

REFERENZHANDBUCH

**RESONATE™ HF ICD,
RESONATE™ EL ICD,
PERCIVA™ HF ICD,
PERCIVA™ ICD,
CHARISMA™ EL ICD,
VIGILANT™ EL ICD,
MOMENTUM™ EL ICD**

IMPLANTIERBARER CARDIOVERTER/
DEFIBRILLATOR

REF D520, D521, D532, D533, D420, D421, D432, D433, D500, D501,
D512, D513, D400, D401, D412, D413, D320, D321, D332, D333, D220,
D221, D232, D233, D120, D121

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsoleta. No utilizar.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenajusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

ÜBER DIESE GEBRAUCHSANWEISUNG

ZIELGRUPPE

Diese Dokumentation ist für Fachleute vorgesehen, die in der Implantation von Geräten und/oder in der Durchführung von Gerätenachsorgen geschult wurden oder darin erfahren sind.

Zu diesen Familien implantierbarer Cardioverter/Defibrillatoren (ICDs) gehören sowohl Einkammer- als auch Zweikammeraggregate, die ventrikuläre Tachyarrhythmien behandeln und Bradykardiestimulation abgeben können und über verschiedene Diagnostikfunktionen verfügen.

Die Gebrauchsanweisung für den Arzt ist dazu bestimmt, in Verbindung mit der Software ZOOMVIEW die für die Implantation des Aggregats wichtigsten Informationen bereitzustellen. Die „Technische Gebrauchsanweisung für den Arzt“ enthält auch Informationen wie Warnhinweise/ Vorsichtsvorsichtshinweise, mögliche Nebenwirkungen, mechanische Spezifikationen, Funktionsdauer, hyperbare Therapie und Überlegungen zur Programmierung. Dieses Referenzhandbuch enthält weitergehende Beschreibungen der programmierbaren Funktionen und der Diagnosefunktionen.

Informationen zu MRT-Untersuchungen finden Sie im Technischen Leitfaden MRT zum ImageReady MRT-tauglichen Defibrillationssystem.

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

Informationen zur HeartLogic-Funktion entnehmen Sie dem Technischen Leitfaden für HeartLogic.

Diese Produktfamilie umfasst Ein- und Zweikammermodelle, deren Funktionen variieren können. Dieses Handbuch beschreibt ein Modell mit allen Funktionen (z. B. ein Zweikammermodell mit ZIP-Telemetrie).

Dieses Handbuch enthält möglicherweise Referenzinformationen zu Modellnummern, die derzeit nicht in allen Ländern für den Vertrieb zugelassen sind. Der zuständige Außendienstmitarbeiter stellt Ihnen gerne eine vollständige Liste der in Ihrem Land zugelassenen Modellnummern bereit. Einige Modellnummern verfügen nicht über alle Funktionen; in diesem Fall sind die Beschreibungen der nicht verfügbaren Funktionen außer Acht zu lassen. In diesem Handbuch enthaltene Beschreibungen gelten – sofern nicht anders angegeben – für alle Gerätefamilien.

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

LATITUDE NXT ist ein Fernüberwachungssystem, das Aggregatdaten für klinische Anwender liefert. Alle in diesem Handbuch beschriebenen Aggregate sind LATITUDE NXT-fähig entworfen worden, unterschiedliche Verfügbarkeit je nach Region.

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.

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.

Folgende Abkürzungen werden in diesem Handbuch verwendet:

A	Atrial
AF	Vorhofflimmern
AFib	Vorhofflimmern
AFR	Atriale Flatter-Reaktion
AGC	Automatische Verstärkungsanpassung
AIVR	Akzelerierter Ideoventrikulärer Rhythmus
AT	Vorhofftachykardie
ATP	Antitachykardiestimulation
ATR	Atriale Tachy-Reaktion
AV	Atrioventrikulär
BZL	Burstzykluslänge
BPEG	British Pacing and Electrophysiology Group
BTR	Brady-/Tachykardie-Reaktion
HLW	Herz-Lungen-Wiederbelebung
DFT	Defibrillationsschwelle
EAS	Elektronische Artikel-Sicherung
ECG	Elektrokardiogramm
EF	Ejektionsfraktion
EGM	Elektrogramm
EL	Verlängerte Funktionsdauer
EMI	Elektrische Störungen
EP	Elektrophysiologie; Elektrophysiologisch
HE	High Energy
HRV	Herzfrequenzvariabilität
IBP	Indikationsbasierte Programmierung
IC	Industry Canada
ICD	Implantierbarer Cardioverter/Defibrillator
LRL	Untere Grenzfrequenz
MI	Myokardinfarkt
MICS	Medical Implant Communication Service
MPR	Maximale Stimulationsfrequenz
MRT	Magnetresonanztomographie
MSR	Maximale Sensorfrequenz
MTR	Max. Trackingfrequenz
AMV	Atemminutenvolumen
NASPE	North American Society of Pacing and Electrophysiology
NSR	Normaler Sinusrhythmus
PAC	Supraventrikuläre Extrasystole
PAT	Paroxysmale atriale Tachykardie
PES	Programmierte elektrische Stimulation
PMT	Herzschrittmacherinduzierte Tachykardie
PRM	Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät
PSA	Cardiodiagnosegerät (PSA)
PTM	Vom Patienten ausgelöste Überwachung
PVARP	Post-Ventrikuläre Atriale Refraktärzeit

VES	Ventrikuläre Extrasystole
RAAT	Rechtsatriale automatische Reizschwelle
RADAR	Radio Detection and Ranging (Funkefassung und Ranging)
RF	Radiofrequenz/Hochfrequenz
RTTE	Funkanlagen und Telekommunikationseinrichtungen
RV	Rechtsventrikulär
RVAT	Rechtsventrikuläre automatische Reizschwelle
RVRP	Rechtsventrikuläre Refraktärzeit
SCD	Plötzlicher Herztod
SDANN	Standardabweichung gemittelter normal-zu-normal RR-Intervalle
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 Frequenz-Regulierung
VT	Ventrikuläre Tachykardie
VTR	Ventrikuläre Tachy-Reaktion

Folgende Begriffe sind Marken der Boston Scientific Corporation oder ihrer Tochtergesellschaften:

AcuShock, AP Scan, CHARISMA, EASYVIEW, ENDURALIFE, HeartLogic, IMAGEREADY, LATITUDE, MOMENTUM, Onset/Stabilität, PaceSafe, PERCIVA, Quick Convert, QUICK NOTES, RESONATE, RHYTHM ID, RHYTHMMATCH, RightRate, RYTHMIQ, Safety Core, Smart Blanking, VIGILANT, ZIP, ZOOM, ZOOMVIEW:

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne utilizar.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenajusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

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

Schaltflächen 1-5

Symbole 1-5

Allgemeine Objekte 1-7

Einsatz von Farbe 1-7

Demonstrationsmodus 1-8

Kommunikation mit dem Aggregat 1-8

ZIP-Telemetrie 1-9

Telemetriesitzung mit Programmierkopf starten 1-10

ZIP-Telemetrie-Sitzung starten 1-10

Telemetriesitzung beenden 1-10

Sicherheit der ZIP-Telemetrie 1-10

Indikationsbasierte Programmierung (IBP) 1-12

Manuelle Programmierung 1-14

THERAPIE ABLEITEN 1-15

STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) 1-15

STAT-STIM (NOT-VVI) 1-16

Datenmanagement 1-17

Patientendaten 1-17

Datenaufzeichnung 1-17

Gerätespeicher 1-18

Drucken 1-18

Sicherheits-Modus 1-19

Backup-Herzschrittmacher 1-19

Backup-Defibrillator 1-20

TACHYARRHYTHMIEDETEKTION 2-1

KAPITEL 2

Gerätemodus 2-2

Ventrikulärer Tachy-Modus 2-2

Elektrokauterisations-Schutz 2-2

MRT-Schutz-Modus 2-3

Frequenzdetektion 2-4

Berechnung der Frequenzen und Refraktärzeiten 2-4

Ventrikuläre Frequenz-Reizschwellenwerte und Zonen 2-5

Verwendung atrialer Informationen 2-6

Ventrikuläre Detektion	2-7
Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion	2-7
Ventrikuläre Redetektion.....	2-11
Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Post-Schock-Detektion	2-12
Details der Ventrikulären Detektion.....	2-12

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
Antitachykardiestimulations-Therapien und -Parameter	3-8
Burst-Parameter	3-9
Kopplungsintervall und Abnahme des Kopplungsintervalls	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 Schockform.....	3-18
Committed Schock/Neubestätigung der ventrikulären Arrhythmie	3-19

STIMULATIONS-THERAPIEN.....4-1

KAPITEL 4

Stimulations-Therapien.....	4-2
Basisparameter	4-2
Brady-Modus	4-3
Untere Grenzfrequenz (LRL).....	4-4
Max. Trackingfrequenz (MTR).....	4-5
Maximale Sensorfrequenz (MSR).....	4-7
Runaway-Schutzfunktion	4-8
Impulsdauer	4-8
Amplitude	4-9
PaceSafe	4-9
Empfindlichkeit	4-18
Post-Therapie-Stimulation	4-21
Post-Schock-Stimulationsverzögerung	4-22
Post-Therapie-Periode	4-22
„Temporär Brady“-Stimulation	4-22
Frequenzadaptive Stimulation und Sensor Trendanalyse	4-23
Frequenzadaptive Stimulation	4-23
Akzelerometer	4-23

Atem-Minuten-Volumen (AMV).....	4-28
Sensor Trendanalyse	4-37
Atriale Tachy-Reaktion.....	4-40
ATR Mode Switch.....	4-40
Ventrikuläre Frequenzregulierung (VRR).....	4-43
Atriale Flatter-Reaktion (AFR)	4-43
PMT-Terminierung.....	4-44
Frequenzverhalten	4-46
Frequenzhysterese	4-46
Frequenzglättung	4-46
Beispiel einer Frequenzglättung im Zweikammer-Tracking-Modus	4-48
Elektrodenkonfiguration.....	4-49
AV-Verzögerung.....	4-49
AV-Verzögerung bei Stimulation	4-50
AV-Verzögerung nach Detektion.....	4-51
AV-Suche +	4-52
RYTHMIQ.....	4-54
Refraktärzeit.....	4-55
A-Refraktärzeit – PVARP.....	4-55
A-Refraktärzeit – selbe Kammer.....	4-57
RV Refraktärzeit (RVRP).....	4-57
Crosstalk-Blanking	4-58
Störreaktion.....	4-61
Interaktionen bei der ventrikulären Tachy-Detektion.....	4-63
SYSTEMDIAGNOSTIK.....	5-1
KAPITEL 5.....	5-1
Übersichtsdialogfenster	5-2
Batteriestatus	5-2
Kondensator-Reformierung.....	5-6
Messung der Ladezeit	5-6
Zuletzt abgegebener ventrikulärer Schock	5-7
Elektrodenstatus	5-7
Elektrodentests.....	5-12
Test der intrinsischen Amplitude	5-13
Elektrodenimpedanztest	5-13
Reizschwellentest	5-15
PATIENTENDIAGNOSTIK UND NACHSORGE.....	6-1
KAPITEL 6.....	6-1
Therapiespeicher.....	6-2
Arrhythmie-Logbuch.....	6-2
Momentaufnahme	6-8
Histogramme.....	6-9
Zähler	6-10

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 dem Aggregat” auf Seite 1-8
- “Indikationsbasierte Programmierung” auf Seite 1-12
- “Manuelle Programmierung” auf Seite 1-14
- “THERAPIE ABLEITEN” auf Seite 1-15
- “STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)” auf Seite 1-15
- “STAT-STIM (NOT-VVI)” auf Seite 1-16
- “Datenmanagement” auf Seite 1-17
- “Sicherheits-Modus” auf Seite 1-19

ZOOM LATITUDE PROGRAMMIERSYSTEM

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

- Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät (PRM) Modell 3120
- Modell 3140 ZOOM Wireless Transmitter
- 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
- Aus einem beliebigen Bildschirm heraus eine 12 Sekunden lange Aufzeichnung der ECG/EGM-Anzeige speichern
- Auf einen interaktiven Demo- oder Patientendaten-Modus zugreifen, ohne ein Aggregat abzufragen
- Patientendaten einschließlich Therapieoptionen des Aggregats und Therapieverlaufsdaten ausdrucken
- Patientendaten speichern

Sie können das Aggregat auf zwei Arten programmieren: automatisch mit IBP oder manuell.

