Diagnose sollte mit Hilfe von klinischen Standardmethoden (z. B. Polysomnogramm) erfolgen. Die von diesem Trend gelieferten Daten können zusammen mit anderen klinischen Informationen dazu verwendet werden, Veränderungen bei Patienten mit einem hohen Risiko für schlafbezogene Atmungsstörungen zu verfolgen.

ApneaScan wurde nach anerkannten Bewertungsmethoden von Schlafkliniken für die Detektion von Apnoe und Hypopnoe gestaltet[8]. Das Aggregat betrachtet ein Ereignis als Schlafstörung, wenn die Amplitude des Atemsignals mindestens 10 Sekunden lang um mindestens 26 % reduziert ist. Der Durchschnittswert wird durch Division der Gesamtanzahl der Atemstörungen durch die Anzahl der Stunden in der programmierten Schlafperiode berechnet. Diese Durchschnittswerte werden einmal pro Tag in der ApneaScan-Trendkurve dargestellt.

Berücksichtigen Sie bitte die folgenden Informationen, wenn Sie ApneaScan anwenden:

- Um die Interpretation des Trends zu erleichtern, wird auf der Kurve bei durchschnittlich 32 Ereignissen pro Stunde eine Schwelle angezeigt. Dieser Schwellenwert entspricht in etwa der klinischen Schwelle für schwere Apnoe. Daten oberhalb dieser Schwelle können darauf hindeuten, dass weitere Untersuchungen notwendig sind, um das Vorliegen schwerer schlafbezogener Atmungsstörungen zu bestätigen.

- Die Amplitude des Atmungssignals kann durch verschiedene Faktoren, z. B. Lage und Bewegung des Patienten beeinträchtigt werden.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαλαιωμένη έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Versione obsoleta. Non usare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versión obsoleta. No utilizar.

7. ACC/AHA Heart Failure Clinical Data Standards. Circulation, Vol. 112 (12), September 20, 2005.
8. Meoli et al., Sleep, Vol. 24 (4), 469-470, 2001.

- Die Genauigkeit des ApneaScans kann verringert sein, wenn eine der folgenden Bedingungen vorliegt:
  - Der Patient schläft während der Schlafperiode nicht immer oder überhaupt nicht
  - Der Patient leidet unter leichten schlafbezogenen Atmungsstörungen, die das Aggregat nicht richtig detektieren kann
  - Der Patient hat niedrige Atemsignalamplituden, sodass das Aggregat Schwierigkeiten hat, Atmungsstörungen zu detektieren
  - Der Patient wird gegen Schlafapnoe behandelt (z. B. CPAP-Therapie)

Der ApneaScan wird folgendermaßen aktiviert:

1. Atmungssensor auf „Ein“ programmieren ("Atmungssensor" auf Seite 6-16).

2. Die folgenden Schlafzeitparameter programmieren (über die Registerkarte „Allgemein“ auf dem Bildschirm „Patientendaten“):
   - Einschlafzeit – Zeit, zu der der Patient wahrscheinlich im Normalfall abends einschläft
   - Schlafdauer – Zeit, die der Patient wahrscheinlich im Normalfall jede Nacht schläft

HINWEIS: *Zur Aktivierung des ApneaScans muss der Atmungssensor auf „Ein“ programmiert werden. Die Programmierung der Schlafzeitparameter wird erst dann berücksichtigt, wenn der Atmungssensor eingeschaltet ist.*

Um die Wahrscheinlichkeit zu erhöhen, dass der Patient während der Datenaufzeichnung schläft, beginnt das Aggregat erst eine Stunde nach der Einschlafzeit mit der Datenaufnahme und beendet sie eine Stunde vor dem programmierten Ende der Schlafdauer.

Beispiel: Wenn Sie als Einschlafzeit 22.00 Uhr wählen und die Schlafdauer auf 8 Stunden einstellen, überwacht das Aggregat die Schlafstörungen zwischen 23.00 Uhr und 05.00 Uhr.

Horizontalen Schieber über einen Datenpunkt schieben, um den Durchschnitt für ein bestimmtes Datum anzuzeigen. Es müssen mindestens 2 Stunden lang Daten aufgezeichnet werden, damit ein Durchschnittswert berechnet und in der ApneaScan-Trendkurve dargestellt werden kann. Wenn nicht genügend Daten aufgezeichnet wurden, wird kein Datenpunkt dargestellt, und im Trendverlauf ist eine Lücke zu sehen. Diese Lücke wird mit „k. A.“ gekennzeichnet, um anzuzeigen, dass zu wenige oder keine Daten aufgezeichnet wurden.

Atmungssensor

Der Atmungssensor verwendet transthorakale Impedanzmessungen, um atmungsbezogene Daten zur Erzeugung der Atmungsfrequenz- und ApneaScan-Trends aufzuzeichnen.

VORSICHT: Während mechanischer Beatmung kann die Atemfrequenz-Trendanalyse irreführend sein. Deswegen sollte der Atmungssensor auf „Aus“ programmiert sein.

Ca. alle 50 ms (20 Hz) gibt das Aggregat einen Stromimpuls zwischen RV-Wende-Elektrode und Gehäuse ab. Die Abgabe der Stromimpulse zwischen diesen Elektroden erzeugt ein elektrisches Feld im Thorax, das durch die Atmung moduliert wird. Beim Einatmen ist die transthorakale Impedanz hoch und beim Ausatmen niedrig. Das Aggregat detektiert die sich daraus ergebenden Spannungsmodulationen zwischen der RV-Elektrodenspitze und dem Gehäuse. Aufgrund moderner Filtertechnik werden Atemfrequenzen von bis zu 65 Atemzügen pro Minute unterstützt.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Παλαιά εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Anvend ej.
Föråldrad version. Använd ej.
Versjon utgått. Bruk ikke.
Versie verouderd. Niet gebruiken.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versiyon kullanılmıyor. Kullanmayın.
Versjon utgått. Bruk ikke.
Versiyon kullanılmıyor. Kullanmayın.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Zastaralá verzia. Nepoužívať.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja.
Versja nieaktualna. Nie używać.

VORSICHT: Alle medizinischen Instrumente, Behandlungen, Therapien oder Diagnostiktests, bei denen elektrischer Strom in den Patienten hinein strömt, können die Funktion des Aggregats beeinträchtigen.

- Externe Patientenüberwachungsgeräte (z. B. Atmungsüberwachungsgeräte, EKG-Oberflächenüberwachungsgeräte, Geräte zur Überwachung der Hämodynamik) können die impedanzbasierte Diagnostik des Aggregats (z. B. Schockelektroden-Impedanzmessungen) beeinflussen. Zur Beseitigung vermuteter Interaktionen den Atmungssensor deaktivieren, indem er auf „Aus“ programmiert wird.

HINWEIS: *Das Signal des Atmungssensors verursacht keinen Anstieg der Herzfrequenz.*

Bei der Programmierung des Sensors sind folgende Punkte zu beachten:

- Untersuchen Sie vor und nach der Aktivierung des Sensors Echtzeit-EGMs. Manchmal kann das Sensorsignal im EGM beobachtet werden. Wenn neue Artefakte auftreten und die Elektroden ansonsten ordnungsgemäß funktionieren, sollte erwogen werden, den Sensor auf „Aus“ zu programmieren, um ein Oversensing zu vermeiden.

- Programmieren Sie den Sensor auf „Aus“, falls Sie einen Verlust der Elektrodenintegrität bemerken oder vermuten.

VORSICHT: Programmieren Sie den Atmungssensor erst dann auf „Ein“, wenn das Aggregat implantiert ist und die Systemintegrität getestet und bestätigt wurde.

Unter folgenden Umständen kann es sein, dass das Aggregat den Sensor vorübergehend ausschaltet:

- Detektion von drei schnellen Intervallen auf dem RV-Detektionskanal (wenn Tachy-Modus auf „Nur Überwachung“ oder „Überw.+Therapie“ eingestellt ist) - Das Aggregat schaltet den Sensor sofort aus. Er wird nach einer Stunde wieder eingeschaltet, es sei denn, es läuft eine ventrikuläre Tachydetektion; in diesem Fall wartet das Aggregat eine weitere Stunde, um erneut zu bewerten.

  VORSICHT: Der Atmungssensor wird nicht aufgrund von 3 schnellen Schlägen ausgesetzt, wenn der Tachy-Modus ausgeschaltet ist. Ziehen Sie in Betracht, den Atmungssensor auszuschalten, wenn der Tachy-Modus ausgeschaltet ist, um ein mögliches Oversensing und Stimulationspausen zu vermeiden.

  HINWEIS: *Wenn drei schnelle Schläge infolge eines Oversensings des Sensorsignals detektiert werden, kann eine kurze Unterbrechung der Stimulation auftreten, die maximal ungefähr doppelt so lang wie die programmierte LRL ist.*

- Hohe elektrische Störpegel – Das Aggregat misst kontinuierlich elektrische Störpegel. Der Sensor wird bei einem hohen Störpegel vorübergehend ausgeschaltet und wieder eingeschaltet, wenn der Störpegel auf ein akzeptables Niveau abgesunken ist.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλαιός τύπος. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Vanhentunut versio. Ei saa käyttää.
Elavult verzió. Nem használható.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Verlust der Elektrodenintegrität – Die Elektrodenimpedanzen für den Sensor werden alle 24 Stunden gemessen (unabhängig von den täglichen Elektrodenmessungen). Wenn einer der Impedanzwerte außerhalb des normalen Bereichs liegt, geschieht Folgendes:

  – Das Aggregat bewertet die Elektrodenimpedanz für einen sekundären Vektor von der RA-Ringelektrode zum Gehäuse, der von der RA-Elektrodenspitze zum Gehäuse gemessen wird. Wenn diese Impedanzmessung im normalen Bereich liegt, schaltet der Sensor auf diesen sekundären Vektor um. Liegt die Elektrodenimpedanz mit dem sekundären Vektor ebenfalls außerhalb des normalen Bereichs, wird der Sensor bis zur nächsten Impedanzmessung nach 24 Stunden vorübergehend ausgeschaltet.

    HINWEIS: *Wenn keine RA-Elektrode verwendet wird, ist der sekundäre Vektor nicht verfügbar.*

  – Das Aggregat misst die Elektrodenimpedanz weiterhin alle 24 Stunden, um festzulegen, ob der Sensor auf den primären oder sekundären Vektor zurückgeschaltet oder ausgeschaltet bleiben sollte. Akzeptable Elektrodenimpedanzwerte liegen zwischen 200 und 2.000 Ω für den Spitze-zu-Gehäuse-Vektor und zwischen 20 und 200 Ω für den Schockwnd-zu-Gehäuse-Vektor.

Folgendermaßen vorgehen, um den Atmungssensor zu programmieren:

1. Aus dem Hauptbildschirm die Registerkarte „Einstellungen“ wählen und hier „Überblick Einstellungen“ wählen.

2. Aus der Registerkarte „Überblick Einstellungen“ die Schaltfläche „Normal Einstellungen“ wählen.

3. Aus dem Bildschirm der normalen Einstellungen die Schaltfläche „Akzelerometer“ wählen.

4. Aus dem Akzelerometer-Bildschirm die gewünschte Option für den Atmungssensor wählen.

POST-IMPLANTATIONSEIGENSCHAFTEN

Vom Patienten ausgelöste überwachung

„Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ gestattet es dem Patienten, die Speicherung von EGM, Intervallen und annotierten Markern während einer symptomatischen Episode aufzuzeichnen, indem er einen Magneten über das Aggregat hält. Weisen Sie den Patienten an, dass er den Magneten kurz und nur einmal über das Aggregat halten soll.

„Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ wird aktiviert, indem „EGM speichern“ als gewünschte Magnetreaktion gewählt wird. Diese befindet sich im Bereich „Magnet und Piepton“ im Bildschirm „Einstellung V-Tachy-Therapie“. Wenn diese Funktion auf „Ein“ programmiert ist und ausgelöst wird, speichert sie Überwachungsdaten von bis zu zwei Minuten vor und bis zu einer Minute nach dem Auslösen der Überwachung. Die gespeicherten Daten umfassen die Episodennummer, die Frequenzen bei der Magnetanwendung sowie die Uhrzeit und Datum des Beginns der Magnetanwendung.

Wenn PTM (Vom Patienten ausgelöste Überwachung) auf „Ein“ programmiert ist, kann nur ein einzelnes EGM generiert und gespeichert werden. Um ein weiteres EGM zu speichern, muss die PTM-Funktion mit dem Programmiergerät erneut aktiviert werden.

Beim Speichern von Daten wird die zugehörige Episodenart im Arrhythmie-Logbuch als „PTM“ gespeichert.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωτεύουσα εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Versjon utgått. Skal ikke brukes.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune depășită. Nu utilizați.
Zastarała wersja. Nie używać.
Elavult verzió. Nem használja!
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Versja utgått. Skal ikke brukes.

Die Aktivierung der Funktion „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ ist sorgfältig abzuwägen, da dies folgende Konsequenzen mit sich bringt:

- Alle anderen Magnetfunktionen werden deaktiviert, einschließlich der Therapieinhibierung (bis das EGM gespeichert wird). Die Funktion „Magnet/Piepton“ zeigt keine Anwesenheit eines Magneten an.

- Die Funktionsdauer des Aggregats wird beeinträchtigt. Diese Auswirkung besteht nur solange, bis der Patient die Funktion auslöst, um Episodendaten zu speichern, oder bis die Funktion deaktiviert wird. Um die Beeinträchtigung der Funktionsdauer zu minimieren, wird die Funktion automatisch 60 Tage nach ihrer Aktivierung deaktiviert.

- Sobald das EGM gespeichert ist, wird die Magnetreaktion des Aggregats automatisch auf „Therapie inhib.“ gesetzt. Das Aggregat inhibiert die Therapie allerdings erst, wenn der Magnet 3 Sekunden lang entfernt und erneut auf das Gerät gelegt wurde.

Die Funktion „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ wird wie folgt programmiert:

1. Aus dem Hauptbildschirm die Registerkarte „Einstellungen“ wählen und hier „Überblick Einstellungen“ wählen.

2. Aus der Registerkarte „Überblick Einstellungen“ die Funktion „Ventrikuläre Tachy-Therapie“ wählen.

3. In der Ansicht „Ventrikuläre Tachy-Therapie“, die Schaltfläche „Einstellung V-Tachy Therapie“ wählen.

4. Magnetreaktion auf „EGM speichern“ programmieren.

   VORSICHT: Feststellen, ob der Patient in der Lage ist, diese Funktion zu aktivieren, bevor ihm der Magnet ausgehändigt wird und bevor die Funktion „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ programmiert wird. Patienten daran erinnern, starke Magnetfelder zu meiden, damit die Funktion nicht versehentlich ausgelöst wird.

   VORSICHT: Eventuell den Patienten ein gespeichertes EGM auslösen lassen, während „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ aktiv ist, damit der Patient über die Funktionsweise informiert wird und die Auslösung geübt hat. Die Aktivierung der Funktion in der Anzeige „Arrhythmie-Logbuch“ überprüfen.

   WARNUNG: Sicherstellen, dass „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ aktiv ist, bevor der Patient nach Hause entlassen wird. Hierfür muss die Magnetreaktion auf „EGM speichern“ programmiert sein. Wenn diese Funktion versehentlich auf „Therapie inhib.“ steht, könnte der Patient die Tachyarrhythmie-Detektion und -Therapie deaktivieren.

   WARNUNG: Sobald die Funktion „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ vom Magneten ausgelöst und ein EGM gespeichert wurde oder wenn 60 Tage verstrichen sind, seit „EGM speichern“ aktiviert wurde, wird die Einstellung der Magnetreaktion automatisch auf „Therapie inhib.“ gesetzt. Wenn dies passiert, sollte der Patient den Magneten nicht benutzen, da eine Tachyarrhyhmie-Therapie inhibiert werden könnte.