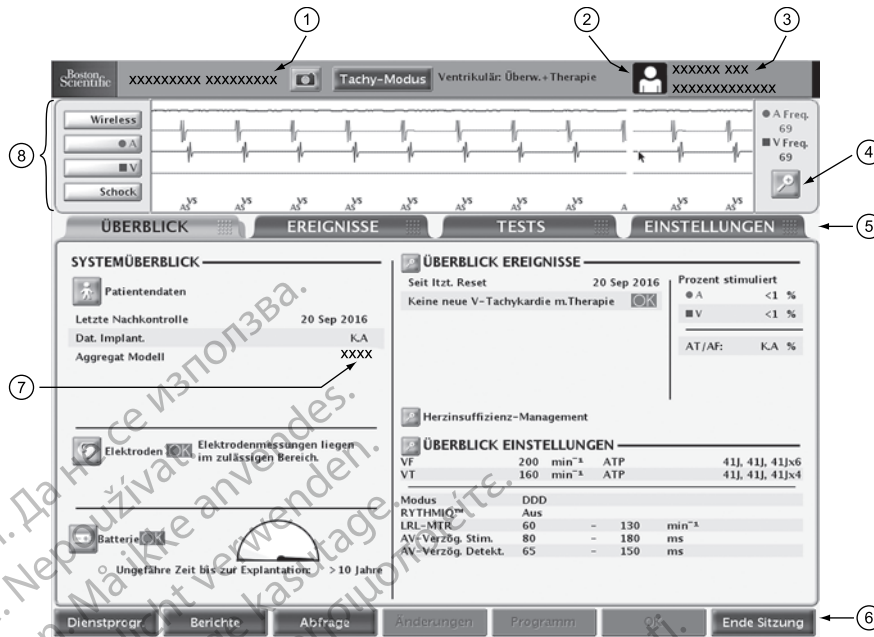
Detailliertere Informationen zur Verwendung des PRM oder des ZOOM Wireless Transmitter sind der PRM-Gebrauchsanweisung bzw. dem Referenzhandbuch für den ZOOM Wireless Transmitter zu entnehmen.

SOFTWARE-TERMINOLOGIE UND NAVIGATION

Dieser Abschnitt gibt einen Überblick über das PRM-System.

Hauptbildschirm

Die folgende Abbildung zeigt den PRM-Hauptbildschirm, anschließend werden die einzelnen Komponenten beschrieben ("Hauptbildschirm" auf Seite 1-3).



[1] Name des Patienten, [2] PRM-Modusanzeige, [3] Name des Aggregats, [4] Schaltfläche „Details“, [5] Registerkarten, [6] Werkzeugleiste, [7] Aggregat Modell, [8] EKG/EGM-Anzeige

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 Gerät gesammelt hat.



Patientendaten – Das PRM zeigt gespeicherte Patientendaten an.



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

EKG/EGM-Anzeige

Die Funktion „Kabelloses EKG“ ist bei RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- und MOMENTUM-Aggregaten verfügbar.

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.

- 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 Hochfrequenzinterferenzen, da sie auf ZIP- oder Programmierkopftelemetrie angewiesen sind. Hochfrequenzstörungen können zu Unterbrechungen oder Ausfällen von Echtzeit-EGMs führen ("Sicherheit der ZIP-Telemetrie" auf Seite 1-10).

- Eine 12 Sekunden lange Aufzeichnung der EKG/EGM-Anzeige kann jederzeit und von jedem Bildschirm aus über die Taste „Momentaufnahme“ gespeichert werden.

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

HINWEIS: Bei Störungen der Telemetrie Verbindung 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 Telemetrie Verbindung verbessert hat, eine der intrakardialen EGM-Kurven aus, um eine Reinitialisierung zu veranlassen.

- Ein kabelloses 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 Gerät nicht mehr im Modus „Lagerung“ 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 EKG steht nur in Konfigurationen mit Zwei-Coil-Schock-Elektroden zur Verfügung.

Wenn Sie auf die Schaltfläche „Details“ klicken, wird der Bildschirm „EKG/EGM“ 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 Störungen im Oberflächen-EKG
- Stimulationsspikes anzeigen – zeigt detektierte Stimulationsspikes, die durch einen Marker auf der Oberflächen-EKG-Kurve annotiert werden
- Schreibgeschwindigkeit – ermöglicht die Einstellung der Aufzeichnungsgeschwindigkeit auf 0, 25 oder 50 mm/s. Mit Zunahme der Geschwindigkeit wird die Zeit-/horizontale Skala erweitert.
- Verstärkung – ermöglicht das Einstellen der Amplitude/vertikalen Skalierung (AUTO, 1, 2, 5, 10 oder 20 mm/mV) für jeden Kanal. Mit Zunahme der Verstärkung wird die Amplitude des Signals vergrößert

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.

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 an den Drucker geschickt.

Werkzeugleiste

Mithilfe der Werkzeugleiste können Sie folgende Aufgaben ausführen:

- Dienstprogramme des System auswählen
- Berichte erstellen
- Aggregat abfragen und programmieren
- Anstehende 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.

Schaltflächen

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 Patienten.



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 Trend-Verlauf in der Registerkarte „Ereignisse“ stehen solche Ereignis-Symbole an allen Stellen, an denen ein Ereignis stattgefunden hat. Durch einen Klick auf ein Ereignis-Symbol werden Details zum 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.



Momentaufnahme – ermöglicht es von jedem Bildschirm aus, das Programmiergerät zum Speichern einer 12 Sekunden langen Aufzeichnung der ECG/EGM-Anzeige zu veranlassen.

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 „Inkrement“ und „Abnahme“



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



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

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, Symbole und andere Objekte sowie gewisse Arten von Informationen hervorzuheben. Der Einsatz von bestimmten Farbkonventionen 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 PRM-Farbkonventionen auf Seite 1-8).

Tabelle 1–1. PRM-Farbkonventionen

Farbe	Bedeutung	Beispiele	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.	
		Geräte- und Patientendiagnose-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.	
		Geräte- und Patientendiagnoseinformationen, die man beachten sollte.	
Grün	Zeigt akzeptable Änderungen oder Bedingungen an	Der gewählte Parameterwert ist zulässig, aber noch nicht programmiert.	
		Es liegen keine Geräte- oder Patientendiagnoseinformationen vor, die einer besonderen Beachtung bedürfen.	
Weiß	Zeigt den derzeit programmierten Wert an		

DEMONSTRATIONSMODUS

Das PRM verfügt über einen Demonstrationsmodus, mit dem 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 „Aggregat-Modus wählen“ wählen. Wenn sich das PRM im Demonstrationsmodus befindet, zeigt die PRM-Modusanzeige das Symbol „Demo-Modus“ an. Das Aggregat kann nicht programmiert werden, wenn sich das PRM im Demonstrationsmodus befindet. Verlassen Sie den Demonstrationsmodus, bevor Sie versuchen, ein Aggregat abzufragen oder zu programmieren.

KOMMUNIKATION MIT DEM AGGREGAT

Das PRM kommuniziert mit dem Aggregat über einen Programmierkopf.

Nachdem die Kommunikation mit dem Programmierkopf aufgebaut wurde, kann das PRM per ZIP-Telemetrie ohne Programmierkopf mit diesen RF-fähigen Aggregatmodellen kommunizieren (Zwei-Wege-RF-Kommunikation).

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 Geräts zu modifizieren
- EP-Tests durchzuführen
- Diagnostiktests durchzuführen, wie:
 - Stimulationsimpedanztests
 - Reizschwellentests
 - Tests Intrinsische Amplitude
- Manuelle Reformierung der Kondensatoren durchzuführen

ZIP-Telemetrie

ZIP Telemetrie nutzt das MICS-Telemetrieband (Medical Implant Communication Service, Übertragungsfrequenzbereich von 402 bis 405 MHz).

Die ZIP-Telemetrie ist eine drahtlose Zwei-Wege-RF-Kommunikation, über die diese RF-fähigen Aggregate und das PRM-System miteinander kommunizieren können.

- Die RF-Kommunikation erfolgt über den ZOOM Wireless Transmitter, der mit dem PRM verbunden ist. Zum Starten der Kommunikation ist der Programmierkopf erforderlich. Wenn die ZIP-Telemetrie aktiviert wurde, wird auf dem PRM-Bildschirm gemeldet, dass der Programmierkopf entfernt werden kann. 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 Geräteabfrage benötigt wird
- Die drahtlose Datenübertragung über längere Distanzen (bis zu 3 Meter [10 Fuß]) 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 Aggregat-Performance und Elektrodenintegrität ständig überwacht werden können
- Der Arzt kann mit dem Operationsverfahren fortfahren, während das Gerät für den Patienten programmiert wird

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. Kontrollieren Sie, dass der ZOOM Wireless Transmitter per USB-Kabel an das PRM angeschlossen ist und dass die grüne Leuchte oben am Transmitter leuchtet (die Leuchte zeigt an, dass der Transmitter betriebsbereit ist).
2. 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.
3. 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 PRM-System-Leuchte für die ZIP Telemetrie leuchtet.

Telemetriesitzung beenden

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

Sicherheit der ZIP-Telemetrie

Das Aggregat enthält ein konformes Sende-/Empfangsgerät mit niedriger Leistung. Das Aggregat kann nur 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. Das Aggregat speichert, überträgt und empfängt individuell identifizierbare Gesundheitsinformationen in verschlüsselttem Format.

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

- Die ZIP-Telemetrie für das PRM ist aktiviert
- Der ZOOM Wireless Transmitter ist per USB-Kabel an das PRM angeschlossen
- Die Anzeigeleuchte oben am ZOOM Wireless Transmitter leuchtet grün (Sender ist betriebsbereit)
- Das Aggregat befindet sich in Reichweite des PRM-Systems
- Das Aggregat hat den Zeitpunkt Explantieren noch nicht erreicht. Bitte beachten Sie, dass nach Erreichen des Zeitpunkts Explantieren insgesamt nur noch 1,5 Stunden ZIP-Telemetrie verfügbar sind
- Die Batteriekapazität des Aggregats ist nicht aufgebraucht

- Das Aggregat befindet sich nicht im MRT-Schutz-Modus

Um den lokalen Kommunikationsvorschriften gerecht zu werden, sollte die ZIP Telemetrie nicht benutzt werden, wenn das Aggregat sich außerhalb der normalen Betriebstemperatur von 20 °C bis 45 °C (68 °F bis 113 °F) befindet.