   HINWEIS: *Wenn die Einstellung der Magnetreaktion automatisch auf „Therapie inhib.“ gesetzt wurde, gibt das Aggregat beim Aufsetzen des Magneten Pieptöne aus. Weisen Sie den Patienten darauf hin, dass er den Magneten entfernen muss, wenn das Aggregat beim Aufsetzen des Magneten akustische Signale von sich gibt.*

5. Die „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ kann nur 60 Tage lang aktiv bleiben. Um die Funktion innerhalb dieser Dauer zu deaktivieren, stellen Sie die Magnetreaktion auf eine andere Einstellung als „EGM speichern“ ein. 60 Tage nach Einschalten der Funktion „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ deaktiviert die Funktion sich selbst automatisch und

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Version obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρόκειται για παλιά εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Aktuelle Version. Skal ikke benyttes.
Elavult verzió. Nem használható!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

die Magnetreaktion geht auf „Therapie inhib.“ zurück. Um die Funktion erneut zu aktivieren, wiederholen Sie die Schritte.

Weitere Informationen erhalten Sie von Boston Scientific (die Kontaktdaten finden Sie auf der Rückseite dieses Referenzhandbuchs).

Pieptonfunktion

Das Aggregat verfügt über Piepton-Funktionen, die anhand von akustischen Signalen über den Status informieren. Es gibt sowohl programmierbare als auch nicht programmierbare Funktionen.

Programmierbare Funktionen

Die folgenden Pieptonfunktionen sind programmierbar:

- Piepton währ. Kondensatoraufl – Wenn diese Funktion unabhängig von dem Tachy-Modus auf „Ein“ programmiert wird, ertönt ein anhaltender Wobbelton, während das Aggregat lädt (außer beim Laden während der automatischen Kondensatorreformierung). Der Ton hält an, bis der Ladevorgang abgeschlossen ist. Wenn die Funktion auf „Aus“ programmiert wird, gibt es keine akustische Anzeige, dass das Aggregat lädt. Diese Funktion ist bei EP-Tests hilfreich.

- Piepton wenn Explantation indiziert ist – Wenn diese Funktion auf „Ein“ programmiert ist, gibt das Aggregat Pieptöne aus, sobald der Austauschzeitpunkt erreicht ist. Nachdem das Aggregat den „Explantieren“-Status erreicht hat, werden alle sechs Stunden 16 Pieptöne ausgegeben, bis die Funktion mit dem PRM auf „Aus“ programmiert wird. Wenn die Funktion auf „Aus“ programmiert ist, gibt es keine akustische Anzeige für den Austauschindikator.

- Piepton wenn außerhalb des Bereichs – Wenn diese Funktion auf „Ein“ programmiert ist, gibt das Aggregat Pieptöne aus, sobald die täglichen Impedanzwerte sich außerhalb der Grenzwerte befinden. Diese Funktion kann für jede Stimulationselektroden- und jede Schockimpedanz separat programmiert werden. Der Piepton des Indikators, der einen Wert außerhalb der Grenzwerte anzeigt, besteht aus 16 Tönen, die alle sechs Stunden wiederholt werden. Wenn diese Funktion auf „Aus“ programmiert ist, gibt es keine akustische Anzeige für Tägliche Impedanzwerte.

Führen Sie folgende Schritte durch, um die Funktionen zu Magnet und Piepton zu programmieren:

Reaktion von Magnet und Piepton

1. Registerkarte „Einstellungen“ wählen.

2. Bei „Ventrikuläre Tachykardie“ die Schaltfläche „Therapie“ wählen.

3. Die Schaltfläche „Einstellung V-Tachy Therapie“ wählen.

4. Gewünschte Werte eingeben.

Piepton wenn Explantation indiziert ist

1. Registerkarte „Überblick“ wählen.

2. Schaltfläche „Batterie“ anklicken.

3. Aus dem Überblicksbildschirm „Batteriestatus“ die Schaltfläche „Batterie-Details“ anklicken.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veraltete Version. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. Non adoperare.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιτικός κωδικός. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Foraeldet version. Ikke benyttes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Ultdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

4. Aus dem Überblicksbildschirm „Batterie-Details“ die gewünschten Werte für „Piepton wenn Explantation indiziert ist“ auswählen.

Piepton wenn außerhalb des Bereichs

1. Registerkarte „Überblick“ wählen.

2. Die Schaltfläche „Start“ wählen.

3. Auf dem Bildschirm „Überblick – Elektrodenstatus“ die Registerkarte „Einstellung“ wählen.

4. Die gewünschten Werte für „Piepton wenn außerhalb des Bereichs“ auswählen.

HINWEIS: *Wenn die Magnetreaktion auf „Therapie inhib.“ programmiert ist, sorgt die Magnetanwendung dafür, dass andere Arten von Pieptönen abgegeben werden, die vom Modus des Aggregats abhängen. Weitere Informationen hierzu finden Sie auf "Magnetfunktion" auf Seite 6-21.*

Nicht programmierbare Funktionen

Die folgenden Pieptonfunktionen sind nicht programmierbar:

- Batteriekapazität erschöpft – Unabhängig davon, ob die Funktion „Piepton wenn Explantation indiziert ist“ auf „Ein“ oder „Aus“ programmiert ist, gibt das Aggregat die Austauschpieptöne ab, sobald die Batteriekapazität erschöpft ist

- Töne bei Fehler-Code – Bei gewissen Fehler-Codes oder wenn der Sicherheitsmodus eingetreten ist, piept das Aggregat alle sechs Stunden 16-mal.

HINWEIS: *Es ist möglich, dass als Reaktion auf einen Selbstdiagnosetest des Aggregats auch unter nicht programmierbaren Szenarien Pieptöne abgegeben werden. Weisen Sie die Patienten darauf hin, dass das Aggregat überprüft werden muss, wenn das Aggregat akustische Signale von sich gibt.*

Wenden Sie sich bitte an Boston Scientific (Die Kontaktdaten finden Sie auf der Rückseite).

Magnetfunktion

Die Magnetfunktion ermöglicht es, gewisse Aggregatfunktionen auszulösen, wenn ein Magnet in der Nähe des Aggregats platziert wird (Abbildung 6-5 auf Seite 6-22).

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veroudert versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foraeldet version. Må ikke anvendes.
Zastarana inačica. Nemojte upotrebljavati.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

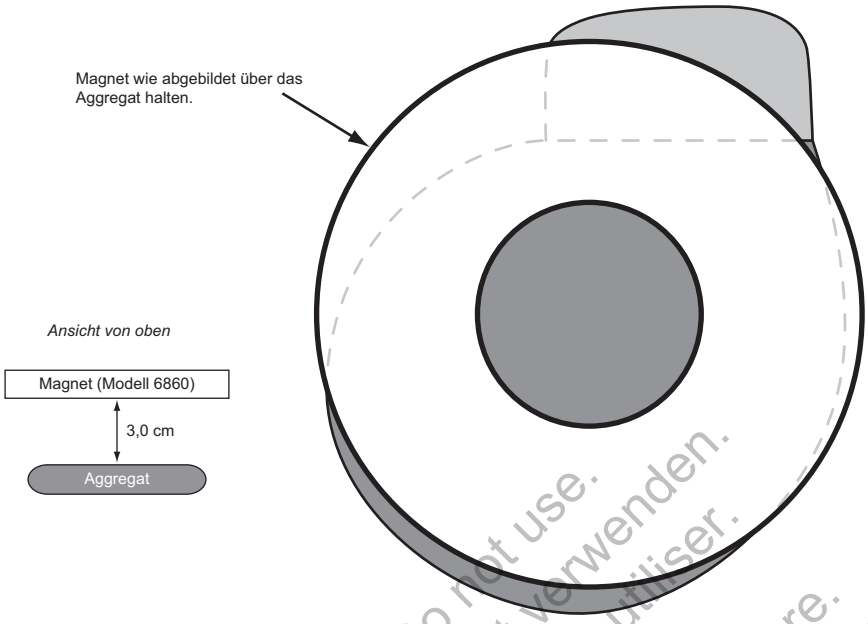


Abbildung 6-5. Richtige Position des Magneten, Modell 6860, zur Aktivierung der Magnetfunktion des Aggregats

Die Einstellungen der Magnetreaktion des Aggregats können so programmiert werden, dass das Verhalten des Aggregats gesteuert wird, wenn ein Magnet detektiert wird. Die Einstellungen der Magnetreaktion befinden sich im Bereich „Magnet und Piepton“ im Bildschirm „Einstellung V-Tachy-Therapie“.

Die folgenden Einstellungen für die Magnetreaktion sind verfügbar:

- Aus – keine Reaktion
- EGM speichern – Patientenüberwachungsdaten werden gespeichert
- Therapie inhib. – die Therapie wird abgebrochen

Aus

Wenn die Magnetreaktion auf „Aus“ programmiert ist, hat die Verwendung des Magneten keinen Einfluss auf das Aggregat.

EGM speichern

Wenn die Magnetreaktion auf „EGM speichern“ programmiert ist, wird durch die Verwendung des Magneten die Funktion „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ aktiviert ("Vom Patienten ausgelöste überwachung" auf Seite 6-18).

Therapie inhib.

Wenn die Magnetreaktion auf „Therapie inhib.“ programmiert ist, wird durch die Verwendung des Magneten der Ladevorgang für einen Schock inhibiert und/oder abgeleitet, ein bevorstehender Schock abgeleitet oder eine weitere ATP-Therapie inhibiert und/oder abgeleitet.

Wenn die Magnetreaktion auf „Therapie inhib.“ programmiert ist, werden die Abgabe der Tachyarrhythmietherapie und die Arrhythmieinduktion immer dann inhibiert, wenn der Magnet korrekt über dem Aggregat positioniert ist. Der Tachyarrhythmie-Detektionsprozess wird fortgesetzt, aber Therapie oder Induktion können nicht ausgelöst werden. Wenn ein Magnet über dem Aggregat positioniert wird, geschieht Folgendes:

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Nieaktualna wersja. Nie używać.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

- Ist der Tachy-Modus auf „Überw.+ Therapie“ oder auf „Aus“ programmiert, wenn der Magnet angewendet wird, ändert sich der Tachy-Modus temporär auf „Nur Überwachung“ und bleibt auf „Nur Überwachung“, solange der Magnet in Position ist. Drei Sekunden nachdem der Magnet entfernt ist, kehrt das Aggregat wieder zur vorher programmierten Betriebsart zurück.

- Falls das Aggregat lädt, um eine Schocktherapie abzugeben, wenn der Magnet verwendet wird, wird der Ladevorgang fortgesetzt, dann aber innerhalb von ein bis zwei Sekunden nach Auflegen des Magneten beendet, und die Ladung wird intern abgeleitet. (Diese Verzögerung tritt für den Fall auf, dass der Magnet unabsichtlich über das Aggregat gehalten wird, eine Inhibierung der Therapie aber nicht gewünscht wird.) Das Aggregat bleibt vorübergehend in der Betriebsart „Nur Überwachung“, während der Magnet aufgelegt ist. Es wird so lange keine weitere Therapie abgegeben, bis der Magnet entfernt wird; die Detektion erfolgt jedoch weiterhin.

- Wenn der Ladevorgang beendet ist oder innerhalb der Verzögerungsperiode von 1-2 Sekunden abgeschlossen wird, wird der Schock abgeleitet, wenn der Magnet mehr als zwei Sekunden lang über das Aggregat gehalten wird. (Wenn der Magnet innerhalb der Verzögerungsperiode entfernt wird, kann es sein, dass der Schock noch abgegeben wird.) Während der Magnet über dem Aggregat platziert ist, werden keine Schocks abgegeben.

- Wenn das Aggregat Fibrillationsinduktions- oder ATP-Impulse initiiert, beendet es die Abgabe etwa ein bis zwei Sekunden, nachdem der Magnet aufgelegt wurde. Es werden keine weiteren Induktions- oder ATP-Impulssequenzen initiiert, bis der Magnet wieder entfernt wird.

- Wenn der Tachy-Modus auf „Nur Überwachung“ oder „Aus“ programmiert ist, wird bei Verwendung des Magneten ein konstanter Ton abgegeben, der anzeigt, dass sich das Aggregat nicht in einem Therapie-Modus befindet.

- Wenn der Tachy-Modus auf „Überw.+ Therapie“ programmiert ist, piept das Aggregat bei Magnetanwendung einmal pro Sekunde, um anzuzeigen, dass sich das Aggregat in einem Therapie-Modus befindet.

- Wenn sich das Aggregat im Elektrokauter-Schutzmodus befindet, piept das Aggregat bei Magnetanwendung entsprechend dem Tachy-Modus, der aktiv war, als das Aggregat in den Elektrokauter-Schutzmodus geschaltet wurde. Wenn der Tachy-Modus bei der Aktivierung des Elektrokauter-Schutzmodus beispielsweise auf „Überw.+ Therapie“ gestellt war, piept das Aggregat bei Magnetanwendung einmal pro Sekunde.

HINWEIS: *Wenn eine Tachy-Detektion erfolgt, während sich der Magnet über dem Aggregat befindet, zeigt der detaillierte Therapiespeicher an, dass die Therapie nicht abgegeben wurde, da sich das Aggregat in der Betriebsart „Nur Überwachung“ befand.*

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használható.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

ELEKTROPHYSIOLOGISCHE TESTS

KAPITEL 7

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- "EP-Testfunktionen" auf Seite 7-2
- "Induktionsmethoden" auf Seite 7-4
- "Methoden der befohlenen Therapie" auf Seite 7-8

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

EP-TESTFUNKTIONEN

Die elektrophysiologischen (EP-) Testfunktionen ermöglichen es Ihnen, Arrhythmien nicht-invasiv zu induzieren und zu terminieren, um die Wirksamkeit der gewählten Detektions- und Therapieparameter zu überprüfen. Die EP-Testfunktionen können in Verbindung mit der EKG-Anzeige verwendet werden, sodass Echtzeit-Kurven angesehen werden können. Der Status der Interaktion zwischen dem Aggregat und dem Patienten kann ebenfalls angezeigt werden.

WARNUNG: Halten Sie während der Implantation und der elektrophysiologischen Tests immer externe Defibrillationssysteme bereit. Falls eine induzierte ventrikuläre Tachyarrhythmie nicht rechtzeitig terminiert wird, kann dies zum Tod des Patienten führen.

Es stehen folgende Funktionen zur Verfügung, die nichtinvasive EP-Tests der Arrhythmien ermöglichen:

- VFib-Induktion
- T-Wellen-Schockinduktion
- Induktion/Terminierung durch programmierte elektrische Stimulation (PES)
- Induktion/Terminierung durch 50 Hz/Manuelle Burst-Stimulation
- Befohlene Schocktherapie
- Befohlene ATP-Therapie

Temporäre EP-Betriebsart

Im temporären EP-Modus können Sie den Aggregatmodus auf einen temporären Wert während des EP-Tests einstellen, ohne den normalen Aggregatmodus zu verändern.

EP-Test-Bildschirm

Der Bildschirm „EP-Test“ zeigt den aktuellen Status des Detektions- und Therapievorgangs im Aggregat an, wenn eine Telemetrieverbindung besteht. Die Ansicht dieser Anzeige ermöglicht es Ihnen, ein programmiertes Detektions-/Therapieschema oder optionale Therapien zu induzieren und zu testen, während Sie die Reaktionen des Aggregats überwachen.

Siehe Bildschirm „EP-Test“ (Abbildung 7-1 auf Seite 7-2):

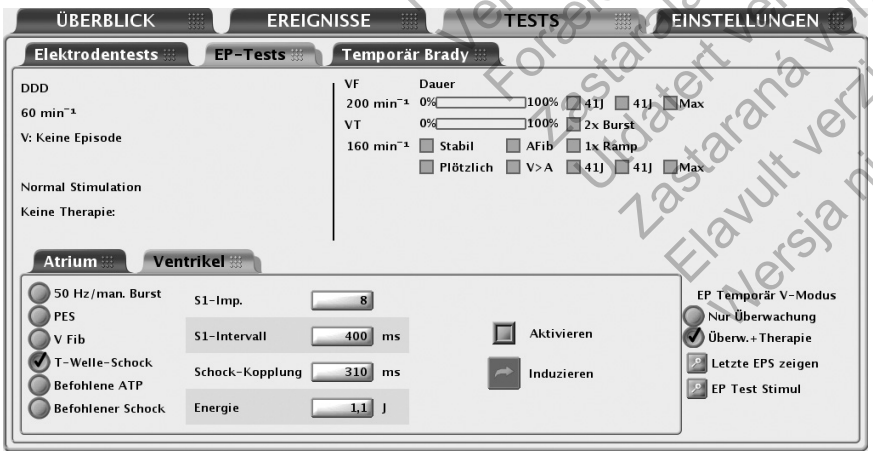


Abbildung 7-1. EP-Test-Bildschirm

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilize.
Πολύ παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja.
Versja nieaktualna. Nie używać.

Auf dem Bildschirm werden folgende Informationen angezeigt:

- Statusmeldungen – zeigen den Detektions- und Therapiestatus wie hier beschrieben an:
  - Status der ventrikulären Episode – die Dauer einer Episode wird angezeigt, wenn eine Episode aufgetreten ist. (Wenn eine Episode länger als 10 Minuten dauert, wird die Dauer im Format > 10:00 m:s angezeigt).
  - Status der ventrikulären Detektion – wenn eine Episode auftritt, wird angegeben, ob die ventrikuläre Detektion eine anfängliche Detektion oder Redetektion ist oder es wird die Zone angezeigt, in der die Detektion stattgefunden hat. Wenn keine Episode vorliegt, zeigt das Programmiergerät außerdem die Zeit (in Minuten) seit der letzten ventrikulären Therapie an (bis zu 10 Minuten).
  - Brady-Stimulation und SRD-Status.
  - Art der gestarteten Therapie und die Zone.
  - Der Status der Therapie, z. B. läuft, abgeleitet oder abgegeben.

- Dauer-Timer – Das Fortschreiten des Dauer-Timers wird grafisch mit einer Skala dargestellt. Der schwarze Balken in der Skala bewegt sich von links nach rechts, um anzuzeigen, wie viel Prozent der programmierten Dauer abgelaufen sind. Wenn die Dauer abgelaufen ist und die Therapieabgabe beginnt, wird der Balken ausgeblendet.
- Detektionsstatus – Der Status für jede programmierte Detektionsverbesserung wird angezeigt. Wenn die Verbesserungskriterien erfüllt sind, erscheint ein Häkchen im nebenstehenden Kontrollkästchen.
- Therapieschema – Es werden nur die Therapieschemen angezeigt, die programmiert sind. Wenn eine Therapie abgegeben wird, erscheint ein Häkchen oder eine Zahl im Feld neben der Therapie. Bei den ATP-Therapien wird sowohl der Schematyp als auch die programmierte Anzahl der Bursts im Schema angezeigt. Es erscheint eine Zahl im Kästchen ATP-Therapie, die jedes Mal hochgezählt wird (1, 2 usw.), wenn ein ATP-Burst abgegeben wird. Bei Schocktherapien wird die programmierte Energie für die programmierten Schocks angegeben. Es erscheint eine Zahl im Kästchen Max., die jedes Mal hochgezählt wird (1, 2 usw.), wenn ein Schock mit Maximalenergie abgegeben wird.

Zum Ausführen der EP-Testfunktionen gehen Sie folgendermaßen vor:

1. Registerkarte „Tests“ wählen, dann Registerkarte „EP-Tests“ wählen.
2. Stellen Sie die Telemetrieverbindung her. Die Telemetrieverbindung zwischen dem PRM und dem Aggregat sollte während allen EP-Tests aufrechterhalten werden.
3. Stellen Sie die Backup-Stimulation und EP-Test-Stimulation auf die gewünschten Werte.
4. EP Temporär V-Modus entsprechend der EP-Testmethode programmieren (Tabelle 7-1 auf Seite 7-3).

Tabelle 7-1. EP Temporär V-Modus für EP-Testfunktionen

	EP Temporär V-Modus		
EP-Testmethode[a]	**Überw.+Therapie[d]**	**Nur Überwachung[e]**	**Aus**
50 Hz/man. Burst[b]	X		
PES[b]	X		

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πλαστή εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Foreldet versjon. Ikke anvendes.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Versia neaktualna. Nie używać.

Tabelle 7-1. EP Temporär V-Modus für EP-Testfunktionen (Fortsetzung)

	EP Temporär V-Modus		
EP-Testmethode[a]	**Überw.+Therapie[d]**	**Nur Überwachung[e]**	**Aus**
V-Fib[c]	X		
T-Wellen-Schock[c]	X		
Befohlene ATP[c]		X	
Befohlener Schock[c]	X	X	

a. EP-Funktionen können nicht durchgeführt werden, wenn sich das Aggregat noch im Modus „Lagerung“ befindet.
b. Verfügbare Methode für atriale und ventrikuläre Induktion.
c. Verfügbare Methode nur für ventrikuläre Induktion.
d. Der ventrikuläre Tachy-Modus muss auf „Überw.+Therapie“ programmiert sein.
e. Der ventrikuläre Tachy-Modus muss auf „Nur Überwachung“ oder „Überw.+Therapie“ programmiert sein.

INDUKTIONSMETHODEN

Jede EP-Test-Methode, die im Bildschirm „EP-Test“ verfügbar ist, wird im Folgenden zusammen mit den Anweisungen beschrieben. Während jeder Induktion/Terminierung führt das Aggregat keine weiteren Funktionen aus, bis der Test angeschlossen ist, wobei dann der programmierte Modus aktiviert wird und das Aggregat entsprechend reagiert.

Berücksichtigen Sie bitte die folgenden Informationen, wenn Sie diese Methoden anwenden:

- Ventrikuläre PES, T-Wellen-Schock und Ventrikuläre ATP sind „BiV“
- Ventrikulärer manueller Burst und 50 Hz Burst sind „Nur RV“
- Alle Induktionen und Tachykardietherapieabgaben werden inhibiert, wenn ein Magnet über dem Aggregat platziert wird (wenn die Magnetreaktion auf „Therapie inhib.“ programmiert ist)
- Die Stimulationsimpulse werden während der Induktion entsprechend der programmierten Stimulationsparameter für EP-Tests abgegeben

VFib-Induktion

Für die VFib-Induktion werden die Defibrillationselektroden verwendet, um den rechten Ventrikel mit sehr schnellen Frequenzen zu stimulieren.

Folgende Einstellungen stehen zur Verfügung, um die für eine Induktion erforderliche Mindestenergie zu ermöglichen:

- V Fib Niedrig liefert eine Stimulation mit 9 Volt
- V Fib Hoch liefert eine Stimulation mit 15 Volt

Durchführung einer VFib-Induktion

HINWEIS: *Der Patient sollte vor der Abgabe von Fibrillationsinduktionsimpulsen sediert werden. Durch die große Elektrodenoberfläche der Defibrillationselektroden kann es zu einer Stimulation der umgebenden Muskulatur kommen, was unangenehm sein kann.*

1. Option „V-Fib“ wählen. Für jeden Test werden Schaltflächen und das Kontrollkästchen „Aktivieren“ angezeigt.
2. Kontrollkästchen „Aktivieren“ anklicken.
3. Die gewünschte Schaltfläche „Fib - Drücken“ wählen, um die Abgabe der Fibrillationsinduktion zu initiieren. Die Induktion wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Drücken“ gehalten und die Telemetrieverbindung aufrechterhalten wird, höchstens aber 15 Sekunden.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foraldrad version. Använd ej.
Πρωλιό εκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Foraldet version. Må ikke anvendes.
Vanhentunut versio. Ei saa käyttää.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használja!
Zastarała wersja. Nie używać.
Versja nieaktualna. Nie używać.

Während der Induktion ist die Detektionsfunktion des Aggregats automatisch abgeschaltet und wird nach Beendigung der Induktion automatisch wieder eingeschaltet. Wenn die VFib-Induktion während einer Episode gestartet wird, wird das Episodenende erklärt, bevor die VFib-Induktionsimpulse gestartet werden. Eine neue Episode (mit anfänglicher Detektion und Therapie) kann erklärt werden, nachdem die VFib-Induktion abgeschlossen ist. Ereignismarker und Elektrogramme werden während der VFib-Induktion unterbrochen und nach der Induktion automatisch wieder gestartet.

4. Um die Induktion anzuhalten, Schaltfläche loslassen (die Schaltfläche „Drücken“ wird wieder abgeblendet).

5. Diese Schritte wiederholen, um eine weitere Fibrillationsinduktion abzugeben.

T-Wellen-Schockinduktion

Die Induktionsmethode „T-Wellen-Schock“ ermöglicht es dem Aggregat eine Impulsfolge (bis zu 30 zeitlich gleiche Stimulationsimpulse oder S1-Impulse) über die ventrikulären Stimulations-/Detektionselektroden abzugeben, gefolgt von der Angabe eines Schocks über die Defibrillationselektroden (Abbildung 7-2 auf Seite 7-5).

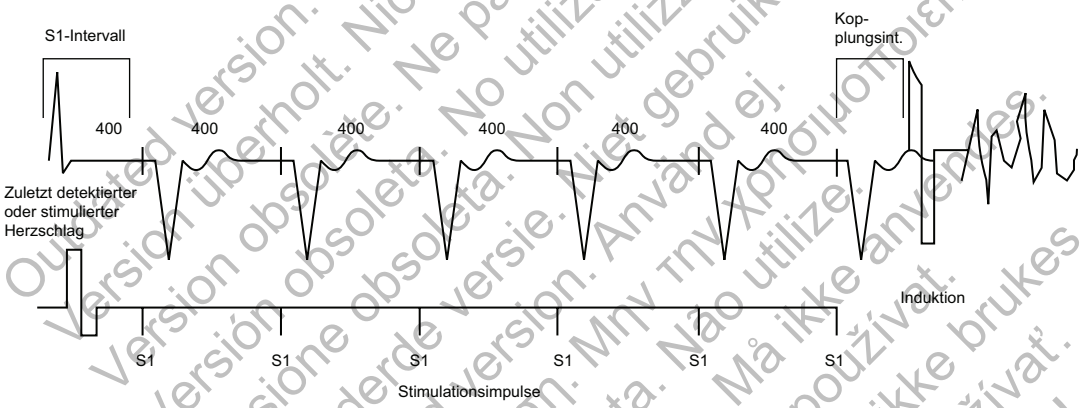


Abbildung 7-2. Impulsfolge für T-Wellen-Schock-Induktion

Der erste S1-Impuls wird nach dem letzten detektierten oder stimulierten Ereignis mit dem S1-Intervall abgegeben. Der Schock wird mit dem letzten S1-Impuls der Impulsfolge gekoppelt.

Durchführung einer T-Wellen-Schock-Induktion

1. Option „T-Wellen-Schock“ wählen. Die programmierbaren Induktionsparameter werden angezeigt.

2. Den gewünschten Wert für jeden Parameter wählen.

3. Auf das Kontrollkästchen „Aktivieren“ klicken. Die Schaltfläche „Induzieren“ ist nicht länger abgeblendet.

4. Die Taste „Induzieren“ wählen, um mit der Abgabe der Impulsfolge zu beginnen. Die Impulse werden nacheinander abgegeben, bis die programmierte Anzahl von Impulsen erreicht ist. Nach dem Start der Induktion wird die Abgabe der Impulsfolge nicht gestoppt, wenn Sie die Telemetrieverbindung unterbrechen. Bei aktivierter Telemetrie kann die Induktionsabgabe durch Drücken der Taste „THERAPIE ABLEITEN“ gestoppt werden.

5. „Induktion durch T-Wellen-Schock“ ist abgeschlossen, wenn die Impulsfolge und der Schock abgegeben wurden. Danach startet das Aggregat automatisch erneut die Detektion.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πάρα πολύ παλιά. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

HINWEIS: *Vor der Abgabe der Impulsfolge sind Töne zu hören, die das Laden der Kondensatoren zur Vorbereitung der Schockabgabe anzeigen.*

HINWEIS: *Der Schock, der während „Induktion durch T-Wellen-Schock“ abgegeben wird, erhöht die Episoden- oder Therapiezähler nicht.*

Ventrikuläre Backup-Stimulation während atrialem EP-Test

„Biventrikuläre Backup-Stimulation“ ist während atrialer EP-Tests (PES, 50 Hz/man. Burst) unabhängig von den programmierten normalen oder Post-Therapie-Stimulations-Modi verfügbar.

HINWEIS: *Die Backup-Stimulation erfolgt im VOO-Modus.*

Programmieren Sie die Parameter für die Backup-Stimulation über die Schaltfläche „EP-Test-Stimulation“. Sie sind unabhängig von den permanenten Stimulationsparametern programmierbar. Die Backup-Stimulation kann auch deaktiviert werden, indem der Backup-Stimulationsmodus auf „Aus“ programmiert wird.

Programmierte elektrische Stimulation (PES)

Mit der PES-Induktion können bis zu 30 identische Stimulationsimpulse (S1) abgegeben werden, gefolgt von bis zu 4 vorzeitigen Stimuli (S2–S5), um Arrhythmien zu induzieren oder zu terminieren. Mit Steuerimpulsen oder S1-Impulsen kann das Herz mit einer Frequenz stimuliert werden, die etwas oberhalb der intrinsischen Frequenz liegt. Dadurch wird gewährleistet, dass das Timing der vorzeitigen Extrastimuli genau mit dem Herzzyklus gekoppelt ist (Abbildung 7-3 auf Seite 7-6).

Der anfängliche S1-Impuls wird mit dem letzten detektierten oder stimulierten Ereignis des S1-Intervalls gekoppelt. Alle Impulse werden im Modus XOO (X steht für die Kammer) entsprechend den programmierten Stimulations-Parametern für EP-Test abgegeben.

Für Atriale PES stehen Backup-Stimulationsparameter zur Verfügung.

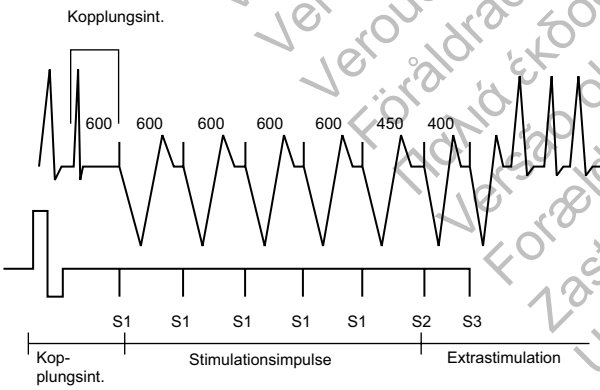


Abbildung 7-3. Impulsfolge PES-Induktion

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versione obsoleta. Non usare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιό σκόοον. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastarala verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Durchführung der PES-Induktion

1. Je nach Kammer, die stimuliert werden soll, Registerkarte „Atrium“ oder „Ventrikel“ wählen

2. Option „PES“ wählen. Die Schaltflächen für die Impulse S1–S5 und die entsprechenden Burstzykluslängen werden angezeigt.

3. Den gewünschten Wert für die S1–S5-Intervalle wählen (Abbildung 7-4 auf Seite 7-7). Entweder ein Wertekästchen für das betroffene S-Intervall anklicken und einen Wert aus

dem Kästchen wählen oder das Plus- und Minuszeichen benutzen, um die Zahlen im Wertekästchen zu verändern.