Es ist eine Kommunikation zwischen mehreren PRMs und Aggregaten gleichzeitig in unabhängigen Sitzungen möglich. Signale anderer RF-Kommunikationssitzungen oder von anderen RF-Quellen verursachte Interferenzen können die Kommunikation per ZIP-Telemetrie stören oder verhindern.

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.

Durch Interferenz mit Radiofrequenz/Hochfrequenz-Signalen kann die ZIP-Telemetrie-Verbindung 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-Telemetrie-Verbindung verhindern kann, ist das System so ausgerichtet, dass der Programmierknopf genutzt wird, wenn die ZIP-Telemetrie nicht möglich ist.

Wenn aufgrund von Interferenzen keine ZIP-Telemetrie möglich ist oder der ZOOM Wireless Transmitter nicht angeschlossen ist bzw. nicht ordnungsgemäß funktioniert, 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
- Die grüne Anzeigeleuchte am ZOOM Wireless Transmitter leuchtet nicht
- 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 das PRM eine Meldung an, wenn der Programmierkopf nicht in Reichweite des Aggregats ist

Die ZIP-Telemetrie arbeitet konsistent mit der Telemetrie mit Programmierkopf – 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 PRM zu konkurrieren. Starke Störungen können zu Unterbrechungen oder Signalausfällen bei Echtzeit-EGMs führen. Wenn Befehle unterbrochen werden, gibt das 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 an das PRM angeschlossenen ZOOM Wireless Transmitter oder die Benutzung des Programmierkopfs überbrückt werden. Die Gerätefunktionen bzw. die Therapien werden dabei nicht unterbrochen.

HINWEIS: Wenn sowohl ZIP- als auch Programmierkopf-Telemetrie verwendet werden (zum Beispiel Übergehen von der ZIP-Telemetrie zum Programmierkopf wegen Störungen), kommuniziert das Aggregat wenn möglich über ZIP-Telemetrie mit dem Programmiergerät. Wenn nur die Programmierkopf-Telemetrie verwendet werden soll, stellen Sie den Kommunikationsmodus (Zugriff über die Schaltfläche „Dienstprogr.“) so ein, dass für alle Telemetriesitzungen der Programmierkopf benutzt wird.

HINWEIS: Um die Funktionsdauer der Batterie zu erhöhen, wird die ZIP-Telemetriesitzung beendet, wenn die Verbindung zwischen dem Aggregat und dem PRM eine Stunde lang kontinuierlich unterbrochen war (bzw. 73 Minuten, wenn sich das Gerät bei der Abfrage im Modus „Lagerung“ befand). Wenn dieser Zeitraum verstrichen ist, muss der Programmierkopf verwendet werden, um die Verbindung zum Aggregat wiederherzustellen.

Abhilfe bei Störungen

Wenn der Abstand zur Störsignalquelle vergrößert wird, kann die ZIP-Telemetrie wieder verwendbar werden.

Die ZIP-Telemetrie-Verbindung kann verbessert werden, indem der ZOOM Wireless Transmitter anders aufgestellt wird. Falls mit der ZIP-Telemetrie kein zufrieden stellendes Ergebnis erzielt wird, besteht die Möglichkeit, eine Telemetrie-Verbindung mit dem Programmierkopf aufzubauen.

Je nach Umgebung und Ausrichtung des PRM im Verhältnis zum Aggregat kann das System eine ZIP-Telemetrie-Verbindung über Entfernungen von bis zu 3 m (10 Fuß) aufrechterhalten. Um eine optimale ZIP-Telemetrie-Verbindung zu gewährleisten, darf der ZOOM Wireless Transmitter nicht weiter als 3 m (10 Fuß) vom Aggregat entfernt sein und müssen alle Hindernisse zwischen dem ZOOM Wireless Transmitter und dem Aggregat beseitigt werden.

Wenn der ZOOM Wireless Transmitter mindestens 1 m (3 Fuß) von Wänden oder metallischen Objekten entfernt 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.

Stellen Sie den ZOOM Wireless Transmitter möglichst nicht in der Nähe von Bildschirmen, elektrochirurgischen Hochfrequenzgeräten oder starken magnetischen Feldern auf, da dadurch die Telemetrie-Verbindung gestört werden kann.

Wenn dafür gesorgt wird, dass sich nichts zwischen dem ZOOM Wireless Transmitter und dem 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 ZOOM Wireless Transmitter und dem Aggregat passieren, können eine kurze Unterbrechung der Kommunikation verursachen, was aber keinen Einfluss auf die Gerätefunktionalität 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 im EGM) 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 von der Registerkarte „Einstellungen“ auf dem Hauptbildschirm zugänglich (Abbildung 1–2 Bildschirm Indikationsbasierte Programmierung auf Seite 1-13).



Abbildung 1–2. Bildschirm Indikationsbasierte Programmierung

Die Indikationen sind zu übergeordneten 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 – falls notwendig – eine RV-Stimulation abzugeben.
 - Wenn „Chronotrop Inkompetent“ ausgewählt wird, wird die Abgabe einer frequenzadaptiven Stimulation vorgeschlagen.
 - Wenn „Sinusknotensyndrom“ ausgewählt wird, wird die Abgabe einer unterstützenden atrialen Stimulation vorgeschlagen.
 - AV-Knoten
 - Wenn „Normal“ oder „Block, 1. Grad“ ausgewählt wird, wird vorgeschlagen, eine intrinsische AV-Überleitung zuzulassen und – falls notwendig – eine RV-Stimulation abzugeben.
 - Wenn „Block, 2. Grad“ ausgewählt wird, wird vorgeschlagen, eine intrinsische AV-Überleitung zuzulassen und eine AV-sequenzielle Stimulation abzugeben, wenn keine Überleitung vorliegt.
 - Wenn „Kompletter Herzblock“ ausgewählt wird, wird die Abgabe einer AV-sequenziellen Stimulation vorgeschlagen.
- HINWEIS:** Die gewählten Einstellungen für AF und Sinusknoten können den empfohlenen Wert für die Einstellung von „Normal“, „Block, 1. Grad“ von „AV-Knoten“ 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-Stimulationsmodus vorgeschlagen wird.
 - Wenn „Permanent/Chronische AF“ gewählt ist, wird die Abgabe frequenzadaptiver RV-Stimulation vorgeschlagen.
 - 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
 - „Rhythm ID“ aktiviert
- Wenn „Nur VF“ ausgewählt wird, wird eine einzelne VF-Zone von 220 min⁻¹ vorgeschlagen, für die nur „Maximale Schockenergie“ aktiviert ist.

Nach Auswahl der entsprechenden Patientenindikationen klicken Sie auf „Empfohlene Einstellungen anzeigen“, um eine Übersicht der Programmierempfehlungen anzusehen (Abbildung 1–3 Bildschirm Überblick empfohlene Einstellungen 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 überschreibt 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 zuvor geplanten 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.

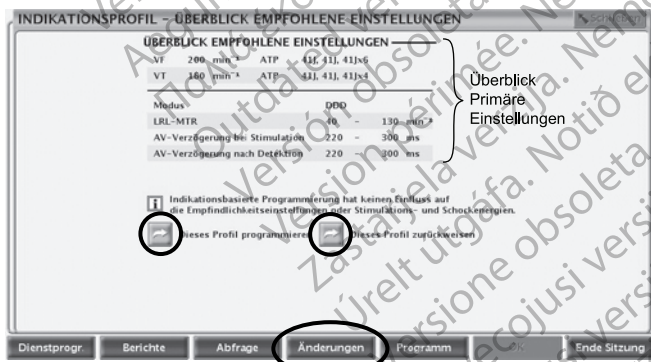


Abbildung 1–3. Bildschirm Überblick empfohlene Einstellungen

Der Bildschirm „Überblick empfohlene Einstellungen“ zeigt die wichtigsten Programmierempfehlungen. Weitere Details zu den geänderten Parametern 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 empfohlenen Einstellungen zu übernehmen.
- Ablehnen – Um die empfohlenen Einstellungen zu verwerfen, wählen Sie die Schaltfläche „Dieses Profil zurückweisen“; danach erscheint der Haupt-IBP-Bildschirm, 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 Therapieschema 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 Kommunikationsverbindung herstellen.
2. Taste THERAPIE ABLEITEN drücken. Es erscheint eine Meldung darüber, dass die Therapieableitung erfolgt.
3. Bei der Kommunikation über den Programmierkopf muss dieser so lange in Position gehalten werden, bis die Meldung erscheint, dass der Schock abgeleitet wurde. Wenn der Programmierkopf vorzeitig entfernt wird (Unterbrechung der Telemetrieverbindung), kann es sein, dass das Aggregat weiter lädt, und den Schock abgibt.

HINWEIS: Zwischen dem Ende der Aufladung und der Abgabe des Schocks besteht eine Verzögerung von 500 ms, damit der Befehl THERAPIE ABLEITEN noch gegeben werden kann. 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 Elektrokauterisations-Schutz deaktiviert werden (bei Verwendung der Telemetrie mit Programmierkopf die Position des Programmierkopfes beibehalten, bis die Ableitfunktion beendet ist, um eine Unterbrechung des Ableitbefehls zu vermeiden).

Die Taste THERAPIE ABLEITEN kann auch verwendet werden, um den MRT-Schutz-Modus zu beenden.

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 zählt 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)“ die Post-Schock-Redetektion gestartet (die anfänglichen Detektionskriterien und Verbesserungen 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.

HINWEIS: „STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)“ beendet den „Elektrokauterisations-Schutz“ und den „MRT-Schutz-Modus“.

STAT-STIM (NOT-VVI)

Die Bradykardie-Notstimulation stellt mit Hilfe des Befehls „STAT-STIM (NOT-VVI)“ die Bradykardiefunktion auf Parameter ein, 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 gibt an, dass „STAT-STIM (NOT-VVI)“ durchgeführt wird, gefolgt von den „STAT-STIM (NOT-VVI)“-Werten.
4. Schaltfläche „Schließen“ im Meldungsfenster anklicken.
5. Um die „STAT-STIM (NOT-VVI)“-Notfallstimulation abzubrechen, muss das Aggregat neu programmiert werden.

HINWEIS: „STAT-STIM (NOT-VVI)“ beendet den Elektrokauterisations-Schutz und den MRT-Schutz-Modus.

VORSICHT: Wenn ein Aggregat auf STAT-STIM (NOT-VVI) programmiert ist, stimuliert es so lange mit den Hochenergiewerten für STAT-STIM (NOT-VVI), bis es neu programmiert wird. Die Verwendung von STAT-STIM (NOT-VVI)-Parametern verkürzt aller Voraussicht nach die Funktionsdauer des Geräts.

Die „STAT-STIM (NOT-VVI)“ Parameterwerte sind nachstehend aufgelistet (Tabelle 1–2 „STAT-STIM (NOT-VVI)“-Parameterwerte auf Seite 1-16).

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

Parameter	Werte
Modus	VVI
Untere Grenzfrequenz	60 min ⁻¹

Tabelle 1–2. „STAT-STIM (NOT-VVI)“-Parameterwerte (Fortsetzung)

Parameter	Werte
Intervall	1000 ms
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.

Patientendaten

Informationen über den Patienten können im Aggregatspeicher abgelegt werden. Diese Informationen sind über das Symbol „Patient“ im Bildschirm „Überblick“ zugänglich. Die Informationen umfassen u. a.:

- Patienten- und Arztdateien
- 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.