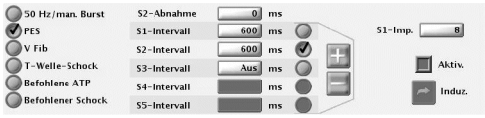


Abbildung 7-4. Optionen für die PES-Induktion

4. Kontrollkästchen „Aktivieren“ wählen.

5. Die Taste „Induzieren“ wählen (nicht gedrückt halten), um mit der Abgabe der Impulsfolge zu beginnen. Wenn die programmierte Anzahl der S1-Impulse abgegeben wurde, gibt das Aggregat die programmierten S2-S5-Impulse ab. Die Impulse werden bis zum ersten Impuls, der auf „Aus“ programmiert wurde, sequenziell abgegeben (wenn z. B. „S1“ und „S2“ auf 600 ms und „S3“ auf „Aus“ programmiert wurden, werden die Impulse „S3“, „S4“ und „S5“ nicht abgegeben). Nach dem Start der Induktion wird die Abgabe der Impulsfolge nicht gestoppt, wenn Sie die Telemetrieverbindung unterbrechen. (Bei aktivierter Telemetrie kann die Induktionsabgabe durch Drücken der Taste THERAPIE ABLEITEN gestoppt werden.)

6. Die PES-Induktion ist abgeschlossen, wenn die Impulsfolge und die Extrastimuli abgegeben wurden. Danach startet das Aggregat automatisch erneut die Detektion.

HINWEIS: *Sicherstellen, dass die PES-Induktion abgeschlossen ist, bevor eine neue Induktion gestartet wird.*

HINWEIS: *Wenn PES verwendet wird, um eine Arrhythmie zu terminieren, die detektiert wurde (und eine Episode erklärt wurde), so wird die Episode beendet, wenn PES befohlen wird, gleichgültig ob diese erfolgreich ist oder nicht. Nach Beendigung der PES-Induktion kann eine neue Episode erklärt werden. Die PES selbst wird nicht im Therapiespeicher aufgezeichnet; dies kann dazu führen, dass mehrere Episoden im Therapiespeicher gezählt werden.*

HINWEIS: *Echtzeit-EGMs und annotierte Ereignismarker werden während der gesamten Testsequenz weiterhin angezeigt.*

50 Hz/Manuelle Burststimulation

„50-Hz-Stimulation“ und „manuelle Burststimulation“ werden beide zur Induktion oder Terminierung von Arrhythmien verwendet, wenn sie an die gewünschte Kammer abgegeben werden. Für den manuellen Burst sind die Parameter programmierbar, während sie für die 50-Hz-Stimulation festgelegt sind.

Die manuelle Burststimulation und die 50-Hz-Stimulationsimpulse werden im Modus XOO (wobei X für die Kammer steht) entsprechend der programmierten Stimulationsparameter für EP-Test abgegeben. Für atriale manuelle Bursts und 50 Hz stehen Backup-Stimulationsparameter zur Verfügung.

Durchführung der manuellen Burststimulation

1. Je nach Kammer, die stimuliert werden soll, Registerkarte „Atrium“ oder „Ventrikel“ wählen.

2. Option „50 Hz/man. Burst“ wählen.

3. Den gewünschten Wert für das Burstintervall, Minimum und Abnahme auswählen. Dies gibt die Zykluslänge der Intervalle in der Impulsfolge an.

4. Kontrollkästchen „Aktivieren“ wählen.

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veraltete Version. Nicht benutzen.
Föråldrad version. Använd ej.
Πρωτεύουσα εκδοχή. Μη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavunud versioon. Mõõtmiseks mitte kasutada.
Elavuttanut versio. Ei käytössä.
Zastarała wersja. Nie używać.
Versja utgått. Skal ikke brukes.
Versja utgått. Nie używać.

5. Um den Burst abzugeben, Schaltfläche „Burst abgeben“ wählen und halten gedrückt halten.

   Der ventrikuläre manuelle Burst wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Burst abgeben“ gedrückt wird und die Telemetrieverbindung aufrecht gehalten wird, aber höchstens 30 Sekunden.

   Der atriale manuelle Burst wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Burst abgeben“ gedrückt wird und die Telemetrieverbindung aufrecht gehalten wird, aber höchstens 45 Sekunden.

   Die Intervalle werden weiter verkürzt, bis das Mindestintervall erreicht ist. Anschließend werden alle weiteren Impulse mit dem Mindestintervall abgegeben.

6. Um die Burstabgabe zu stoppen, die Schaltfläche „Burst abgeben“ loslassen. Die Schaltfläche wird wieder abgeblendet.

7. Um eine zusätzliche manuelle Burststimulation abzugeben, diese Schritte wiederholen.

50 Hz Burststimulation ausführen

1. Je nach Kammer, die stimuliert werden soll, Registerkarte „Atrium“ oder „Ventrikel“ wählen.

2. Option „50 Hz/man. Burst“ wählen.

3. Kontrollkästchen „Aktivieren“ wählen.

4. Um den Burst abzugeben, Schaltfläche „50 Hz Burst abgeben“ wählen und gedrückt halten.

   Der ventrikuläre 50 Hz Burst wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Burst abgeben“ gedrückt wird und die Telemetrieverbindung aufrechterhalten wird, aber höchstens 30 Sekunden.

   Der atriale 50 Hz Burst wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Burst abgeben“ gedrückt wird und die Telemetrieverbindung aufrechterhalten wird, aber höchstens 45 Sekunden.

HINWEIS: *Während der Stimulation mit „50 Hz Burst abgeben“ wird das S1-Intervall automatisch auf 20 ms und die Abnahme auf 0 gesetzt. Diese Werte werden nicht auf dem Bildschirm angezeigt.*

5. Um die Burstabgabe zu stoppen, die Schaltfläche „50 Hz Burst abgeben“ loslassen. Die Schaltfläche wird wieder abgeblendet.

6. Um eine zusätzliche 50-Hz-Burststimulation abzugeben, diese Schritte wiederholen.

HINWEIS: *Echtzeit-EGMs und annotierte Ereignismarker werden während der gesamten Testsequenz weiterhin angezeigt.*

METHODEN DER BEFOHLENEN THERAPIE

Die befohlenen EP-Testmethoden, befohlener Schock und befohlene ATP, können unabhängig von den programmierten Detektions- und Therapieparametern angewendet werden. Gibt das Aggregat gerade eine Therapie ab, wenn eine dieser Methoden gestartet wird, so bekommt die EP-Testfunktion Priorität und bricht die laufende Therapie ab. Wenn gerade keine Episode stattfindet, wird eine befohlene ventrikuläre Episode im Arrhythmie-Logbuch verzeichnet. Die Abgabe von befohlenem Schock und befohlener ATP wird inhibiert, wenn ein Magnet über dem Aggregat platziert wird, falls die Funktion „Magnetreaktion“ auf „Therapie inhib.“ programmiert ist.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πλαιός κώδικας. Μην χρησιμοποιείτε.
Föråldrad version. Använd ej.
Foreldet versjon. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Skal ikke bruges.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Befohlener Schock

Die Funktion „befohlener Schock“ ermöglicht die Abgabe eines Schocks mit programmierbarer Energie und Kopplungsintervall.

Alle befohlenen Schocks sind „committed“ Schocks und werden R-Wellen-synchron abgegeben (wenn das Kopplungsintervall = Sync ist). Die Schockform und die Polarität sind mit den durch Detektion initiierten Schocks identisch, aber ein programmiertes Kopplungsintervall kann spezifiziert werden. Das Kopplungsintervall wird an dem Punkt gestartet, an dem der Schock in der Betriebsart „Sync“ abgegeben worden wäre; er wird jedoch stattdessen am programmierten Kopplungsintervall abgegeben. Nach jeder befohlenen Schockabgabe wird die Post-Schock-Redetektion verwendet und die Post-Schock-Stimulation aktiviert.

Durchführung einer befohlenen Schockabgabe

1. Option „Befohlener Schock“ wählen.

2. Die gewünschten Werte für „Kopplungsint.“ und „Schockenergie“ wählen.

3. Kontrollkästchen „Aktivieren“ wählen. Die Schaltfläche „Schock abgeben“ ist jetzt auswählbar.

4. Schaltfläche „Schock abgeben“ wählen, um die Schockabgabe auszulösen. Der befohlene Schock wird im Therapiespeicher aufgezeichnet.

5. Um weitere Schocks abzugeben, diese Schritte wiederholen.

Befohlene ATP

Mit der befohlenen ATP können Sie die ATP-Schemata unabhängig von den programmierten Detektions- und Therapieparametern manuell abgeben. Sie können die befohlene ATP konfigurieren, indem Sie entweder die Art des ATP-Schemas auswählen oder die ATP-Parameter auf dem Bildschirm „Details“ programmieren, um die befohlene ATP abzugeben.

Der EP-Temp-V-Modus muss auf „Nur Überwachung“ programmiert sein, um sicherzustellen, dass die befohlene ATP die detektionsgesteuerte ATP nicht stört.

Durchführung einer befohlenen ATP

1. Ist der ventrikuläre Tachy-Modus des Aggregats nicht bereits auf „Nur Überwachung“ programmiert, „Nur Überwachung“ im EP-Temp-V-Modus wählen.

2. Das ATP-Schema wählen und dann den Wert für die Anzahl der Bursts eingeben.

3. Schaltfläche „Start ATP“ wählen, um den ersten Burst im gewählten ATP-Schema zu initiieren. Der Zähler „Verbleibende Bursts“ verringert sich mit jedem abgegebenen Burst.

4. Die Schaltfläche „Weiter“ für jede zusätzlich gewünschte Burstabgabe wählen. Wenn alle Bursts in einem Protokoll abgegeben wurden, kehrt der Zähler „Verbleibende Bursts“ zum anfänglichen Wert zurück und die Schaltfläche „Weiter“ wird abgeblendet.

5. Es können jederzeit andere ATP-Schemata gewählt werden. Wählen Sie das gewünschte Schema und wiederholen Sie die obige Sequenz. Die „Befohlene ATP“ wird als vom Arzt befohlene Therapie gezählt und im Bildschirm „Zähler“ angezeigt.

6. Nach Einsatz von „Befohlene ATP“ muss der „EP-Temp-V-Modus“ auf „Überw. + Therapie“ programmiert werden. Oder verlassen Sie den Bildschirm, sodass der EP-Temp-V-Modus beendet wird und der permanente Tachy-Modus wieder aufgenommen wird.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

HINWEIS: *Wenn während der Abgabe eines befohlenen ATP-Schemas eine andere Schaltfläche als „Weiter“ gedrückt wird, wird das Schema rückgesetzt und im Feld „Verbleibende Bursts“ werden die Anfangswerte wiederhergestellt. Die Schaltfläche „Start ATP“ muss erneut gewählt werden, um das Schema wieder zu starten.*

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

PROGRAMMIERBARE OPTIONEN

ANHANG A

Tabelle A-1. Einstellungen der ZIP-Telemetrie

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell[a]
Kommunikationsmodus	ZIP-Telemetrie aktivieren (erfordert eventuell begrenzte Verwendung des Programmierkopfes). Benutzen Sie den Programmierkopf für jegliche Telemetrie	ZIP-Telemetrie aktivieren (erfordert eventuell begrenzte Verwendung des Programmierkopfes)

a. Wenn der Kommunikationsmodus über die Taste „Dienstprogramme“ auf dem Ausgangsbildschirm des PRM gewählt wird, entsprechen die nominellen Einstellungen in der ZOOMVIEW-Softwareanwendung den auf dem Ausgangsbildschirm gewählten Werten.

Tabelle A-2. Tachy-Modus-Parameter

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Tachy-Modus	„Aus“, „Nur Überwachung“, „Überw.+Therapie“, „Elektrokauter-Schutzmodus aktivieren“	Lagerung

Tabelle A-3. Ventrikuläre Zonenparameter

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Ventrikuläre Zonen	1, 2, 3	2

Tabelle A-4. Detektionsparameter für 1-Zonen-, 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Frequenz[a] (min^{-1}) 3 Zonen (Intervalle in ms)	90, 95, ..., 200 (667–300)	110, 115, ..., 210 (545–286), 220 (273)	130, 135, ..., 210 (462–286), 220, 230, 240, 250 (273–240)	140 (Toleranz ± 5 ms) für VT-1 Zone 160 (Toleranz ± 5 ms) für VT-Zone 200 (Toleranz ± 5 ms) für VF-Zone
Frequenz[a] (min^{-1}) 2 Zonen (Intervalle in ms)	– –	90, 95, ..., 210 (667–286), 220 (273)	110, 115, ..., 210 (545–286), 220, 230, 240, 250 (273–240)	160 (Toleranz ± 5 ms) für VT-Zone 200 (Toleranz ± 5 ms) für VF-Zone
Frequenz[a] (min^{-1}) 1 Zone (Intervalle in ms)	– –	– –	90, 95, ..., 210 (667–286), 220 (273)	200 (Toleranz ± 5 ms)
Anfängliche Dauer[b] (Sek.) 3 Zonen	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, ..., 60,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, 30,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	2,5 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für VT-1 Zone 2,5 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für VT-Zone 1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für VF-Zone
Anfängliche Dauer[b] (Sek.) 2 Zonen	– –	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, 30,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	2,5 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für VT-Zone 1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für VF-Zone
Anfängliche Dauer (Sek.) 1 Zone	– –	– –	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
Redetektions-dauer[b] (Sek.) 3 Zonen	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	1,0 (nicht programmierbar)	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für alle Zonen
Redetektionsdauer (Sek.) 2 Zonen	– –	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	1,0 (nicht programmierbar)	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für alle Zonen
Redetektionsdauer (Sek.) 1 Zone	– –	– –	1,0 (nicht programmierbar)	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)

Outdated version. Do not use. Version überholt. Nicht verwenden. Versión obsoleta. No utilizar. Versione obsoleta. Non utilizzare. Verouderde versie. Niet gebruiken. Föråldrad version. Ej. Πεπαλαιωμένη εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε. Versão obsoleta. Não utilizar. Forældet version. Må ikke benyttes. Zastarała wersja. Nie używać. Zastaralá verze. Nepoužívat. Elavunud versioon. Ärge kasutage. Versja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-4. Detektionsparameter für 1-Zonen-, 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Post-Schock-Dauer[b] (Sek.) 3 Zonen	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, ..., 60,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, 30,0	1,0 (nicht programmierbar)	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für alle Zonen
Post-Schock-Dauer (Sek.) 2 Zonen	– –	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, 30,0	1,0 (nicht programmierbar)	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus) für alle Zonen
Post-Schock-Dauer (Sek.) 1 Zone	– –	– –	1,0 (nicht programmierbar)	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)

a. Die Frequenzdifferenz zwischen den Tachy-Zonen muss mindestens 20 min^{-1} betragen. Die niedrigste Tachykardie-Frequenzschwelle muss ≥ 5 min^{-1} höher als die maximale Trackingfrequenz, die maximale Sensorfrequenz und die maximale Stimulationsfrequenz sein; die niedrigste Tachykardie-Frequenzschwelle muss zudem ≥ 15 min^{-1} höher als die untere Grenzfrequenz sein.
b. Die Dauer in einer Zone muss größer oder gleich der Dauer in der nächsthöheren Zone sein.