HINWEIS: Wenn die Daten für das Geburtsdatum, das Geschlecht oder das Fitnessniveau des Patienten in den Patientendaten geändert werden, wird der entsprechende Wert für das Atemminutenvolumen automatisch geändert. Ebenso wird der entsprechende Wert in den Patientendaten automatisch geändert, wenn das Fitnessniveau unter „Atemminutenvolumen“ geändert wird.

HINWEIS: Die für den Schlaf-Plan des Patienten eingegebenen Daten finden für die Trends „AP Scan“ und „Schlafhaltung“ Verwendung.

Datenaufzeichnung

Mit dem PRM können Sie Aggregatdaten auf der PRM-Festplatte 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
- Trendanalyse-Werte
- HRV
- Histogramm Stimations-/Detektionszähler

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

- Diskette lesen – mit dieser Funktion können Aggregatdaten abgerufen werden, die auf einer Diskette gespeichert sind.
- Alles sichern – 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 exportiert 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 Bildschirms „Systemstatus“ 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 Aggregat- und Patientendaten vom PRM gelöscht werden, wenn es eingeschickt wird.
- Um die Privatsphäre des Patienten zu schützen, können die Aggregatdaten verschlüsselt werden, bevor sie auf einen USB-Stick übertragen werden.

Gerätespeicher

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 Aggregatspeicher-Daten enthalten geschützte Gesundheitsinformationen und sind daher gemäß den jeweiligen Datenschutzbestimmungen zu behandeln.

HINWEIS: Für den Zugriff auf die Aggregatdaten für die Nutzung durch klinische Anwender wählen Sie die Registerkarte „Datenaufzeichnung“ („Datenaufzeichnung“ auf Seite 1-17).

Drucken

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

- Berichte zur Nachkontrolle
- Episodenberichte

- Sonstige Berichte (einschließlich Geräteeinstellungen, Patientendaten und andere Informationen)

SICHERHEITS-MODUS

Das Aggregat ist mit einem speziellen 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 Zentraleinheit (CPU), einschließlich im Mikroprozessor, Programmcode und Systemspeicher, des Aggregats hin. Der Safety Core, der eine minimale Hardware (d. h. unipolare Elektrodenkonfiguration) verwendet, arbeitet unabhängig und dient als Backup für diese Komponenten.

Der Safety Core überwacht das Gerät auch bei Normal Stimulation; wenn keine Normal Stimulation abgegeben wird, gibt der Safety Core einen Auslösestimulus ab, und es wird ein System-Reset initiiert.

Wenn das Aggregat innerhalb von ca. 48 Stunden dreimal neu gestartet wird, schaltet es in den Sicherheits-Modus um. In diesem Fall sollte ein Austausch des Geräts in Betracht gezogen werden. Außerdem passiert Folgendes:

- Das Aggregat gibt alle sechs Stunden 16 Pieptöne ab. Dieser Piepton wird nach der Abfrage des Geräts mit einem PRM deaktiviert.

WARNUNG: Der Piepton kann nach einem MRT-Scan nicht mehr verwendet werden. Der Kontakt mit dem starken Magnetfeld eines MRT-Scanners hat einen permanenten Verlust des Pieptonvolumens zur Folge. Dies kann nicht wiederhergestellt werden, auch nicht, nachdem die MRT-Scanumgebung verlassen und der „MRT-Schutz-Modus“ beendet wurde. Bevor ein MRT-Verfahren durchgeführt wird, sollten ein Arzt und der Patient die Vorteile des MRT-Verfahrens gegen das Risiko des Verlusts des Pieptons abwägen. Es wird dringend empfohlen, Patienten nach einem MRT-Scan in LATITUDE NXT zu betreuen, sofern dies noch nicht der Fall ist. Ist dies nicht möglich, wird ein Nachsorgeplan mit vierteljährlichen Kontrollterminen in der Klinik zur Überwachung der Aggregatleistung dringend empfohlen.

- Bei aktivem Sicherheits-Modus ist keine ZIP-Telemetrie-Kommunikation mit dem PRM möglich. Stattdessen muss der Programmierkopf verwendet werden.
- LATITUDE NXT warnt, dass der Sicherheits-Modus aktiviert wurde.
- Bei der Abfrage wird ein Warnbildschirm eingeblendet, der darauf hinweist, dass sich das Aggregat im Sicherheits-Modus befindet, und Sie auffordert, sich mit Boston Scientific in Verbindung zu setzen.

Backup-Herzschrittmacher

Der Sicherheits-Modus bietet ventrikuläre Stimulation mit folgenden festen Parametern:

- Brady-Modus – VVI
- LRL – 72,5 min⁻¹
- Impuls-Amplitude – 5,0 V
- Impulsdauer – 1,0 ms
- RV Refraktärzeit (RVRP) – 250 ms
- RV-Empfindlichkeit – AGC 0,25 mV
- RV-Elektrodenkonfiguration – Unipolar
- Störreaktion – VOO
- Post-Schock-Stimulation-Verzögerung – 3 s

WARNUNG: Wechselt das Gerät während des MRT-Scans in den Sicherheitsmodusbetrieb, wechselt der Bradykardiestimulationsmodus von der Betriebsart „OOO“ in den Modus „VVI-unipolar“ und die Tachykardietherapie wird erneut aktiviert. Dadurch wird der Patient einem erhöhten Risiko von Arrhythmieinduktionen, unangemessenen Therapien, unangemessenen Stimulationen, Inhibition der Stimulation oder irregulärer/intermittierender Depolarisierungen oder Stimulationen ausgesetzt.

Backup-Defibrillator

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

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

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

Die Parameter für die Tachyarrhythmiedetektion und -Therapie sind wie folgt festgelegt:

- VF-Frequenzschwelle – 165 min⁻¹
- Dauer – 1 s
- Schockpolarität – Anfänglich
- Schockform – 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 Sicherheits-Modus deaktiviert auch das normale Piepverhalten nach Magnetanwendung.

WARNUNG: Wechselt das Gerät während des MRT-Scans in den Sicherheitsmodusbetrieb, wechselt der Bradykardiestimulationsmodus von der Betriebsart „OOO“ in den Modus „VVI-unipolar“ und die Tachykardietherapie wird erneut aktiviert. Dadurch wird der Patient einem erhöhten Risiko von Arrhythmieinduktionen, unangemessenen Therapien, unangemessenen Stimulationen, Inhibition der Stimulation oder irregulärer/intermittierender Depolarisierungen oder Stimulationen ausgesetzt.

TACHYARRHYTHMIEDETEKTION

KAPITEL 2

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- “Gerätemodus” auf Seite 2-2
- “Frequenzdetektion” auf Seite 2-4
- “Ventrikuläre Detektion” auf Seite 2-7

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne utilizar.
Versión obsoleta. No utilizar.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útгáфа. Notið ekki.
Novcojusi versija. Non utilizzare.
Pasenusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Nenaudokite.
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívat.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

GERÄTEMODUS

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

Ventrikulärer Tachy-Modus

„Ventrikulärer Tachy-Modus“ steuert die Verfügbarkeit der Detektions- und Therapiefunktionen im Ventrikel (Tabelle 2–1 In den „Ventrikulärer Tachy-Modus“-Einstellungen verfügbare Geräte-Funktionen auf Seite 2-2).

„Ventrikulärer Tachy-Modus“ kann auf folgende Modi programmiert werden:

- Aus – deaktiviert die ventrikuläre Tachyarrhythmiedetektion und die automatische ventrikuläre Therapieabgabe. Dieser Modus ist sinnvoll während der Implantation und Explantation, wenn Elektroden an das Aggregat angeschlossen oder vom Aggregat abgetrennt werden.
- Nur Überwachung – aktiviert die ventrikuläre Tachyarrhythmiedetektion und Episodenspeicherung, gibt aber nicht automatisch eine Therapie an den Patienten ab. Dieser Modus ist unter kontrollierten Bedingungen hilfreich, wie 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. In den „Ventrikulärer Tachy-Modus“-Einstellungen verfügbare Geräte-Funktionen

Geräte-Funktionen	Ventrikulärer Tachy-Modus		
	Aus	Nur Überwachung	Überw. +Therapie
Frequenzdetektion	X ^a	X	X
Bradykardiestimulation	X	X	X
Ventrikuläre Detektion/Therapiespeicher	X ^b	X	X
STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)	X	X	X
STAT-STIM (NOT-VVI)	X	X	X
Echtzeit-EGM mit Anmerkungen	X	X	X
Ventrikuläre Tachyarrhythmiedetektion		X	X
Befohlene ventrikuläre ATP		X	X ^c
Befohleener ventrikulärer Schock		X	X
Ventrikulärer EP-Test		X ^d	X ^d
Automatische ventrikuläre Tachyarrhythmitherapie			X

- Um eine ventrikuläre Detektion zu erreichen, wenn „Ventrikulärer Tachy-Modus“ auf „Aus“ programmiert ist, muss ein Brady-Modus mit ventrikulärer Detektion eingestellt sein.
- Solange es auf den Modus „Aus“ programmiert ist, speichert das Aggregat nur „STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)“ im Therapieverlauf.
- Ist „Ventrikulärer Tachy-Modus“ des Aggregats auf „Überw.+ Therapie“ gesetzt, muss „EP Temporär V-Modus“ auf „Nur Überwachung“ programmiert werden, um „Befohlene ventrikuläre ATP“ nutzen zu können.
- In diesem Modus sind nicht alle Arten von EP-Tests verfügbar.

Elektrokauterisations-Schutz

Der Elektrokauterisations-Schutz bietet asynchrone Stimulation an der LRL mit den programmierten Stimulationsenergien. Die Tachyarrhythmiedetektions- und -therapiefunktionen sind deaktiviert.

Wenn der Elektrokauterisations-Schutz 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 Stimulationsenergie). Wenn der Brady-Modus vor der Aktivierung des Elektrokauterisations-Schutz auf „Aus“ gesetzt war, bleibt er während des Elektrokauter-Schutzmodus auf „Aus“. Wenn der Elektrokauter-Schutzmodus einmal aktiviert ist, benötigt er keine konstante Telemetrie, um aktiv zu bleiben.

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

- Ventrikulärer Tachy-Modus
- Brady-Modus

Nach dem Versuch, den Elektrokauterisations-Schutz 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 Gerät im Elektrokauter-Schutzmodus ist, hat eine Magnetanwendung keine Auswirkungen auf den Tachy-Modus.

Der Elektrokauterisations-Schutz wird folgendermaßen aktiviert und deaktiviert:

1. Schaltfläche „Tachy-Modus“ oben auf dem PRM-Bildschirm wählen.
2. Kontrollkästchen „Elektrokauter-Schutzmodus aktivieren“ wählen.
3. Schaltfläche „Änderungen übernehmen“ anklicken, um den Elektrokauterisations-Schutz zu aktivieren. Ein Dialogfenster zeigt an, dass der Elektrokauter-Schutzmodus aktiv ist.
4. Um das Aggregat wieder in den zuvor programmierten Modus zu versetzen, wählen Sie im Dialogfenster die Schaltfläche „Löschen Elektrokauter-Schutz“. Der Elektrokauter-Schutzmodus kann auch durch Wahl von STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK), STAT-STIM (NOT-VVI) oder THERAPIE ABLEITEN am PRM deaktiviert werden.

MRT-Schutz-Modus

Diese Funktion ist bei RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- und VIGILANT-Aggregaten mit einem RV DF4-Elektrodenanschluss verfügbar.