Tabelle A-5. Typ ventrikuläre Detektionsverbesserung für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Detektionsverbesserungs-Typ	Aus, Rhythm ID, Onset/Stabilität	Onset/Stabilität

Tabelle A-6. Onset/Stabilität Detektionsverbesserungsparameter für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
V Frequenz > A Frequenz 3 Zonen[a]	Aus, Ein	– –	– –	Ein
V Frequenz > A Frequenz 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein
AFib Frequenzgrenze (min^{-1}) 3 Zonen[a b]	Aus, 100, 110, ..., 300	– –	– –	170 (Toleranz ± 5 ms)
AFib Frequenzgrenze (min^{-1}) 2 Zonen[b]	– –	Aus, 100, 110, ..., 300	– –	170 (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 3 Zonen[a]	Aus, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60 70, 80, ..., 120	– –	– –	20 (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 2 Zonen	– –	Aus, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60 70, 80, ..., 120	– –	20 (Toleranz ± 5 ms)
Schock falls instabil (ms) 3 Zonen	– –	Aus, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60 70, 80, ..., 120	– –	30 (Toleranz ± 5 ms)
Schock falls instabil (ms) 2 Zonen	– –	Aus, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60 70, 80, ..., 120	– –	Aus (Toleranz ± 5 ms)
Onset (% oder ms) 3 Zonen[a]	Aus, 9, 12, 16, 19, ..., 37, 41, 44, 47, 50 % oder 50, 60, ..., 250 ms	– –	– –	9 % (Toleranz ± 5 ms)
Onset (% oder ms) 2 Zonen	– –	Aus, 9, 12, 16, 19, ..., 37, 41, 44, 47, 50 % oder 50, 60, ..., 250 ms	– –	9 % (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität Und/Oder Onset 3 Zonen[a]	Und, Oder	– –	– –	Und
Stabilität Und/Oder Onset 2 Zonen	– –	Und, Oder	– –	Und
Sustained Rate Duration (SRD) (m:s) 3 Zonen[a]	Aus, 00:10, 00:15, ..., 00:55 01:00, 01:15, ..., 02:00 02:30, 03:00, ..., 10:00 15:00, 20:00, ..., 60:00	– –	– –	03:00 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
Sustained Rate Duration (SRD) (m:s) 2 Zonen	– –	Aus, 00:10, 00:15, ..., 00:55 01:00, 01:15, ..., 02:00 02:30, 03:00, ..., 10:00 15:00, 20:00, ..., 60:00	– –	03:00 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-6. Onset/Stabilität Detektionsverbesserungsparameter für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Detektionsverbesserung 3 Zonen	Aus, Ein	Aus, Ein	– –	Ein
Detektionsverbesserung 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein
Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung 3 Zonen[a]	Aus, Ein	– –	– –	Ein
Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein
Sinus-Tachykardie-Unterscheidung 3 Zonen[a]	Aus, Ein	– –	– –	Ein
Sinus-Tachykardie-Unterscheidung 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein
Unterscheidung Polymorpher VT 3 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein
Unterscheidung Polymorpher VT 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Aus

a. Wenn die gesamte VT-1-Therapie auf „Aus" programmiert ist, werden die Detektionsverbesserungen in der VT-Zone und nicht in der VT-1 Zone angewendet.
b. Alle AFib Frequenzgrenzen sind mit der ATR-Auslösefrequenz und der Frequenz der Atrialen Flatter-Reaktion verknüpft. Wenn eine dieser Frequenzen neu programmiert wird, werden die anderen automatisch auf denselben Wert geändert.

Tabelle A-7. Rhythm ID Detektionsverbesserungsparameter für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Detektionsverbesserung 3 Zonen	Aus, Ein	Aus, Ein	– –	Ein (VT-1) Aus (VT)
Detektionsverbesserung 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Aus
Sustained Rate Duration (SRD) (m:s) 3 Zonen	Aus, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	Aus, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	– –	03:00 (VT-1 und VT) (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
Sustained Rate Duration (SRD) (m:s) 2 Zonen	– –	Aus, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	– –	03:00 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
Passive Methode 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	Aus, Ein	Aus, Ein	– –	Ein
Passive Methode 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein
Aktive Methode 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	Aus, Ein	Aus, Ein	– –	Ein
Aktive Methode 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein
RhythmMatch-Schwelle (%) (ein Wert für alle Zonen)	70, 71, ..., 96	70, 71, ..., 96	– –	94
Temp. LRL (min^{-1}) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	Norm LRL verwenden, 30, 35, ..., 105	Norm LRL verwenden, 30, 35, ..., 105	– –	Norm LRL verwenden (Toleranz ± 5 ms)
Temp. LRL (min^{-1}) 2 Zonen	– –	Norm LRL verwenden, 30, 35, ..., 105	– –	Norm LRL verwenden (Toleranz ± 5 ms)
Atriale Tachy-Diskriminierung 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	Aus, Ein	Aus, Ein	– –	Ein
Atriale Tachy-Diskriminierung 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολύ έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-7. Rhythm ID Detektionsverbesserungsparameter für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
AFib Frequenzgrenze (min^{-1}) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)[ab]	100, 110, ..., 300	100, 110, ..., 300	– –	170 (Toleranz ± 5 ms)
AFib Frequenzgrenze (min^{-1}) 2 Zonen[ab]	– –	100, 110, ..., 300	– –	170 (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)[a]	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	– –	20 (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 2 Zonen[a]	– –	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	– –	20 (Toleranz ± 5 ms)

a. Dieser Parameter wird sowohl bei der anfänglichen als auch bei der Post-Schock-Detektion verwendet. Beim Ändern des Werts für die anfängliche Detektion wird auch der Wert für Post-Schock Brady geändert.
b. Alle AFib Frequenzgrenzen sind mit der ATR-Auslösefrequenz und der Frequenz der Atrialen Flatter-Reaktion verknüpft. Wenn eine dieser Frequenzen neu programmiert wird, werden die anderen automatisch auf denselben Wert geändert.

Tabelle A-8. Post-Schock Onset/Stabilität Detektionsverbesserungsparameter für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Post-Schock-V Frequenz > A Frequenz 3 Zonen[a]	Aus, Ein	– –	– –	Ein
Post-Schock-V Frequenz > A Frequenz 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Ein
Post-Schock-AFib Frequenzgrenze (min^{-1}) 3 Zonen[a b]	Aus, 100, 110, ..., 300	– –	– –	170 (Toleranz ± 5 ms)
Post-Shock-AFib Frequenzgrenze (min^{-1}) 2 Zonen[b]	– –	Aus, 100, 110, ..., 300	– –	170 (Toleranz ± 5 ms)
Post-Schock-Stabilität (ms) 3 Zonen[a]	Aus, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	– –	– –	20 (Toleranz ± 5 ms)
Post-Schock-Stabilität (ms) 2 Zonen	– –	Aus, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	– –	20 (Toleranz ± 5 ms)
Post-Schock Sustained Rate Duration (SRD) (m:s) 3 Zonen[a]	Aus, 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, 03:00, ..., 10:00, 15:00, 20:00, ..., 60:00	– –	– –	00:15 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
Post-Schock Sustained Rate Duration (SRD) (m:s) 2 Zonen	– –	Aus, 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, 03:00, ..., 10:00, 15:00, 20:00, ..., 60:00	– –	00:15 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)

a. Wenn die gesamte VT-1-Therapie auf „Aus“ programmiert ist, werden die Detektionsverbesserungen in der VT-Zone und nicht in der VT-1 Zone angewendet.
b. Alle AFib Frequenzgrenzen sind mit der ATR-Auslösefrequenz und der Frequenz der Atrialen Flatter-Reaktion verknüpft. Wenn eine dieser Frequenzen neu programmiert wird, werden die anderen automatisch auf denselben Wert geändert.

Tabelle A-9. Post-Schock Rhythm ID Detektionsverbesserungsparameter für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Post-Schock-Detektionsverbesserung 3 Zonen	Aus, Ein	Aus, Ein	– –	Aus
Post-Schock-Detektionsverbesserung 2 Zonen	– –	Aus, Ein	– –	Aus
Post-Schock Sustained Rate Duration (SRD) (m:s) 3 Zonen	Aus, 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	Aus, 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	– –	0:15 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιά σκόωση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-9. Post-Schock Rhythm ID Detektionsverbesserungsparameter für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Post-Schock Sustained Rate Duration (SRD) (m:s) 2 Zonen	– –	Aus, 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	– –	0:15 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
AFib Frequenzgrenze (min^{-1}) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)[ab]	100, 110, ..., 300	100, 110, ..., 300	– –	170 (Toleranz ± 5 ms)
AFib Frequenzgrenze (min^{-1}) 2 Zonen[ab]	– –	100, 110, ..., 300	– –	170 (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)[a]	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	– –	20 (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 2 Zonen[a]	– –	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	– –	20 (Toleranz ± 5 ms)

a. Dieser Parameter wird sowohl bei der anfänglichen als auch bei der Post-Schock-Detektion verwendet. Beim Ändern des Werts für die anfängliche Detektion wird auch der Wert für Post-Schock Brady geändert.
b. Alle AFib Frequenzgrenzen sind mit der ATR-Auslösefrequenz und der Frequenz der Atrialen Flatter-Reaktion verknüpft. Wenn eine dieser Frequenzen neu programmiert wird, werden die anderen automatisch auf denselben Wert geändert.

Tabelle A-10. Ventrikuläre ATP-Parameter (bei einer Last von 750 Ω)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
ATP-Typ 3 Zonen	Aus, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan	Aus, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan	– –	Aus (VT-1); Burst (VT ATP1); Ramp (VT ATP2)
ATP-Typ 2 Zonen	– –	Aus, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan	– –	Burst (VT ATP1); Ramp (VT ATP2)
Anzahl der Bursts (je Schema) 3 Zonen	Aus, 1, 2, ..., 30	Aus, 1, 2, ..., 30	– –	Aus (VT-1); 2 (VT ATP1); 1 (VT ATP2)
Anzahl der Bursts (je Schema) 2 Zonen	– –	Aus, 1, 2, ..., 30	– –	2 (VT ATP1); 1 (VT ATP2)
Anfänglicher Impuls (Impulse) 3 Zonen	1, 2, ..., 30	1, 2, ..., 30	– –	4 (VT-1); 10 (VT)
Anfänglicher Impuls (Impulse) 2 Zonen	– –	1, 2, ..., 30	– –	10
Impulsanstieg (Impulse) 3 Zonen	0, 1, ..., 5	0, 1, ..., 5	– –	0
Impulsanstieg (Impulse) 2 Zonen	– –	0, 1, ..., 5	– –	0
Maximale Anzahl der Impulse 3 Zonen	1, 2, ..., 30	1, 2, ..., 30	– –	4 (VT-1); 10 (VT)
Maximale Anzahl der Impulse 2 Zonen	– –	1, 2, ..., 30	– –	10
Kopplungsint. (% oder ms) 3 Zonen	50, 53, 56, 59; 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % oder 120, 130, ..., 750 ms	50, 53, 56, 59; 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % oder 120, 130, ..., 750 ms	– –	81 % (Toleranz ± 5 ms)
Kopplungsint. (% oder ms) 2 Zonen	– –	50, 53, 56, 59; 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % oder 120, 130, ..., 750 ms	– –	81 % (Toleranz ± 5 ms)
Abnahme des Kopplungsintervalls (ms) 3 Zonen	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	– –	0 (Toleranz ± 5 ms)
Abnahme des Kopplungsintervalls (ms) 2 Zonen	– –	0, 2, ..., 30	– –	0 (Toleranz ± 5 ms)
Burstzykluslänge (BZL) (% oder ms) 3 Zonen	50, 53, 56, 59; 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % oder 120, 130, ..., 750 ms	50, 53, 56, 59; 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % oder 120, 130, ..., 750 ms	– –	81 % (Toleranz ± 5 ms)

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Utgått version. Skal ikke brukes.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Zastarałá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-10. Ventrikuläre ATP-Parameter (bei einer Last von 750 Ω) (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Burstzykluslänge (BZL) (% oder ms) 2 Zonen	– –	50, 53, 56, 59; 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % oder 120, 130, ..., 750 ms	– –	81 % (Toleranz ± 5 ms)
Rampabnahme (ms) 3 Zonen	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	– –	0 (VT-1); 0 (VT ATP1); 10 (VT ATP2) (Toleranz ± 5 ms)
Rampabnahme (ms) 2 Zonen	– –	0, 2, ..., 30	– –	0 (VT ATP1); 10 (VT ATP2) (Toleranz ± 5 ms)
Scanabnahme (ms) 3 Zonen	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	– –	0 (Toleranz ± 5 ms)
Scanabnahme (ms) 2 Zonen	– –	0, 2, ..., 30	– –	0 (Toleranz ± 5 ms)
Mindestintervall (ms) 3 Zonen	120, 130, ..., 400	120, 130, ..., 400	– –	220 (Toleranz ± 5 ms)
Mindestintervall (ms) 2 Zonen	– –	120, 130, ..., 400	– –	220 (Toleranz ± 5 ms)
Rechtsventrikuläre ATP-Impulsdauer[a] (ms) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	0,1, 0,2, ..., 2,0	0,1, 0,2, ..., 2,0	– –	1,0 (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)
Rechtsventrikuläre ATP-Impulsdauer[a] (ms) 2 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	– –	0,1, 0,2, ..., 2,0	– –	1,0 (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)
Linksventrikuläre ATP-Impulsdauer[a] (ms) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	0,1, 0,2, ..., 2,0	0,1, 0,2, ..., 2,0	– –	1,0 (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)
Linksventrikuläre ATP-Impulsdauer[a] (ms) 2 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	– –	0,1, 0,2, ..., 2,0	– –	1,0 (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)
Rechtsventrikuläre ATP-Amplitude[a] (V) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	– –	5,0 (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
Rechtsventrikuläre ATP-Amplitude[a] (V) 2 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	– –	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	– –	5,0 (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
Linksventrikuläre ATP-Amplitude[a] (V) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	– –	5,0 (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
Linksventrikuläre ATP-Amplitude[a] (V) 2 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	– –	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	– –	5,0 (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
ATP Zeitlimit[b] (m:s) 3 Zonen	Aus, 00:10, 00:20, …, 01:00, 01:15, …,02:00, 02:30, ..,10:00, 15:00, .., 60:00	Aus, 00:10, 00:20, …, 01:00, 01:15, …,02:00, 02:30, ..,10:00, 15:00, .., 60:00	– –	01:00 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Veroudderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιά σκόδεη. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Updatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-10. Ventrikuläre ATP-Parameter (bei einer Last von 750 Ω) (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
ATP Zeitlimit (m:s) 2 Zonen	– –	Aus, 00:10, 00:20, …, 01:00, 01:15, …,02:00, 02:30, ..,10:00, 15:00, .., 60:00	– –	01:00 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
QUICK CONVERT ATP (nur VF) 1, 2 oder 3 Zonen	– –	– –	Aus, Ein	Ein

a. Die programmierten Werte für Amplitude und Impulsdauer beeinflussen die Post-Therapie-Bradykardiestimulation, können jedoch für Normale Bradykardiestimulation, Temporäre Bradykardiestimulation und EP-Test separat programmiert werden.
b. Das VT-1-ATP-Zeitlimit muss größer oder gleich dem VT-ATP-Zeitlimit sein.

Tabelle A-11. Ventrikuläre Schockparameter

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Energie der Schocks 1 und 2 (J)[a b c] (gespeicherte Energie)	Aus, 0,1, 0,3, 0,6, 0,9, 1,1, 1,7, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 11, 14, 17, 21, 23, 26, 29, 31, 36, 41	41 J (Toleranz ± 60 % für ≤ 0,3 J, ± 40 % für 0,6-3 J, ± 20 % für 5-36 J, ± 10 % für 41 J)
Verbleibende Schockenergie (J)[a c] (gespeicherte Energie)	Aus, 41	41 J (Toleranz ± 10 % für 41 J)
Elektrodenpolarität[d]	Anfänglich, Reversed	Anfänglich
Committed Schock	Aus, Ein	Aus
Schockelek.Vektor	RV-Wnd zu RA-Wnd+Geh., RV-Schockwnd/ Gehäuse, RV-Schockwnd/ RA-Schockwnd	RV-Wnd zu RA-Wnd+Geh

a. Es wird die biphasische Energie angegeben.
b. Die Energiestufe für Schock 2 muss höher als die oder gleich der Energiestufe für Schock 1 sein.
c. In einer VT-1 Zone einer 3-Zonen-Konfiguration oder einer VT-Zone einer 2-Zonen-Konfiguration können alle oder einige Schocks auf „Aus“ programmiert werden, während andere Schocks in der Zone in Joule programmiert werden.
d. Ein Befehl STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) wird mit der programmierten Polarität abgegeben.

Tabelle A-12. Stimulations-Therapieparameter (Normal, Post Therapie und Temporär) (bei einer Last von 750 Ω)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Modus[a b f]	DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R), AAI(R), Aus; Temporär: DDD, DDI, DOO, VDD, VVI, VOO, AAI, AOO, Aus	DDD
Untere Grenzfrequenz (LRL)[a c] (min^{-1})	30, 35, ..., 185	45 (Toleranz ± 5 ms)
Maximale Trackingfrequenz (MTR)[f i] (min^{-1})	50, 55, ..., 185	130 (Toleranz ± 5 ms)
Maximale Sensorfrequenz (MSR)[f i] (min^{-1})	50, 55, ..., 185	130 (Toleranz ± 5 ms)
Impulsamplitude[a d e] (Atrium) (V)	0,1, 0,2, ... 3,5, 4,0, ..., 5,0	3,5 (5,0 Post Therapie) (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
Impulsamplitude[a d e] (rechter Ventrikel) (V)	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	3,5 (5,0 Post Therapie) (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
Impulsdauer[a d e] (Atrium, rechter Ventrikel) (ms)	0,1, 0,2, ..., 2,0	0,4 (1,0 Post-Therapie) (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)
Konfiguration für die atriale Stimulation/Detektion[a f]	Bipolar, Aus	Bipolar
Aktivitätsschwelle[f i]	Sehr hoch, Hoch, Mittelhoch, Mittel, Mittelniedrig, Niedrig, Sehr niedrig	Mittel
Reaktionszeit[f i] (s)	10, 20, ..., 50	30
Anpassungsfaktor[f i]	1, 2, ..., 16	8
Erholungszeit[f i] (Min)	2, 3, ..., 16	2
Maximale PVARP[a f] (ms)	150, 160, ..., 500	280 (Toleranz ± 5 ms)
Minimale PVARP[a f] (ms)	150, 160, ..., 500	240 (Toleranz ± 5 ms)
PVARP nach VES[a f] (ms)	Aus, 150, 200, ..., 500	400 (Toleranz ± 5 ms)
RV-Blanking nach A-Stimulation[a g] (ms)	45, 65, 85, Smart	65 (Toleranz ± 5 ms)

Outdated version. Do not use.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Tidligere version. Anvend ikke.
Föreldrad version. Använd ej.
Vanhentunut versio. Ei käytössä.
Πρωτεύουσα εκδοχή. Μην χρησιμοποιείτε.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Foreldet version. Må ikke anvendes.
Zastarała wersja. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használja!
Versia nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-12. Stimulations-Therapieparameter (Normal, Post Therapie und Temporär) (bei einer Last von 750 Ω) (Fortsetzung)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
A-Blanking nach V-Stimulation[a g] (ms)	85, 105, 125, Smart	Smart (Toleranz ± 5 ms)
A-Blanking nach RV-Detektion[a g] (ms)	45, 65, 85, Smart	Smart (Toleranz ± 5 ms)
Maximale VRP (rechter Ventrikel)[a h] (ms)	150, 160, ..., 500	250 (Toleranz ± 5 ms)
Minimale VRP (rechter Ventrikel)[a h] (ms)	150, 160, ..., 500	230 (Toleranz ± 5 ms)
Maximale AV-Verzögerung bei Stimulation[a f] (ms)	30, 40, ..., 300	180 (Toleranz ± 5 ms)
Minimale AV-Verzögerung bei Stimulation[a f] (ms)	30, 40, ..., 300	180 (Toleranz ± 5 ms)
Maximale AV-Verzögerung bei Detektion[a f] (ms)	30, 40, ..., 300	120 (Toleranz ± 5 ms)
Minimale AV-Verzögerung bei Detektion[a f] (ms)	30, 40, ..., 300	120 (Toleranz ± 5 ms)
Atmungssensor[a f]	Aus, Ein	Aus
Synchronisationspräferenz[f i]	Aus, Ein	Ein
Frequenzhysterese Hysterese-Korrektur[f i] (min^{-1})	-80, -75, ... ,-5, Aus	Aus (Toleranz ± 5 ms)
Frequenzhysterese Suchhysterese[f i] (Zyklen)	Aus, 256, 512, 1.024, 2.048, 4.096	Aus (Toleranz ± 1 Zyklus)
Frequenzglättung (Anstieg, Abfall)[f i] (%)	Aus, 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 25	Aus (Toleranz ± 1 %)
Frequenzglättung Maximale Stimulationsfrequenz (MPR)[a f] (min^{-1})	50, 55, ..., 185	130 (Toleranz ± 5 ms)
Störreaktion[a f]	AOO, VOO, DOO, Stimulation inhibieren	DOO für die Modi DDD(R) und DDI(R); VOO für die Modi VDD(R) und VVI(R); AOO für den Modus AAI(R)
Post-Schock-Stimulationsperiode (m:s) (nur nach Schock verfügbar)	00:15, 00:30, 00:45, 01:00, 01:30, 02:00, 03:00, 04:00, 05:00, 10:00, 15:00, 30:00, 45:00 und 60:00	00:30 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)

a. Die programmierten „normalen“ Bradykardiewerte werden als nominelle Werte für die „temporäre“ Bradykardiestimulation verwendet.
b. Eine Erklärung der programmierbaren Werte finden Sie in den NASPE/BPEG Codes weiter unten. Der Identifikationscode der North American Society of Pacing and Electrophysiology (NASPE) und der British Pacing and Electrophysiology Group (BPEG) basiert auf den Kategorien in der Tabelle.
c. Die normale Impulsperiode entspricht der Stimulationsfrequenz und dem Impulsintervall (keine Hysterese). Der Runaway-Schutzschaltkreis verhindert eine Bradykardiestimulation über 205 min^{-1}. Das Auflegen eines Magneten beeinflusst die Stimulationsfrequenz nicht (Testimpulsintervall).
d. Separat programmierbar für ATP/Post-Schock, Temporäre Bradykardiestimulation und EP-Test.
e. Bei Temperaturschwankungen im Bereich von 20 °C–43 °C werden die Werte nicht beeinflusst.
f. Dieser Parameter wird allgemein bei Normaler Bradykardiestimulation und Post-Schock-Bradykardiestimulation verwendet. Durch das Ändern des Normal Brady-Wertes wird auch der Post- Schock-Brady-Wert geändert.
g. Dieser Parameter wird automatisch auf einen Mindestwert von 85 ms für die Post-Schock-Bradykardiestimulation festgelegt.
h. Dieser Parameter wird automatisch bei Post-Schock-Bradykardie angepasst, um eine ordnungsgemäße Detektion zu gewährleisten.
i. Dieser Parameter wird bei Temporärer Bradykardiestimulation deaktiviert.

Tabelle A-13. Brady/CRT linksventrikuläre Stimulationsparameter (bei einer Last von 750 Ω)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell[a]
Ventr. Stimulations-Kammer[b]	Nur RV, BiV, Nur LV	BiV
LV-Korrektur[b] (ms)	-100, -90, ..., 0, +10, ..., +100	0 (Toleranz ± 5 ms)
Impulsamplitude[c d] (linker Ventrikel) (V)	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	3,5 (5,0 Post Therapie) (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
Impulsdauer[c d] (linker Ventrikel) (ms)	0,1, 0,2, ..., 2,0	0,4 (1,0 Post Therapie) (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)
LV-Blanking nach A-Stimulation[e] (ms)	45, 65, 85, Smart	Smart (Toleranz ± 5 ms)
LVRP[b] (ms)	250, 260, ..., 500	250 (Toleranz ± 7,5 ms)
LVPP[b] (ms)	300, 350, ..., 500	400 (Toleranz ± 5 ms)
BiV Trigger[b]	Aus, Ein	Aus
BiV/VRR Maximale Stimulationsfrequenz (MPR)[b f] (min^{-1})	50, 55, ..., 185	130 (Toleranz ± 5 ms)

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versie niet meer in gebruik. Niet gebruiken.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Версия устарела. Не использовать.
Föråldrad version. Använd ej.
Versiyon güncelliğini kaybetmiştir. Kullanmayınız.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Nem használható.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-13. Brady/CRT linksventrikuläre Stimulationsparameter (bei einer Last von 750 Ω) (Fortsetzung)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell[a]
Linksventrikuläre Elektrodenkonfiguration[b]	Dual, Single, Keine	Keine
Elektrodenkonfiguration für die linksventrikuläre Stimulation[b]	Single oder Dual: LVSp.>>Geh. LVSp.>>RV Nur Dual: LVring>>Geh. LVRing>>RV LVSp.>>LVRing LVRing>>LVSp.	Single: LVSp.>>RV Dual: LVSp.>>LVRing
Linksventrikuläre Detektionskonfiguration[b]	Single oder Dual: LVSp.>>Geh. LVSp.>>RV Aus Nur Dual: LVRing>>Geh. LVRing>>RV LVSp.>>LVRing	Single: LVSp.>>RV Dual: LVSp.>>LVRing

a. Die programmierten „normalen“ Bradykardiewerte werden als nominelle Werte für die „temporäre“ Bradykardiestimulation verwendet.
b. Dieser Parameter wird allgemein bei Normaler Bradykardiestimulation und Post-Schock-Bradykardiestimulation verwendet. Durch das Ändern des Normal Brady-Wertes wird auch der Post- Schock-Brady-Wert geändert.
c. Separat programmierbar für ATP/Post-Schock, Temporäre Bradykardiestimulation und EP-Test.
d. Bei Temperaturschwankungen im Bereich von 20 °C–43 °C werden die Werte nicht beeinflusst.
e. Dieser Parameter wird automatisch auf einen Mindestwert von 85 ms für die Post-Schock-Bradykardiestimulation festgelegt.
f. Die BiV/VRR Maximale Stimulationsfrequenz gilt für BiV Trigger und VRR; wenn die maximale Stimulationsfrequenz für BiV MPR geändert wird, ändert sich der Wert für VRR MPR ebenfalls.

Tabelle A-14. Atriale Tachykardie-Parameter

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
ATR Mode Switch[ab]	Aus, Ein	Ein
ATR-Auslösefrequenz[a bf] (min^{-1})	100, 110, ..., 300	170 (Toleranz ± 5 ms)
ATR-Dauer[ab] (Zyklen)	0, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, 1024, 2048	8 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
ATR-Ein-Zähler[ab] (Zyklen)	1, 2, ..., 8	8
ATR-Aus-Zähler[ab] (Zyklen)	1, 2, ..., 8	8
ATR-Rückfall-Modus [gb]	VDI, DDI, VDIR, DDIR	DDI
ATR-Rückfallzeit[ab] (m:s)	00:00, 00:15, 00:30, 00:45, 01:00, 01:15, 01:30, 01:45, 02:00	00:30
ATR/VTR Rückfall LRL[ab] (min^{-1})	30, 35, ..., 185	70 (Toleranz ± 5 ms)
ATR ventrikuläre Frequenzregulierung (VRR)[ab]	Aus, Min, Med, Max	Min
ATR BiV Trigger[ab]	Aus, Ein	Ein
ATR Maximale Stimulationsfrequenz (MPR)[a eb] (min^{-1})	50, 55, ..., 185	130 (Toleranz ± 5 ms)
Atriale Flatter-Reaktion [cb]	Aus, Ein	Aus
Auslösefrequenz Atriale Flatter-Reaktion [bfc] (min^{-1})	100, 110, ..., 300	170 (Toleranz ± 5 ms)
PMT-Terminierung [cb]	Aus, Ein	Ein
Ventrikuläre Frequenzregulierung (VRR) [cb]	Aus, Min, Med, Max	Aus
BiV/VRR Maximale Stimulationsfrequenz (MPR) [dbc] (min^{-1})	50, 55, ..., 185	130 (Toleranz ± 5 ms)

a. Die programmierten „normalen“ Bradykardiewerte werden als nominelle Werte für die „temporäre“ Bradykardiestimulation verwendet.
b. Dieser Parameter wird allgemein bei Normaler Bradykardiestimulation und Post-Schock-Bradykardiestimulation verwendet. Durch das Ändern des Normal Brady-Wertes wird auch der Post- Schock-Brady-Wert geändert.
c. Dieser Parameter wird während Temporärer Brady deaktiviert.
d. Die BiV/VRR MPR gilt für VRR und BiV Trigger. Wenn dieser Parameter für VRR geändert wird, ändert sich der MPR-Wert für BiV Trigger ebenfalls.
e. Die ATR MPR gilt für ATR VRR und ATR BiV Trigger. Wenn dieser Parameter für ATR VRR geändert wird, ändert sich der MPR-Wert für ATR BiV Trigger ebenfalls.
f. ATR-Auslösefrequenz und Frequenz der Atrialen Flatter-Reaktion sind mit den AFib Frequenzgrenzen verknüpft. Wenn eine dieser Frequenzen neu programmiert wird, werden die anderen automatisch auf denselben Wert geändert.
g. Wenn der normale Brady ATR-Rückfall-Modus DDIR oder DDI ist, ist der temporäre Brady ATR-Rückfall-Modus DDI und wenn der normale Brady ATR-Rückfall-Modus VDIR oder VDI ist, ist der temporäre Brady ATR-Rückfall-Modus VDI.

Outdated version. Not to be used.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Versión obsoleta. No utilizar.
Veroudderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πλήρης ή Σωστή. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-15. Brady-Modus-Werte basierend auf NASPE/BPEG-Codes

Position	I	II	III	IV	V
Kategorie	**Stimulierte Kammern**	**Detektierte Kammern**	**Reaktion auf Detektion**	**Programmierbarkeit, Frequenzmodulation**	**Antitachyarrhythmie-Funktionen**
Buchstaben	0–Keine	0–Keine	0–Keine	0–Keine	0–Keine
	A–Atrium	A–Atrium	T–Getriggert	P–Einfach programmierbar	P–Stimulation (Antitachyarrhythmie)
	V–Ventrikel	V–Ventrikel	I–Inhibiert	M–Mehrfach programmierbar	S–Schock
	D–Dual (A&V)	D–Dual (A&V)	D–Dual (T&I)	C–Kommunizieren	D–Dual (P&S)
				R–Frequenzmodulation	
Nur Herstel-lerbezeich-nung	S–Single (A oder V)	S–Single (A oder V)			

Tabelle A-16. Magnet- und Pieptonfunktionen

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Magnetreaktion	Aus, EGM speichern, Therapie inhib	Therapie inhib
Piepton währ. Kondensatoraufl.	Aus, Ein	Aus
Piepton wenn Explantation indiziert ist	Aus, Ein	Ein
Piepton wenn außerhalb des Bereichs, atrial	Aus, Ein	Aus
Piepton wenn außerhalb des Bereichs, rechtsventrikulär	Aus, Ein	Aus
Piepton wenn außerhalb des Bereichs, linksventrikulär	Aus, Ein	Aus
Piepton wenn außerhalb des Bereichs, Schock	Aus, Ein	Aus

Tabelle A-17. Empfindlichkeitseinstellung

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Atriale Empfindlichkeit[a] (mV)	AGC 0,15; AGC 0,2; AGC 0,25; AGC 0,3; AGC 0,4; ...; AGC 1,0; AGC 1,5	AGC 0,25
Rechtsventrikuläre Empfindlichkeit[a] (mV)	AGC 0,15; AGC 0,2; AGC 0,25; AGC 0,3; AGC 0,4; ...; AGC 1,0; AGC 1,5	AGC 0,6
Linksventrikuläre Empfindlichkeit[a] (mV)	AGC 0,15; AGC 0,2; AGC 0,25; AGC 0,3; AGC 0,4; ...; AGC 1,0; AGC 1,5	AGC 1,0

a. Mit CENELEC-Schockform, gemäß EN 45502-2-2:2008.