Eine vollständige Beschreibung des MRT-Schutz-Modus, eine Liste von MRT-tauglichen Geräten sowie weitere Informationen über das MRT-taugliche Defibrillationssystem ImageReady sind in der Dokumentation „Technischer Leitfaden für die MRT-Anwendung“ für das MRT-taugliche Defibrillationssystem ImageReady enthalten.

WARNUNG: Die Geräte RESONATE HF, RESONATE, PERCIVA HF, PERCIVA, CHARISMA und VIGILANT mit einem rechtsventrikulären Elektrodenanschluss DF4 werden als bedingt MRT-tauglich betrachtet. Bei diesen Geräten erfüllt die MRT-Untersuchung des Patienten nicht die Anforderungen für das implantierte System bezüglich des Status „Bedingt MRT-tauglich“, solange nicht alle MRT-Nutzungsbedingungen erfüllt werden. Es kann zu einer schwerwiegenden Schädigung oder zum Tod des Patienten und/oder Beschädigung des implantierten Systems kommen. *Alle weiteren in diesem Handbuch behandelten Geräte sind nicht bedingt MRT-tauglich.* Patienten mit nicht bedingt MRT-tauglichen Geräten keinesfalls einem MRT Scan unterziehen. Starke Magnetfelder können zu Schäden am Aggregat und/oder am Elektrodensystem führen und den Patienten verletzen oder zu dessen Tod führen.

Weitere Warnhinweise, Vorsichtsmaßnahmen, Nutzungsbedingungen und potentielle Nebenwirkungen, die bei erfüllten bzw. nicht erfüllten Nutzungsbedingungen gelten, sind im Technischen Leitfaden MRT zum bedingt MRT-tauglichen ImageReady-Defibrillationssystem enthalten.

MRT-Schutz-Modus – modifiziert bestimmte Funktionen des Aggregats, um die Risiken in Zusammenhang mit der Verwendung des Defibrillationssystems in der MRT-Umgebung zu verringern.

Der Zugriff auf den MRT-Schutz-Modus erfolgt über die Schaltfläche „Tachy-Modus“. Nach der Auswahl des MRT-Schutz-Modus wird eine Reihe von Dialogfenstern angezeigt, um die Eignung und die Bereitschaft des Patienten und des Stimulationssystems des Patienten für die Durchführung einer „MRT tauglich“-MRT-Untersuchung bewerten. Ausführliche Anweisungen zur Programmierung, die Nutzungsbedingungen sowie eine umfassende Liste mit Warnhinweisen und Vorsichtsmaßnahmen in Bezug auf eine MRT-Untersuchung sind im Technischen Leitfaden MRT zum ImageReady MRT-tauglichen Defibrillationssystem enthalten.

Im MRT-Schutz-Modus:

- Bradykardiestimulation wird ausgesetzt
- Tachykardietherapie wird ausgesetzt
- Piepton wird deaktiviert
- ZIP Telemetrie wird ausgesetzt

Der MRT-Schutz-Modus kann manuell oder durch eine automatische MRT-Schutz Zeitlimit beendet werden, die vom Benutzer programmiert werden kann (Anweisungen zur Programmierung des MRT-Schutz-Modus sind im Technischen Leitfaden MRT zum ImageReady MRT-tauglichen Defibrillationssystem enthalten). Mit „STAT-SIM (NOT-VVI)“, „STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)“ und „THERAPIE ABLEITEN“ kann der MRT-Schutz-Modus ebenfalls beendet werden. Wurde der MRI-Schutz-Modus beendet, kehren alle Parameter (mit Ausnahme des Pieptons) zu den vorher programmierten Einstellungen zurück.

HINWEIS: Wurde kein MRT-Scan durchgeführt, kann der Piepton nach dem Beenden des MRT-Schutz-Modus wieder aktiviert werden ("Piepton-Funktion" auf Seite 6-23).

FREQUENZDETEKTION

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

- Bipolare Elektroden im Atrium 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.

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.

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 die Detektion nicht

physiologischer Signale und die potenzielle Abgabe einer unerwünschten Therapie verhindern. 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 Frequenz-Reizschwellenwerte und Zonen

Das Aggregat vergleicht jedes detektierte RV-Herzzyklusintervall mit der programmierten ventrikulären Tachyarrhythmie-Frequenz-Reizschwelle.

Eine ventrikuläre Tachy-Therapiezone besteht aus einem Bereich von Herzfrequenzen, die durch mindestens eine programmierte ventrikuläre Tachyarrhythmie-Frequenz-Reizschwelle definiert sind. Sie können 1 bis 3 ventrikuläre Tachyarrhythmiezonen programmieren, von denen jede einem getrennten Therapieplan folgt (Tabelle 2–2 Nominalwerte für ventrikuläre Frequenz-Reizschwellen-Konfigurationen auf Seite 2-5, Abbildung 2–1 Einstellungen für die Ventrikuläre Tachy-Detektion auf Seite 2-5).

Tabelle 2–2. Nominalwerte für ventrikuläre Frequenz-Reizschwellen-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

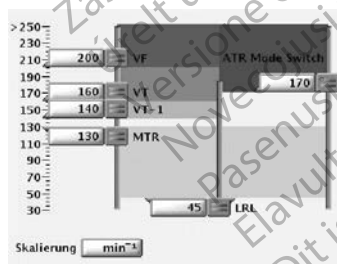


Abbildung 2–1. Einstellungen für die Ventrikuläre Tachy-Detektion

- Frequenz-Reizschwellenwerte benachbarter Zonen müssen sich um mindestens 20 min⁻¹ unterscheiden
- Die niedrigste ventrikuläre Tachyarrhythmie Frequenz-Reizschwelle muss um mindestens 5 min⁻¹ höher als „MTR“, „MSR“ und „MPR“ sein
- Die niedrigste VT-Frequenz-Reizschwelle muss um mindestens 15 min⁻¹ höher als die LRL sein

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

Die atriale Detektion kann in jedem Zweikammer- oder Einkammer-Brady-Modus auf „Ein“ oder „Aus“ programmiert werden. 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 Anschlussblock verbleibt, muss die Programmierung des Geräts 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.

VORSICHT: Wenn die atriale Detektion in einem DDI(R)- oder DDD(R)-Modus auf Aus programmiert ist, erfolgen alle atrialen Stimulationen asynchron. Außerdem kann es sein, dass Funktionen, die eine atriale Detektion erfordern, nicht wie erwartet arbeiten.

- 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 Verbesserung der ventrikulären Detektion 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-Frequenzschwelle (für Onset/Stabilität)
 - Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung (für Rhythm ID)

HINWEIS: Sie sollten auch die Einstellungen unter Stabilität prüfen und ggf. anpassen.

- Täglichen Elektrodenmessungen „Atriale intrinsische Amplitude“ und „Atriale Impedanz“ auf „Aus“ programmieren, um die atriale Diagnostik (z. B. atriale Amplitude und Impedanz) zu deaktivieren.
- 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 eines der folgenden Kriterien zur Verbesserung der Detektion enthalten, die während der ventrikulären anfänglichen und der Post-Schock-Detektion über „Frequenz“ und „Dauer“ hinausgehende Spezifität hinzufügen:

- Onset/Stabilität
- Rhythm ID

Das Aggregat startet eine ventrikuläre Therapie, wenn es feststellt, dass die ventrikulären Detektionskriterien erfüllt werden. Die ventrikulären Detektionskriterien sind erfüllt, wenn alle folgenden Kriterien zutreffen:

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

Wenn die obigen Kriterien nicht erfüllt sind, wird die Therapie nicht eingeleitet, und das Aggregat setzt die Auswertung der Intervalle fort.

WARNUNG: Ist der MRT-Schutz-Modus aktiv wird die Tachykardie-Therapie ausgesetzt. Bevor sich der Patient einem MRT-Scan unterziehen kann, muss mit dem PRM der MRT-Schutz-Modus für ein ImageReady MRT-taugliches Defibrillationssystem programmiert werden. Der MRT-Schutz-Modus deaktiviert die Tachykardie-Stimulation. Das System erkennt keine ventrikulären Arrhythmien und der Patient erhält keine ATP- oder Schockdefibrillationstherapie, bis das Aggregat wieder auf den normalen Betrieb programmiert wurde. Den Scan nur durchführen, wenn der Patient nach Beurteilung klinisch in der Lage ist, über die gesamte Dauer, in der sich das Aggregat im MRT-Schutz-Modus befindet, ohne Tachykardie-Schutz auszukommen.

Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion

Eines der folgenden Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion kann programmiert werden, um eine Spezifität zu liefern, die über „Frequenz“ und „Dauer“ hinausgeht (Tabelle 2–3 In der jeweiligen Zone verfügbare Kriterien zur Verbesserung der Detektion auf Seite 2-8):

- Rhythm ID
- Onset/Stabilität

In der VF-Zone sind keine Kriterien zur Verbesserung der Detektion verfügbar.

Tabelle 2–3. In der jeweiligen Zone verfügbare Kriterien zur Verbesserung der Detektion

	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
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 wird, gilt sie sowohl für die VT-1- als auch für die VT-Zone.
 b. Kriterien zur Verbesserung der Detektion stehen in der untersten Zone einer Mehrzonenkonfiguration nicht zur Verfügung, wenn diese Zone als „Nur Überwachung“-Zone (keine Therapie für diese Zone programmiert) verwendet wird.
 c. Bei Geräten mit einer programmierten 3-Zonen-Konfiguration, in der „VT-1“ auf „Nur Überwachung“ und in der „VT“-Zone die Kriterien zur Verbesserung der Detektion auf „Ein“ programmiert sind, wird die Rhythmusunterscheidung angewendet, wenn eine Tachykardie die „Anfängliche Detektion“ in der Zone „Nur Überwachung“ erfüllt und die Frequenz nachfolgend in die „VT“-Zone beschleunigt. In diesem Fall wird „Anfängliche Detektion“ erneut gestartet, und die Kriterien zur Verbesserung der Detektion sind in der „VT“-Zone verfügbar.
 d. „Schock falls instabil“ ist das einzige „Onset/Stabilität“-Kriterium zur Verbesserung der Detektion, die in der VT-Zone einer 3-Zonen-Konfiguration verfügbar ist (gilt nur für 3-Zonen-Konfiguration ohne eine „Nur Überwachung“-Zone).

HINWEIS: Bisher gibt es keine klinischen Hinweise darauf, dass eines der Kriterien zur Verbesserung der Detektion besser für bestimmte Indikationen geeignet ist als die andere. Daher wird empfohlen, eine individuelle Programmierung und Einschätzung der Spezifität der Kriterien zur Verbesserung der Detektion vorzunehmen.

Rhythm ID

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

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

Während der Rhythm ID-Analyse ermittelt das Aggregat zunächst, ob die ventrikuläre Frequenz höher als die atriale Frequenz ist. Falls dies der Fall ist, wird die Therapie gestartet. Wenn die ventrikuläre Frequenz nicht höher als die atriale Frequenz ist, bestimmt Rhythm ID anhand der folgenden Kriterien, ob die Therapie inibiert oder gestartet werden soll:

- Durch den Vergleich mit dem vorher gespeicherten Referenzmuster bestimmt die „Vektor-Timing und -Korrelation“-Analyse während „Anfängliche Detektion“, ob der Rhythmus eine SVT ist. Wenn der Rhythmus zur SVT erklärt wird, wird die Therapie inibiert. Bei Geräten mit RhythmMatch-Schwelle muss die Korrelation zwischen dem Herzrhythmus des Patienten und dem Referenzmuster mindestens so groß wie die programmierte RhythmMatch-Schwelle sein, damit der Rhythmus zur SVT erklärt und die Therapie inibiert wird (Vektor-Timing und -Korrelation“ auf Seite 2-23).
- Wenn die „Vektor-Timing und -Korrelation“-Analyse den Rhythmus nicht zur SVT erklärt, bestimmen „Stabilität“ und „AFib Frequenzgrenze“, ob der ventrikuläre Rhythmus instabil und die atriale Frequenz schnell ist. Wenn der ventrikuläre Rhythmus instabil und die atriale Frequenz schnell ist, wird der Rhythmus zur SVT erklärt und die Therapie inibiert.