Tabelle A-18. Tägliche Elektrodenmessungen

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Atriale tägliche intrinsische Amplitude	Ein, Aus	Ein
Rechtsventrikuläre tägliche intrinsische Amplitude	Ein, Aus	Ein
Linksventrikuläre tägliche intrinsische Amplitude	Ein, Aus	Ein
Atriale tägliche Stimulationsimpedanz	Ein, Aus	Ein
Rechtsventrikuläre tägliche Stimulations-impedanz	Ein, Aus	Ein
Linksventrikuläre tägliche Stimulationsim-pedanz	Ein, Aus	Ein
Tägliche Schockimpedanz	Ein, Aus	Ein

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολεμάκτοον. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Föraldut útgáfa. Má ikke anvendes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-18. Tägliche Elektrodenmessungen (Fortsetzung)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Atriale untere Impedanzgrenze (Ω)	200, 250, ..., 500	200
Rechtsventrikuläre untere Impedanzgrenze (Ω)	200, 250, ..., 500	200
Linksventrikuläre untere Impedanzgrenze (Ω)	200, 250, ..., 500	200

Tabelle A-19. Befohlene ventrikuläre ATP

Parameter[a]	Programmierbare Werte	Nominell
Befohlene ventrikuläre ATP (Typ)	Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan	Burst
Anzahl der Bursts	1, 2, ..., 30	30
Anfängliche Impulse pro Bursts (Impulse)	1, 2, ..., 30	4
Impulsanstieg (Impulse)	0, 1, ..., 5	0
Maximale Anzahl der Impulse	1, 2, ..., 30	4
Kopplungsintervall (% oder ms)	50, 53, 56, 59; 63, 66, ..., 84; 88, 91, 94, 97 % oder 120, 130, ..., 750 ms	81 % (Toleranz ± 5 ms)
Abnahme des Kopplungsintervalls (ms)	0, 2, ..., 30	0 (Toleranz ± 5 ms)
Burstzykluslänge (BZL) (% oder ms)	50, 53, 56, 59; 63, 66, ..., 84; 88, 91, 94, 97 % oder 120, 130, ..., 750 ms	81 % (Toleranz ± 5 ms)
Ramp-Abnahme (ms)	0, 2, ..., 30	0 (Toleranz ± 5 ms)
Scan-Abnahme (ms)	0, 2, ..., 30	0 (Toleranz ± 5 ms)
Mindestintervall (ms)	120, 130, ..., 400	200 (Toleranz ± 5 ms)

a. Die Werte für die ventrikuläre befohlene ATP Impulsdauer und Amplitude sind die gleichen wie für die ventrikuläre ATP-Therapie.

Tabelle A-20. 50 Hz/Manuelle Burststimulation

Parameter[a]	Programmierbare Werte	Nominell
Burstintervall (ms)	20, 30, ..., 750	600 (Toleranz ± 5 ms)
Mindestintervall (ms)	20, 30, ...,750	200 (Toleranz ± 5 ms)
Abnahme (ms)	0, 10, ..., 50	50 (Toleranz ± 5 ms)

a. Betrifft Atrium oder Ventrikel, je nach gewählter Kammer.

Tabelle A-21. Ventrikulärer befohlener Schock

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Schock (gespeicherte Energie) (J)	0,1, 0,3, 0,6, 0,9, 1,1, 1,7, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 11, 14, 17, 21, 23, 26, 29, 31, 36, 41	41 (Toleranz ± 60 % für ≤ 0,3 J; ± 40 % für 0,6–3 J; ± 20 % für 5–36 J, ± 10 % für 41 J)
Kopplungsint. (ms)	Sync, 50, 60, ..., 500	Sync

Tabelle A-22. VFib-Induktion (ventrikuläre Fibrillation)

Parameter	Werte
VFib High	15V (nicht programmierbar) (Toleranz ± 10V)
VFib Low	9V (nicht programmierbar) (Toleranz ± 7V)

Tabelle A-23. T-Wellen-Schock-Induktion

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Schock (gespeicherte Energie) (J)	0,1, 0,3, 0,6, 0,9, 1,1, 1,7, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 11, 14, 17, 21, 23, 26, 29, 31, 36, 41	1,1 J (Toleranz ± 60 % für ≤ 0,3 J; ± 40 % für 0,6–3 J; ± 20 % für 5–36 J, ± 10 % für 41 J)
Anzahl der S1-Impulse	1, 2, ..., 30	8

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλαιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Foreldet version. Må ikke anvendes.
Utdaterad version. Skal ikke brukes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle A-23. T-Wellen-Schock-Induktion (Fortsetzung)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
S1-Intervall (ms)	120, 130, ..., 750	400
Kopplungsint. (ms)	Sync, 10, 20, ..., 500	310

Tabelle A-24. PES (Programmierte elektrische Stimulation)

Parameter[a]	Programmierbare Werte	Nominell
Anzahl von S1-Intervallen (Impulse)	1, 2, ..., 30	8
S2-Abnahme (ms)	0, 10, ..., 50	0
S1-Intervall (ms)	120, 130, ..., 750	600 (Toleranz ± 5 ms)
S2-Intervall (ms)	Aus, 120, 130, ..., 750	600 (Toleranz ± 5 ms)
S3-Intervall (ms)	Aus, 120, 130, ..., 750	Aus (Toleranz ± 5 ms)
S4-Intervall (ms)	Aus, 120, 130, ..., 750	Aus (Toleranz ± 5 ms)
S5-Intervall (ms)	Aus, 120, 130, ..., 750	Aus (Toleranz ± 5 ms)

a. Für Vorhof oder Ventrikel wie vom Programmiergerät befohlen.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

SYMBOLE AUF DER VERPACKUNG

ANHANG B

SYMBOLE AUF DER VERPACKUNG

Folgende Symbole können auf der Verpackung und dem Etikett verwendet werden (Tabelle B-1 auf Seite B-1):

Tabelle B-1. Symbole auf der Verpackung

Symbol	Beschreibung
REF	Bestellnummer
	Verpackungsinhalt
	Aggregat
	Drehmoment-Schraubendreher
	Produktdokumentation liegt bei
SN	Seriennummer
	Verwendbar bis
LOT	Chargenbezeichnung
	Herstellungsdatum
	Nicht-ionisierende elektromagnetische Strahlung
STERILE EO	Mit Ethylenoxidgas sterilisiert
2 STERILIZE	Nicht resterilisieren
	Nicht zur Wiederverwendung
	Nicht verwenden, wenn die Verpackung beschädigt ist
	Gefährliche Spannung
	Gebrauchsanweisung beachten
	Temperaturbegrenzung
CE0086	CE-Konformitätszeichen mit Angabe der Zertifizierungsstelle, die den Gebrauch des Kennzeichens zulässt

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Nem használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Tabelle B-1. Symbole auf der Verpackung (Fortsetzung)

Symbol	Beschreibung
	Telekommunikationseinrichtungen und Funkanlagen (RTTE)-Bezeichnung für Funkgeräte mit einer Nutzungsbeschränkung
	Programmierkopf-Platzierungsanzeiger für die Abfrage
	Anweisungen zum Öffnen
EC REP	Autorisierter Repräsentant in der Europäischen Gemeinschaft
	Hersteller

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

STICHWORTVERZEICHNIS

Symbole
50 Hz/Manuelle Burststimulation 7-7

A

A-Blanking
  nach RV-Detektion 4-55
  nach V-Stimulation 4-55
A-Tachy-Reaktion (ATR)
  mode switch 4-27
Abfragen 1-9
ABM (Autonomic Balance Monitor) 6-14
Achtungshinweise, gelb 1-7
AFib Frequenzschwelle 2-25, 2-30, 2-31
AGC (Automatische Verstärkungsanpassung) 4-16
Aggregat
  Modus 2-2
  Speicher 1-18
Aggregat (PG)
  austauschindikatoren 5-3
  Speicher 1-18
Aktiviert
  symbol 1-6
Aktivitätsschwelle 4-23
Akzelerometer 4-21
  Aktivitätsschwelle 4-23
  anpassungsfaktor 4-22
  erholungszeit 4-25
  Reaktionszeit 4-24
Amplitude 4-15
  ATP (Antitachykardiestimulation) 3-14
  Intrinsischer Test 5-12
Anpassungsfaktor, Akzelerometer 4-22
Anwendungsbildschirm 1-2
Anzahl der Bursts 3-9
  Impulszähler 3-9
  Kopplungsintervall 3-10
  Ramp-Schema 3-12
  Scan-Schema 3-13
Anzeige verschieben
  symbol 1-7
ApneaScan 6-15
Arrhythmie-Logbuch 6-2
  Gespeichertes EGM 6-5
  Intervall 6-8
Arrhythmie-logbuch
  überblick ereignisse 6-5
arrhythmie-logbuch
  episodendetails 6-5
ATP (Antitachykardiestimulation) 3-8
  Amplitude 3-14
  Anzahl der Bursts 3-9
  befohlen, EP-Test 7-9
  Burst-Schema 3-12
  Burst-Zykluslänge (BZL) 3-11
  Impulsdauer 3-14
  Impulszähler 3-9
  Kopplungsintervall 3-10
  Mindestintervall 3-12
  Ramp/Scan-Schema 3-14
  Ramp-Schema 3-12
  Redetektion nach ATP 2-15
  Scan-Schema 3-13
  Zeitlimit 3-14
ATR (atriale Tachy-Reaktion)
  ATR-Aus-Zähler 4-29
  ATR-Ein-Zähler 4-29
  atriale Flatter-Reaktion 4-32
  biventrikulärer Trigger (BiV Trigger) 4-32
  Dauer 4-29
  Ende der ATR-Episode 4-30
  Frequenzschwelle 4-28
  LRL, Rückfall 4-30
  Maximale Stimulationsfrequenz 4-31
  mode switch 4-27
  Modus, Rückfall 4-29
  PMT-Terminierung 4-33
  ventrikuläre Frequenzregulierung 4-31
  VTR (ventrikuläre Tachy-Reaktion) 4-30
  Zeit, Rückfall 4-30
ATR-Aus-Zähler 4-29
ATR-Auslösefrequenz 4-28
ATR-Ein-Zähler 4-29
Atrial
  refraktärzeit, postventrikulär atrial (PVARP) 4-49
  Refraktärzeit, selbe Kammer 4-51
  verwendung atrialer Informationen 2-5
Atriale Flatter-Reaktion 4-32
Atriale Tachy
  atriale Flatter-Reaktion 4-32
  PMT-Terminierung 4-33
Atriale Tachykardie
  ATR Mode Switch 4-27
  ventrikuläre Frequenzregulierung 4-31
Aufrechterhaltung der Cardialen Resynchronisationstherapie
  Aufrechterhaltung der CRT- 4-5
Austauschindikatoren 5-3
Automatische intrinsische Rhythmus ID 2-7
AV-Verzögerung 4-43
  Detektiert 4-44
  stimuliert 4-43

B

Batterie
  Explantationsstatus 5-3
  indikator 5-3
  status 5-2
  symbol 1-6
Beenden
  Telemetriesitzung beenden 1-10
Befohlen
  ATP, EP-Test 7-9
  Schock, EP-Test 7-9
  Therapie, EP-Test 7-8

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versione obsoleta. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Elavult verzió. Nem használd.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Bericht, gedruckt 1-3, 1-17
EKG/EGM 1-3
Beschleunigung, in Zone 3-3
Bildschirm, PRM-Anwendung 1-2
Biventrikulärer Trigger (BiV Trigger) 4-32
Maximale Stimulationsfrequenz 4-32
Blanking 4-53
A-Blanking nach RV-Detektion 4-55
A-Blanking nach V-Stimulation 4-55
LV-Blanking nach A-Stimulation 4-55
RV-Blanking nach A-Stimulation 4-54
Burst
Anzahl der Bursts 3-9
ATP (Antitachykardiestimulation) 3-9
Impulszähler 3-9
Mindestintervall 3-12
Parameter 3-9
Schema 3-12
Stimulation, 50 Hz/man. Burst 7-7
Zykluslänge (BZL) 3-11

C

Committed Schock 2-10, 3-18
CRT (Cardiale Resynchronisationstherapie)
Abgabezone 2-4

D

Daten
diskette 1-17
lagerung 1-17
Patient 1-17
USB 1-17
Daten lesen 1-17
Daten speichern 1-17
Dauer 2-13
ATR (atriale Tachy-Reaktion) 4-29
Post-Schock 2-15
Redetektion 2-15
Defibrillation
Backup-Defibrillator, Sicherheitsmodus 1-20
Demo
Programmier-/Aufzeichnungs-/ Überwachungsgerät (PRM) Modus 1-3, 1-8
Detailsymbol 1-5
Detektion
AFib Frequenzschwelle 2-25
Dauer 2-13
Episode 2-16
Fenster 2-12
Frequenzdetektion 2-3
frequenzschwelle 2-4
Neubestätigung/Committed Schock 3-18
Onset 2-29
redetektion 2-10
RhythmMatch-Schwelle 2-21
Stabilität 2-27
sustained rate duration (SRD) 2-30
tachyarrhythmie 2-1
Tachyarrhythmie, Sicherheitsmodus 1-20
V-Frequenz > A-Frequenz 2-24
Vektor-Timing und -Korrelation 2-21
ventrikulär, anfänglich 2-6
verbesserung 2-6, 2-18
Detektion, Frequenz 2-3
Diagnostik
batteriestatus 5-2
elektrodentest 5-12
herzfrequenzvariabilität (HRV) 6-10
Histogramm 6-8
vom Patienten ausgelöste überwachung 6-18
Diskette
daten 1-17
lesen 1-17
speichern 1-17
Drucken
Bericht 1-18
Drucker
extern 1-18
Dynamischer Störalgorithmus (DNA) 4-19, 4-59

E

EGM (Elektrogramm)
anzeige 1-3
echtzeit 1-3
linksventrikulär (LV) 4-40
Einstellung
parameterwert A-1
zonenkonfiguration 2-4
Einstellung der Nominal-Parameter A-1
EKG (Elektrokardiogramm)
anzeige 1-3
oberfläche 1-3
wireless 1-4
Elektrode
Elektrodenstatus 5-7
impedanz 5-13
Intrinsische Amplitude 5-12
Konfiguration 4-39
Stimulationsreizschwelle 5-14
symbol 1-6
Tägliche Messungen 5-7
test 5-12
Elektrode, Elektrodenkonfiguration 4-39, 4-40
Elektrokauterisation
modus 2-2
Empfindlichkeit 4-15
AGC (Automatische Verstärkungsanpassung) 4-16
Ende der ATR-Episode 4-30
Energie
Schock 3-17
EP-Test (elektrophysiologischer Test) 7-2
ATP, befohlen 7-9
Befohlene Therapie 7-8
Burststimulation, 50 Hz/man. 7-7
Flimmern 7-4

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πολιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Bør ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal IKKE brukes.
Zastarana verzija. Nepoužívať.
Elavunut versiyon. Ne kullanılmalı.
Versiunea neactualizată. Nu folosiți.
Nie używać.