Rhythm ID berücksichtigt bei folgenden Konfigurationen keine atrialen Detektionskriterien („V Frequenz > A Frequenz“ oder „A größer als AFib Frequenzgrenze“):

- Einkammergeräte
- Zwei-Kammer-Geräte, wenn „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Aus“ programmiert ist

Bei dieser Konfiguration wird „Stabilität“ bei „Anfängliche Detektion“ nicht berücksichtigt. Dies kann in solchen Fällen hilfreich sein, in denen Probleme mit der atrialen Elektrode aufgetreten sind. Bei diesen Konfigurationen wird die Therapie während „Anfängliche Detektion“ inhibiert, wenn der Rhythmus zur SVT erklärt wird (basierend auf Vektor-Timing und -Korrelation). In allen anderen Fällen wird die Therapie gestartet.

Das Aggregat kann auf zweierlei Weise ein automatisches Rhythm ID-Referenzmuster erstellen: passiv und aktiv. Die aktive Methode kann bei Patienten hilfreich 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 verwendet dabei die programmierten Brady-Einstellungen. Die Aktualisierungen beginnen 2 bis 4 Stunden, nachdem das Gerät aus dem Modus „Lagerung“ genommen wurde.

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

1. Das Gerät verifiziert, dass sich der Patient im Ruhezustand befindet (Messung vom Akzelerometer-Sensor).
2. Das Aggregat aktiviert einen kontrollierten Stimulationsfrequenzabfall auf die programmierte „Rhythm IDRückfallLRL“. Während der Rückfallperiode geschieht Folgendes:
 - Das Gerät wechselt vorübergehend in den Stimulations-Modus DDI, VDI, VVI, AAI oder „Aus“ (entsprechend dem programmierten Brady-Modus) und verlängert die AV-Verzögerung auf bis zu 400 ms.
 - Frequenzglättung, ATR, Frequenzhysterese, Frequenz-Suche Hysterese, AV-Suche + und dynamische Programmierung (außer „Dynamische VRP“) werden ausgesetzt.
3. Nach Beendigung der Rückfall-Periode werden die Stimulationsparameter wieder auf die normalen programmierten Parameter eingestellt. Rückfall-Perioden 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 Gerät zu senden.

HINWEIS: Das Referenzmuster kann auch dann manuell aktualisiert werden, wenn Rhythm ID nicht aktiviert ist. Falls eine Arrhythmie auftritt, kann das Gerät dadurch eine „Vektor-Timing und -Korrelation“-Analyse durchführen und bei Geräten mit RhythmMatch-Schwelle den gemessenen RhythmMatch-Wert der Arrhythmie in den Episodendaten aufzeichnen. Allerdings wird das Ergebnis der Vektor-Timing- und -Korrelationsanalyse nicht verwendet, um zu bestimmen, ob der Herzrhythmus des Patienten eine VT oder SVT ist.

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

1. Aktivierung eines kontrollierten Frequenzabfalls auf die programmierte „Rhythm ID-Rückfall-LRL“. Während der Rückfallzeit geschieht folgendes:
 - Das Gerät wechselt vorübergehend in den programmierten „Manuelle Rhythm ID Brady-Modus“ und verlängert die AV-Verzögerung auf bis zu 400 ms.
 - Frequenzglättung, ATR, Frequenzhysterese, Frequenz-Suche Hysterese, AV-Suche + und dynamische Programmierung (außer „Dynamische VRP“) werden ausgesetzt.

2. Nach Beendigung der Rückfall-Periode werden die Stimulationsparameter wieder auf die normalen programmierten Parameter eingestellt. Dieser Vorgang dauert in der Regel weniger als eine Minute.

HINWEIS: Die „Rhythm ID Rückfall LRL“-Einstellungen sollten so gewählt werden, dass die normalen Sinusrhythmen unterstützt werden (z. B. normale AV-Knotenüberleitung). Vorsicht ist bei der Wahl einer LRL von weniger als 50 min^{-1} geboten (bei Frequenzen, die sich der ventrikulären Ersatzfrequenz des Patienten annähern). Ventrikuläre Ersatzrhythmen während der Rhythm ID-Aktualisierungen können zu unangemessenen Therapieentscheidungen führen.

HINWEIS: Ein erfasstes Rhythm ID-Referenzmuster wird so lange zur Durchführung der „Vektor-Timing und -Korrelation“-Analyse verwendet, bis ein neueres Referenzmuster erstellt wird.

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

Berücksichtigen Sie bei der Verwendung von Rhythm ID Folgendes:

- Rhythm ID bestimmt am Ende der Dauer, ob die Therapie inhibiert wird oder nicht. Wenn entschieden wird, die Therapie zu inhibieren, dann wird Rhythm ID (einschließlich Vektor-Timing und -Korrelation, V Frequenz > A Frequenz, AFib Frequenzgrenze und Stabilität) weiterhin von Schlag zu Schlag neu bewertet. Mit der Funktion „Sustained Rate Duration“ (SRD) kann die Inhibierung der Therapie durch Rhythm ID auf die Länge der programmierten SRD beschränkt werden.
- Rhythm ID inhibiert die Therapie in der VF-Zone nicht. Durch das Programmieren einer VF-Frequenz-Reizschwelle, die niedriger als die Frequenz schneller Rhythmen ist, kann das Inhibieren der Therapie für solche Rhythmen durch Rhythm ID verhindert werden.
- Durch das Programmieren von „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Ein“ wird verhindert, dass Rhythm ID die Therapie inhibiert, wenn die ventrikuläre Frequenz höher als die atriale Frequenz ist.
- Wenn noch kein Rhythm ID-Referenzmuster erstellt wurde, verwendet Rhythm ID lediglich die Parameter „Stabilität“ und „AFib Frequenzgrenze“ zur Unterscheidung zwischen VT und SVT, da keine „Vektor-Timing und -Korrelation“-Analyse durchgeführt werden kann. Außerdem werden während „Anfängliche Detektion“ keine Kriterien zur Verbesserung der Detektion ausgewertet, wenn Rhythm ID keine Kriterien zur Verbesserung der atrialen Detektion berücksichtigt und kein Referenzmuster erfasst wurde.

Onset/Stabilität

Das Kriterium zur Verbesserung der Detektion „Onset/Stabilität“ analysiert die Herzzyklusintervalle, um festzustellen, ob der Rhythmus eines Patienten behandelt werden soll (VT) oder ob die Therapie inhibiert werden soll (SVT).

Onset/Stabilität erlaubt die Programmierung von Detektionsverbesserungen, indem die gewünschte Art der Rhythmusunterscheidung angegeben wird: atriale Tachyarrhythmie, Sinustachykardie oder polymorphe VT (Tabelle 2–4 In der jeweiligen Zone verfügbare Rhythmusunterscheidung durch Onset/Stabilität auf Seite 2-10).

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
3-Zonen-Konfiguration (mit „Nur Überwachung“-Zone) ^{b c}	Keine	Atriale Tachyarrhythmie	Keine

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

	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
		Sinustachykardie Polymorphe VT ^a	
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. „Unterscheidung Polymorpher VT“ ist nur in der „VT“-Zone verfügbar.
- b. Die Rhythmusunterscheidung steht in der untersten Zone einer Mehrzonenkonfiguration nicht zur Verfügung, wenn diese Zone als „Nur Überwachung“-Zone (keine Therapie für diese Zone programmiert) verwendet wird.
- c. Bei Geräten mit einer programmierten 3-Zonen-Konfiguration, in der „VT-1“ auf „Nur Überwachung“ und in der „VT“-Zone die Kriterien zur Verbesserung der Detektion auf „Ein“ programmiert sind, wird die Rhythmusunterscheidung angewendet, wenn eine Tachykardie die „Anfängliche Detektion“ in der Zone „Nur Überwachung“ erfüllt und die Frequenz nachfolgend in die „VT“-Zone beschleunigt. In diesem Fall wird „Anfängliche Detektion“ erneut gestartet, und die Kriterien zur Verbesserung der Detektion sind in der „VT“-Zone verfügbar.

Neubestätigung/Committed Schock

Die Neubestätigung bezieht sich auf die Überwachung, die das Gerät während des Ladens des Kondensators für die Schockabgabe und unmittelbar danach durchführt. Wenn der Parameter „Committed Schock“ auf „Aus“ programmiert ist, hat das Gerät die Möglichkeit, erneut zu bestätigen, ob ein Schock abgegeben werden soll.

Ventrikuläre Redetektion

Eine ventrikuläre Redetektion folgt nach jeder:

- Ventrikulären Therapieabgabe
- Abgeleiteten Therapie aufgrund der Neubestigungsanalyse (Abgeleitet-Neubestätigung)
- Manuell abgeleiteten Therapie
- Therapie, die bei „Detektion erfüllt“ nicht verfügbar ist (es sein denn, die VT-1-Zone ist auf „Nur Überwachung“ programmiert, wodurch „Anfängliche Detektion“ erneut gestartet wird)

Die Redetektion verwendet den gleichen ventrikulären Detektionsfensterprozess und die gleichen programmierten Tachykardie-Frequenz-Reizschwellen wie „Anfängliche Detektion“, um das Vorliegen einer Tachyarrhythmie festzustellen.

Die Hauptunterschiede zwischen „Anfängliche Detektion“ und „Redetektion“ sind die verwendeten Dauer-Parameter und die zur Verfügung stehenden Kriterien zur Verbesserung der Detektion:

- Wenn eine ventrikuläre Schocktherapie abgegeben wird, geschieht Folgendes:
 - Die Redetektdauer wird vom Wert des Parameters „Post-Schock-Dauer“ bestimmt
 - Kriterien zur Verbesserung der Detektion (außer für „Onset“, „Schock falls instabil“ und „Vektor-Timing und -Korrelation“) sind während der Redetektion verfügbar
- Wenn eine ventrikuläre ATP abgegeben wird oder die Therapie abgeleitet wird bzw. nicht verfügbar ist, geschieht Folgendes:
 - Die Redetektdauer wird vom Wert des Parameters „Redetektdauer“ bestimmt
 - Kriterien zur Verbesserung der Detektion (außer für „Schock falls instabil“) stehen während der Redetektion nicht zur Verfügung

Der als angemessen erachtete Dauertyp (Redetektion oder Post-Schock) bleibt in allen Zonen mit dem in der jeweiligen Zone programmierten Dauerwert wirksam.

Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Post-Schock-Detektion

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

Mit Ausnahme von Rhythm ID führen alle Kriterien zur Verbesserung der Post-Schock-Detektion dieselben Funktionen wie die entsprechenden Verbesserungen während „Anfängliche Detektion“ durch (für Rhythm ID ist „Vektor-Timing und -Korrelation“ nicht als Post-Schock-Variante verfügbar).

Mit dem Parameter „Post-Schock Stabilität“ kann auch verhindert werden, dass das Aggregat infolge von schockinduzierter AF unerwünschte zusätzliche Schocks abgibt (Abbildung 2–2 Analyse der Post-Schock-Dauer und Post-Schock Stabilität auf Seite 2-12)

„AFib Frequenzgrenze“ 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.

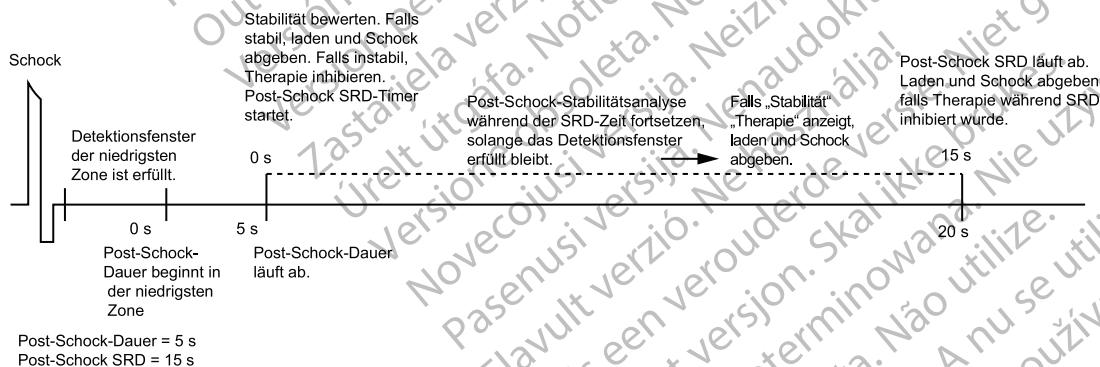


Abbildung 2–2. Analyse der Post-Schock-Dauer und Post-Schock Stabilität

Details der Ventrikulären Detektion

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

- Ventrikuläre Detektionsfenster
- Dauer-Parameter
- Redetektionsdauer und Post-Schock-Dauer
- Ventrikuläre Episoden
- Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion

Ventrikuläre Detektionsfenster

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

Jede ventrikuläre 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 die jeweilige Zone programmierten Frequenz-Reizschwelenwerten verglichen und im jeweiligen Detektionsfenster entweder als schnell oder langsam (d. h. oberhalb oder unterhalb der Frequenz-Reizschwelle) klassifiziert.

Das Aggregat bereitet sich auf eine potenzielle Episode vor, wenn es 3 aufeinanderfolgende schnelle Intervalle zählt. Das Detektionsfenster ist erfüllt und eine Episode wird erklärt, wenn bei 10 Intervallen 8 als schnell detektiert werden. 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 erst dann wieder als erfüllt, wenn erneut 8 von 10 Intervallen als schnell klassifiziert werden (Abbildung 2-3 Detektionsfenster einer ventrikulären Zone ist erfüllt auf Seite 2-13).

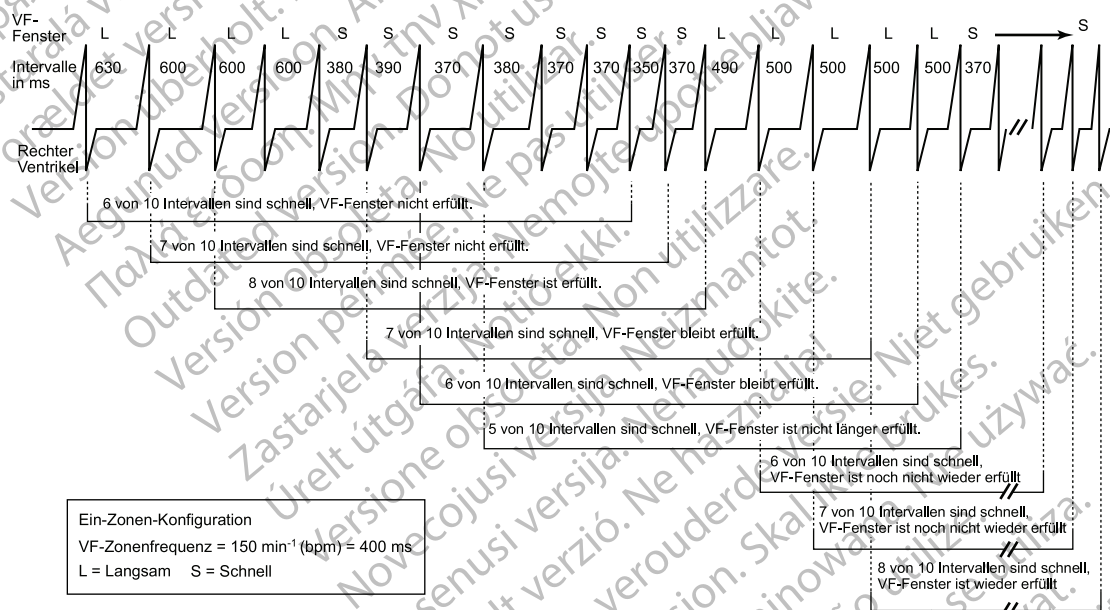


Abbildung 2-3. Detektionsfenster einer ventrikulären Zone ist erfüllt

Da die Frequenz-Reizschwelle der höheren Zonen auf einen größeren Wert als die Frequenz-Reizschwelle 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 Interaktion von ventrikulären Detektionsfenstern in einer Konfiguration mit 2 Zonen auf Seite 2-14).

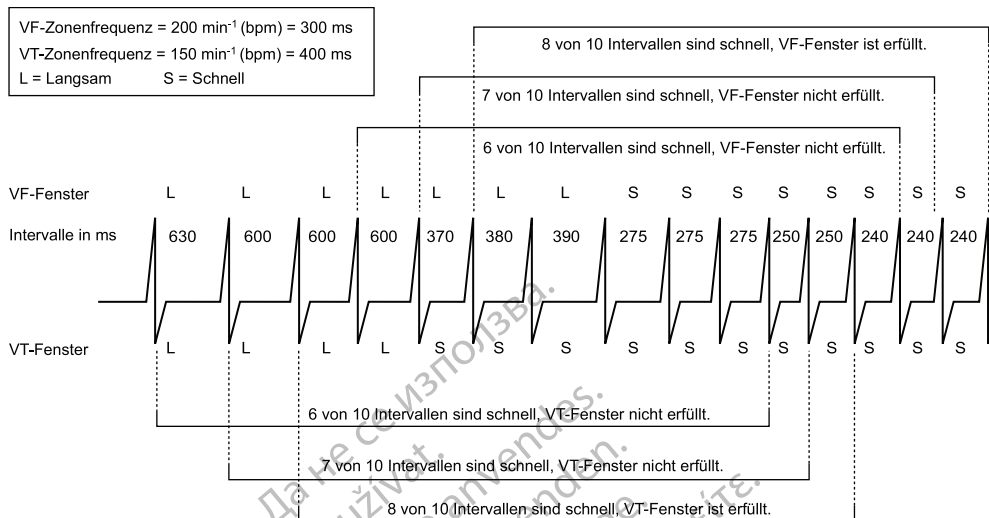


Abbildung 2-4. Interaktion von ventrikulären Detektionsfenstern in einer Konfiguration mit 2 Zonen

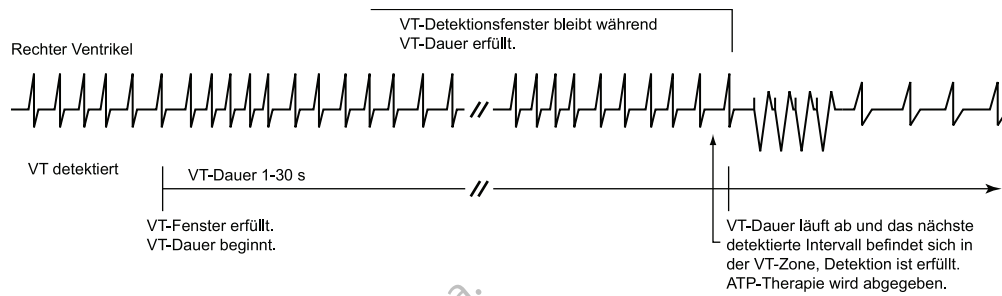
Dauer-Parameter

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 „Dauer“ weiter. Sobald 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 Verbesserung der Detektion die Therapieabgabe inhibieren) (Abbildung 2-5 Ventrikulärer Dauer-Timer auf Seite 2-15).
- 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 Zuletzt detektiertes Intervall auf Seite 2-15).
- Detektiert das Detektionsfenster zu irgendeinem Zeitpunkt während der Dauer einer ventrikulären Zone weniger als 6 von 10 schnellen Intervallen, wird die Dauer auf 0 zurückgesetzt (Abbildung 2-7 Reset der ventrikulären Dauer auf Seite 2-15). Die Messung der Dauer beginnt erst wieder, wenn das Detektionsfenster erneut erfüllt wird.



Die Dauer beginnt, wenn ein Fenster erfüllt wird, und läuft so lange weiter, wie das ventrikuläre 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

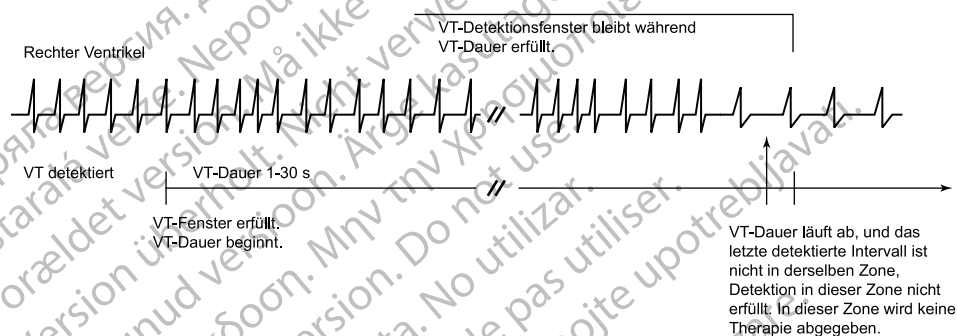
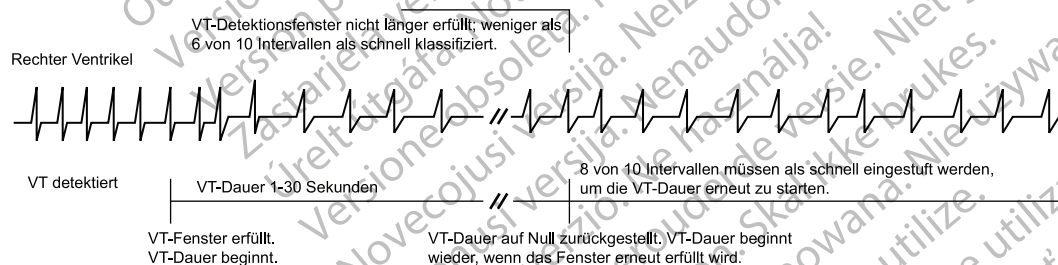


Abbildung 2-6. Zuletzt detektiertes Intervall



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 verschiedene Dauerwerte verfügbar, je nach programmierter Konfiguration (Tabelle 2-5 Programmierbare Optionen für die Dauer nach ventrikulärer Zone und Konfiguration auf Seite 2-16). Die in niedrigeren ventrikulären Frequenzonen programmierte Dauer muss größer als die oder gleich der Dauer in höheren ventrikulären Zonen sein. Eine längere Dauer kann verwendet werden, um zu verhindern, dass das Gerät bei nicht anhaltenden Arrhythmien eine Therapie 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 bis 15 Sekunden
2 Zonen	--	1 bis 30 Sekunden	1 bis 15 Sekunden
3 Zonen	1 bis 60 Sekunden	1 bis 30 Sekunden	1 bis 15 Sekunden

a. Das Maximum der Redetektionsdauer für die VT-1- und die VT-Zone beträgt 15 Sekunden.

b. In der VF-Zone sind die Redetektionsdauer und die Post-Schock-Dauer fest auf 1 Sekunde eingestellt.