Induktion 7-4
Modus, temporär 7-2
Programmierte elektrische Stimulation (PES) 7-6
Schock, befohlen 7-9
T-Wellen-Schock 7-5
V-Fib 7-4
ventrikuläre Backup-Stimulation während atrialer Stimulation 7-6
Episode 2-16
behandelt 2-17, 6-8
Ende der ATR 4-30
nicht behandelt 2-17, 6-8
ventrikulär 2-16
Ereignis
symbol 1-6
Therapiespeicher 6-2
überblick 6-5
Zähler 6-8
Erholungszeit 4-25

F

Fenster
Detektion 2-12
Flimmern
VFib-Induktion 7-4
Frequenz
adaptiv 4-21
AFib-Schwelle 2-25
berechnung 2-3
Detektion 2-3
maximal, Sensor 4-12
maximales Tracking 4-10
reizschwelle, ventrikuläre 2-4
sustained rate duration (SRD) 2-30
untere Grenze (LRL) 4-9
V-Frequenz > A-Frequenz 2-24
ventrikulär 2-4
zone 2-4
Frequenzadaptive Stimulation 4-21
Frequenzglättung 4-36
Abfall 4-38
Anstieg 4-37
Maximale Stimulationsfrequenz 4-38
Frequenzhysterese 4-35
Hysterese-Korrektur 4-35
Suchhysterese 4-36
Frequenzschwelle, ATR 4-28
Frequenzverhalten, Stimulation
Frequenzglättung 4-36
frequenzhysterese 4-35
Synchronisationspräferenz 4-34

G

Gelb Achtungshinweise 1-7
Gerät
programmierempfehlungen 4-2
Gespeichertes EGM
Arrhythmie-Logbuch 6-5

H

Halt
symbol 1-6
Herzfrequenzvariabilität (HRV) 6-10
Herzschwäche; Herzinsuffizienz 4-2
Histogramm 6-8
Horizontaler Schieber
symbol 1-6
Hysterese, Frequenz 4-35

I

Impedanztest, Elektrode 5-13
Implantat
nach der Implantation, Informationen 6-18
Impulsamplitude 4-15
Impulsdauer 4-14
ATP (Antitachykardiestimulation) 3-14
Impulsform, Schock 3-18
Impulszähler 3-9
Indikationsbasierte Programmierung (IBP) 1-12
Induktion
befohlen, EP-Test 7-9
durch T-Wellen-Schock 7-5
Ladezeit, Energie 5-6
Zuletzt abgegeben 5-6
Induktion, EP-Test 7-4
Informationen
Elektrode 1-17
Implantation 1-17
Patient 1-17
symbol 1-6
Informationen nach Implantation 6-18
Magnetfunktion 6-21
pieptonfunktion 6-20
Intervall
Arrhythmie-Logbuch 6-8
Kopplung, ATP 3-10
Mindest, Burst-Zykluslänge 3-12
Intrinsischer Amplitudentest 5-12

K

Kommunikation, Telemetrie
Radiofrequenz (RF) 1-9
Kondensator
Deformation 5-6
deformation 3-17
Reformierung 5-6
Kopplungsintervall 3-10
Abnahme 3-10

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizar.
Föråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πρωιμή έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Ikke brug.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Elavult verzió. Nem használja!
Zastarana verzija. Ne uporabljati.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

L

Ladezeit 3-17
  Messungen 5-6
Linksventrikuläre Refraktärzeit (LVRP) 4-52
Linksventrikuläres Schutzintervall (LVPP) 4-53
Logbuch 6-2
LV-Blanking nach A-Stimulation 4-55
LV-Korrektur 4-14

M

Magnet
  Funktionseinstellung 6-21
  Tachy-Therapie inhibieren 6-22
Manuell/50 Hz Burststimulation 7-7
Manuelle Programmierung 1-15
Maximale
  Stimulationsfrequenz 4-31, 4-32
Maximale Stimulationsfrequenz
  Frequenzglättung 4-38
Maximum
  sensorfrequenz (MSR) 4-12
  trackingfrequenz (MTR) 4-10
Minimum
  Intervall 3-12
Modus
  Aggregat 2-2
  Demo 1-8
  elektrokauterisation 2-2
  Programmier-/Aufzeichnungs-/ Überwachungsgerät (PRM) 1-3
  Rückfall-ATR (atriale Tachy-Reaktion) 4-29
  stimulation 4-6
  temporär, EP-Test 7-2
  Ventrikuläre Tachy 2-2
MTR (Maximale Tracking-Frequenz) 4-5

N

Nachsorge
  Elektrodenstatus 5-7
Neubestätigung 2-10, 3-18

O

Onset 2-9, 2-29, 2-31, 2-32

P

Patient
  Informationssymbol 1-5
Patienteninformationen 1-17
PES (Programmierte elektrische Stimulation) 7-6
Piepton
  funktionseinstellung 6-20
  während Kondensatoraufl. 5-6
Plan
  Schema 3-2
PMT (Herzschrittmacherinduzierte Tachykardie)-Terminierung 4-33
Polarität
  Schock 3-18
Post-Schock
  Dauer 2-15
  Detektionsparameter 2-11
  Stimulation 4-19
Post-Therapie-Stimulation 4-19
Programmier-/Aufzeichnungs-/ Überwachungsgerät (PRM)
  Einsatz von Farbe 1-7
  Modi 1-3
  Software-Terminologie 1-2
  Steuerelemente 1-2
Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät (PRM) 1-2
  Demonstrationsmodus 1-8
  Steuerelemente 1-15
  steuerelemente 1-2
Programmierbare Option, Parameter A-1
Programmierempfehlungen 1-12, 1-15, 4-2
PROGRAMMIEREN 1-12
Programmierkopf, Telemetrie 1-2, 1-8, 1-9
PVARP (postventrikuläre atriale Refraktärzeit) 4-49
  dynamische PVARP 4-50
  nach VES (ventrikuläre Extrasystole) 4-51

Q

QUICK CONVERT ATP 3-16

R

Radiofrequenz (RF)
  betriebstemperatur, telemetrie 1-10
  störungen 1-10
  Telemetrie 1-9
  Telemetrie starten 1-9
Ramp/Scan-Schema 3-14
Ramp-Schema 3-12
Reaktionszeit 4-24
Rechtsventrikuläre Refraktärzeit (RVRP) 4-51
Redetektion 2-10
  Dauer 2-15
  Nach ATP-Abgabe 2-15, 3-7
  Nach Schock- Abgabe 2-15, 3-8
  ventrikulär 3-7
Reformierung, Kondensator 5-6
Refraktärzeit
  atrial, postventrikulär (PVARP) 4-49
  atrial, selbe Kammer 4-51
  blanking und störabfrageintervall 4-54

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην τη χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavunt versio. Ne használja!
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Nie używać.

Linksventrikulär (LVRP) 4-52
linksventrikuläres Schutzintervall 4-53
PVARP nach VES 4-51
rechtsventrikulär (RVRP) 4-51
Refraktärzeit; Stimulation
Refraktärzeit 4-48
Registerkarten, Software 1-5
Reizschwelle
AFib-Frequenz 2-25
frequenz 2-4
Reizschwellentest 5-14
Rhythm
ID, automatisch intrinsisch 2-7
RhythmMatch-Schwelle 2-21
Rot Warnhinweise 1-7
Rückfall, atrialer Mode Switch
LRL 4-30
Modus 4-29
Zeit 4-30
Runaway-Schutzfunktion 4-13
RV-Blanking nach A-Stimulation 4-54

S

Safety Core (Sicherheitsschaltkreis) 1-19
Scan-Schema 3-13
Schaltflächen, Software 1-5
Schock
ableiten 1-15
Auswahl 3-3
Committed 3-18
Energie 3-17
impedanz 5-13
Impulsform 3-18
ladezeit, energie 3-17
Polarität 3-18
Post-Schock-Stimulation 4-19
Redetektion 2-15
Sequenz 3-2
STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) 1-16
Therapie 3-16
Ventrikuläre Therapie 3-16
Schock, wenn instabil 2-28
Schutzfunktion
Intervall, linksventrikulär (LVPP) 4-53
Runaway 4-13
Schwelle, Aktivität 4-23
Sensor und Trendanalysen, Stimulation 4-26
akzelerometer 4-21
Frequenzadaptiv 4-21
maximale Sensorfrequenz (MSR) 4-12
SmartDelay Optimierung 4-46
Sicherheit
ZIP-Telemetrie 1-10
Sicherheits-Tachy-Modus 1-20
Sicherheitsmodus 1-19
SmartDelay Optimierung 4-46
Software-Terminologie 1-2
Sortierung
symbol 1-6
Speicher, Aggregat 1-18
Stabilität 2-9, 2-27, 2-30, 2-31, 2-32
Start
symbol 1-6
STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) 1-16
STAT-STIM (NOT-VVI) 1-16
Stimulation
amplitude 4-15
ATR Mode Switch 4-27
AV-Verzögerung 4-43
Backup während atrialer Stimulation 7-6
Backup-Herzschrittmacher im Sicherheitsmodus 1-19
Burst, 50 Hz/manuell 7-7
CRT (Cardiale Resynchronisationstherapie) 4-5
empfindlichkeit 4-15
Frequenzadaptiv 4-21
Impulsdauer 4-14
Indikationsbasierte Programmierung (IBP) 1-12
kammer, ventrikulär 4-13
LV-Korrektur 4-14
maximale Sensorfrequenz (MSR) 4-12
maximale Trackingfrequenz (MTR) 4-10
modus 4-6
Parameter, grundlegende 4-6
Post-Therapie 4-19
programmierempfehlungen 4-2
Refraktärzeit 4-48
Runaway-Schutzfunktion 4-13
sensor 4-26
SmartDelay Optimierung 4-46
STAT-STIM (NOT-VVI) 1-16
Störreaktion 4-58
temporär 4-20
therapie 4-2
Untere Grenzfrequenz (LRL) 4-9
Stimulation, PES-Induktion 7-6
Störung
blanking und störabfrageintervall 4-54
Dynamischer Störalgorithmus (DNA) 4-19, 4-59
Reaktion 4-58
Sustained rate duration (SRD) 2-30
Symbol
aktiviert 1-6
Anzeige verschieben 1-7
auf der Verpackung B-1
batterie 1-6
Details 1-5
Elektrode 1-6
ereignis 1-6
halt 1-6
Horizontaler Schieber 1-6
informationen 1-6
Modusanzeige im Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät 1-3
Patient 1-5
Patienteninformationen 1-17
Sortierung 1-6
Start 1-6
Vertikaler Schieber 1-6
weiter 1-6
Zunahme und Abnahme 1-6

Outdated version. Do not use.
Version übertholt. Nicht verwenden.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Πεπαιμένη έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Forældet version. Ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert version. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Synchronisationspräferenz 4-34

T

T-Wellen-Schockinduktion 7-5
Tachy-Modus
  Sicherheitsmodus 1-20
Tachyarrhythmie
  detektion 2-1
  Detektion im Sicherheitsmodus 1-20
  Indikationsbasierte Programmierung (IBP) 1-14
  Therapie 3-2
  Therapie im Sicherheitsmodus 1-20
  zone 2-4
Tachykardie-Modus 2-2
Tägliche Messungen 5-7
Telemetrie
  betriebstemperatur, ZIP 1-10
  mit Programmierkopf 1-9
  Programmierkopf 1-8
  Telemetriesitzung beenden 1-10
  ZIP 1-9
  ZIP starten 1-9
Temporär
  Stimulation 4-20
Test
  elektrode 5-12
  elektrodenimpedanz 5-13
  EP (elektrophysiologisch) 7-2
  Intrinsische Amplitude 5-12
  Stimulationsreizschwelle 5-14
Therapie
  ATP (Antitachykardiestimulation) 3-8
  Auswahl 3-3
  Plan 3-2
  Post-Schock-Stimulation 4-19
  Schock 3-16
  stimulation 4-2
  Tachyarrhythmie 3-2
  Tachyarrhythmie, Sicherheitsmodus 1-20
THERAPIE ABLEITEN 1-15
Therapiespeicher 6-2
  arrhythmie-logbuch 6-2
  herzfrequenzvariabilität (HRV) 6-10
  Histogramm 6-8
  vom Patienten ausgelöste überwachung 6-18
  Zähler 6-8
Timing
  blanking 4-53
  linksventrikuläres Schutzintervall (LVPP) 4-53
  PVARP nach VES 4-51
Timing, Stimulation 4-48
Trendanalysen
  sensor 4-26
Trends 6-13
  ApneaScan 6-15
  atemfrequenz 6-15
  atmungssensor 6-16

U

Untere Grenzfrequenz (LRL) 4-9
USB 1-17

V

V-Frequenz > A-Frequenz 2-24
Vektor-Timing und -Korrelation 2-21, 2-30
  RhythmMatch-Schwelle 2-21
Ventrikulär
  ATP (Antitachykardiestimulation) 3-8
  Detektion, Tachyarrhythmie 2-6
  Redetektion nach ventrikulärer ATP-Therapie 3-7
  Redetektion nach ventrikulärer Schocktherapie 3-8
  Redetektion nach ventrikulärer Therapieabgabe 3-7
  Schocktherapie 3-16
  Tachy-Modus 2-2
  Tachyarrhythmietherapie 3-2
Ventrikuläre Backup-Stimulation während atrialer Stimulation, EP-Test 7-6
Ventrikuläre Extrasystole (VES) 4-51
Ventrikuläre Frequenzregulierung 4-31
  Maximale Stimulationsfrequenz 4-31
Ventrikuläre Stimulations-Kammer 4-13
Ventrikulärer Schockvektor 3-16
Verbesserung
  detektion 2-6, 2-18
Verhalten an der Oberen Grenzfrequenz 4-10
Verlangsamung, in Zone 3-3
Verpackung
  symbol auf B-1
Vertikaler Schieber
  symbol 1-6
VES (ventrikuläre Extrasystole) 4-51
VFib-Induktion 7-4
Vom Patienten ausgelöste überwachung 6-18
VTR (ventrikuläre Tachy-Reaktion) 4-30

W

Warnhinweise, rot 1-7
Weiter
  symbol 1-6
Wenckebach 4-5, 4-36
Werkzeugleiste 1-5

Z

Zähler
  brady/CRT 6-9
  Therapiespeicher 6-8
  ventrikulär 6-9
Zeitlimit, ATP 3-14
ZIP-Telemetrie 1-9
  betriebstemperatur 1-10

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. No utilizar.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Versão obsoleta. Não utilizar.
Πακιά έκδοση. Μην χρησιμοποιείτε.
Forældet version. Ikke anvendes.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastarená verzia. Nepoužívať.
Elavunut versio. Ei käytössä.
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Leuchtdiode 1-9
Radiofrequenz (HF) 1-9
sicherheit 1-10
Sitzung 1-9
störungen 1-10
Vorteile 1-9
Zone
Cardiale Resynchronisationstherapie (CRT)
Abgabe 2-4
konfiguration 2-4
ventrikulär 2-4
ventrikuläre Tachyarrhythmie 2-4
ZOOMVIEW Software-Anwendung 1-2
Bildschirme und Symbole 1-2
Einsatz von Farbe 1-7
Zweck 1-2
Zuletzt abgegebener Schock 5-6
Zunahme und Abnahme
symbol 1-6

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

Boston Scientific

Boston Scientific
4100 Hamline Avenue North
St. Paul, MN 55112-5798 USA

EC REP
Guidant Europe NV/SA; Boston Scientific
Green Square, Lambroekstraat 5D
1831 Diegem, Belgium

www.bostonscientific.com

1.800.CARDIAC (227.3422)

+1.651.582.4000

© 2012 Boston Scientific or its affiliates.

All rights reserved.
358440-024 DE Europe 2012-04

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Versão obsoleta. Não utilize.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Elavult verzió. Ne használja!
Wersja nieaktualna. Nie używać.

CE0086
Authorized 2010