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 Vorrang; 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 mehr ignoriert.

Die programmierte Therapie für eine der niedrigeren ventrikulären Zonen wird eingeleitet, wenn deren Detektionskriterien erfüllt sind und keines der Fenster einer höheren ventrikulären Zone erfüllt ist (Abbildung 2-8 Interaktion der ventrikulären Dauer-Parameter bei einer Konfiguration mit zwei Zonen beim Laden auf Seite 2-16, Abbildung 2-9 Interaktion der ventrikulären Dauer-Parameter bei einer Konfiguration mit zwei Zonen, wenn das Laden verzögert wird auf Seite 2-16).

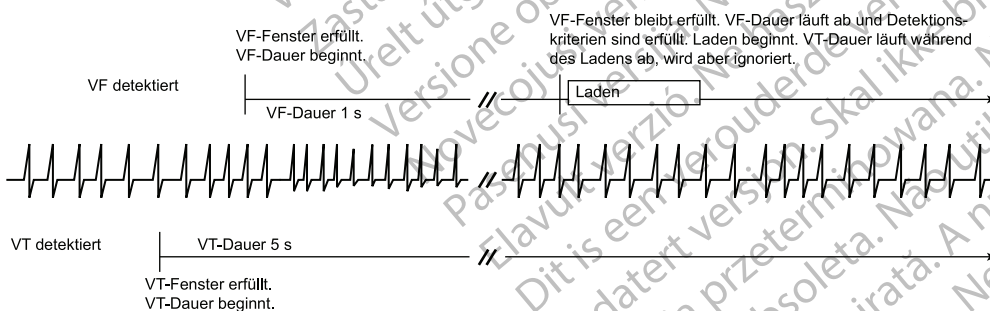


Abbildung 2-8. Interaktion der ventrikulären Dauer-Parameter bei einer Konfiguration mit zwei Zonen beim Laden

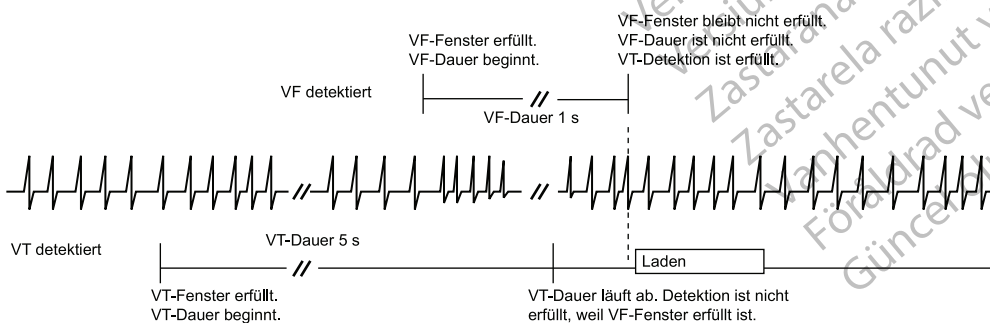


Abbildung 2-9. Interaktion der ventrikulären Dauer-Parameter bei einer Konfiguration mit zwei Zonen, wenn das Laden verzögert wird

Ventrikuläre Redetektionsdauer und Post-Schock-Dauer

Dauer-Parameter werden verwendet, um während einer ventrikulären Redetektion Tachyarrhythmien 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 die Therapie bei „Detektion erfüllt“ nicht verfügbar ist verwendet (Abbildung 2–10 Redetektion nach Abgabe einer ventrikulären ATP auf Seite 2-17).
- Der Parameter „Post-Schock-Dauer“ wird nach Abgabe einer Schocktherapie verwendet (Abbildung 2–11 Redetektion nach Abgabe einer ventrikulären Schocktherapie auf Seite 2-17).

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 auf dieselbe Weise 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 der möglichen 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 hilfreich sein, wenn schockinduzierte, nicht anhaltende hochfrequente Rhythmen vorliegen, wie z. B. Akzelerierter Ideoventrikulärer Rhythmus (AIVR) oder AF. Eine längere Dauer kann ermöglichen, dass der Rhythmus auf eine niedrigere Frequenz zurückkehrt, bevor das Redetektionskriterium erfüllt wird.

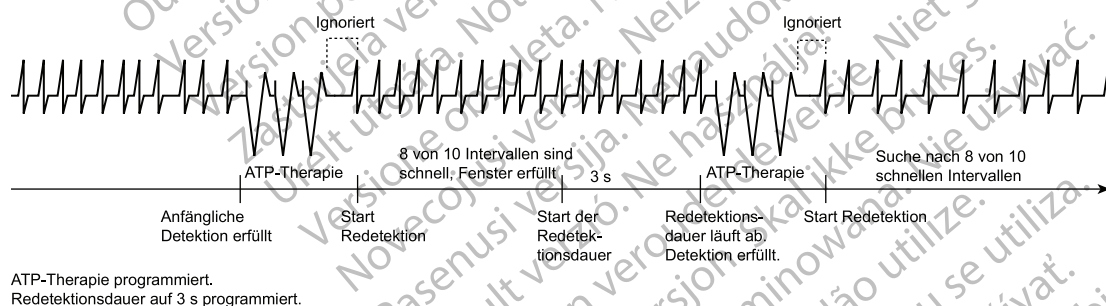


Abbildung 2–10. Redetektion nach Abgabe einer ventrikulären ATP

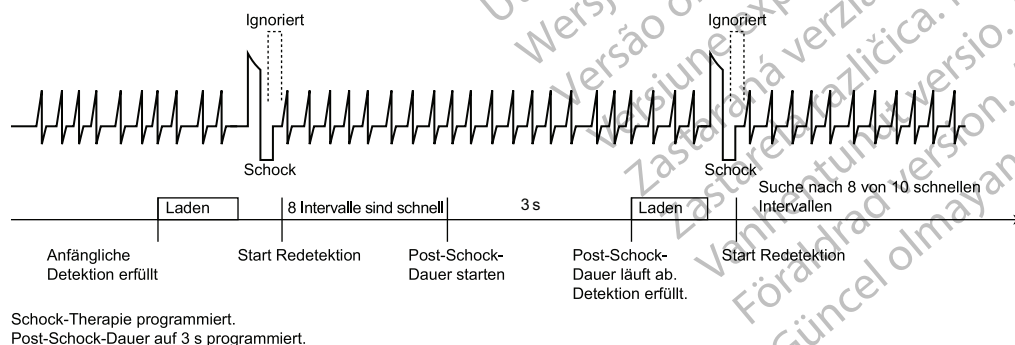


Abbildung 2–11. Redetektion nach Abgabe einer ventrikulären Schocktherapie

Ventrikuläre Episoden

Wenn drei aufeinanderfolgende schnelle ventrikuläre Schläge detektiert werden, beginnt das Aggregat mit der Überwachung, ob ein Detektionsfenster erfüllt wird. Wenn das Detektionsfenster einer Zone erfüllt wird, führt das Aggregat die folgenden Aktionen durch:

- Erklären des Beginns einer ventrikulären Episode
- Erhöhen der Episodennummer
- Zuweisen von Speicher für Verlaufsdaten und Elektrogramm
- Starten der Dauer-Timer in denjenigen Zonen, deren Detektionsfenster erfüllt sind

Sobald alle ventrikulären Detektionsfenster nicht mehr erfüllt sind und für einen bestimmten Zeitraum unerfüllt bleiben, wird die ventrikuläre Episode für abgeschlossen erklärt.

Jede ventrikuläre Tachy-Episode wird als „Behandelt“ oder „Nicht behandelt“ klassifiziert (Abbildung 2–12 Behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung +Therapie“ programmiert ist und eine ATP-Therapie abgegeben wird auf Seite 2-19 bis Abbildung 2–16 Behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung +Therapie“ programmiert ist und der Episodenende-Timer auf 0 zurückgesetzt wird auf Seite 2-20).

- Eine Episode ist „Behandelt“, wenn eine Therapie abgegeben wird
- Eine Episode ist „Nicht behandelt“, wenn keine Therapie abgegeben wird

Bei einer Episode mit dem Status „Behandelt“ startet zu dem Zeitpunkt, zu dem die Therapie abgegeben wird, ein Episodenende-Timer. Bei einer Episode mit dem Status „Nicht behandelt“ wird der Episodenende-Timer gestartet, sobald 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 „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 Episodenende-Timer auf Seite 2-18). Wenn ein Fenster vor Ablauf des Episodenende-Timers erfüllt wird, wird der Episodenende-Timer auf Null zurückgesetzt. Er wird dann wieder gestartet, sobald entweder eine Therapie versucht wird oder kein Fenster mehr erfüllt ist (Abbildung 2–16 Behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung+Therapie“ programmiert ist und der Episodenende-Timer auf 0 zurückgesetzt wird auf Seite 2-20).

Wenn eine Episode für abgeschlossen erklärt wurde, verwendet das Aggregat bei nachfolgenden Tachyarrhythmien „Anfängliche Detektion“ und die Therapie:

Tabelle 2–6. Episodenende-Timer

Klassifikation von Episoden	Ventrikulärer Episodenende-Timer (Zeit, die vergangen sein muss, damit eine Episode für abgeschlossen erklärt wird)
Nicht behandelt (keine Therapie abgegeben)	10 Sekunden
Behandelt (nur ATP-Therapie abgegeben)	10 Sekunden
Behandelt (eine beliebige Schocktherapie abgegeben)	30 Sekunden

HINWEIS: Die Episode wird sofort beendet, wenn der Tachy-Modus umprogrammiert wird, wenn vor dem Ablauf „Ende der Episode“ eine Induktionsmethode oder ein Elektrodentest versucht wird, oder wenn beliebige ventrikuläre Detektions- bzw. ventrikuläre Therapieparameter umprogrammiert werden.

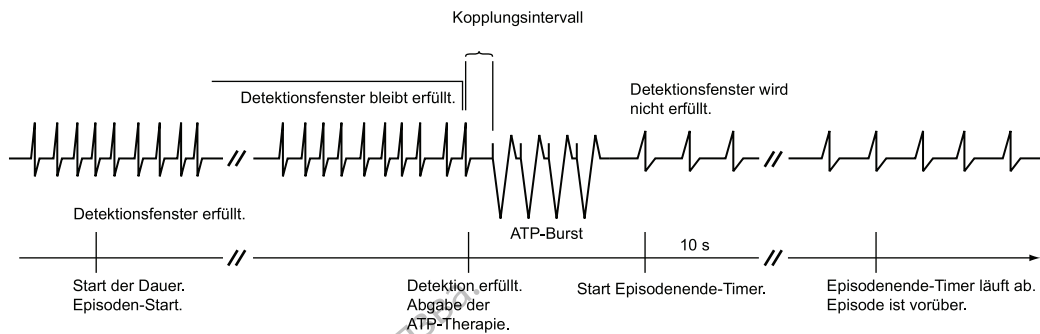


Abbildung 2–12. Behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung+Therapie“ programmiert ist und eine ATP-Therapie abgegeben wird

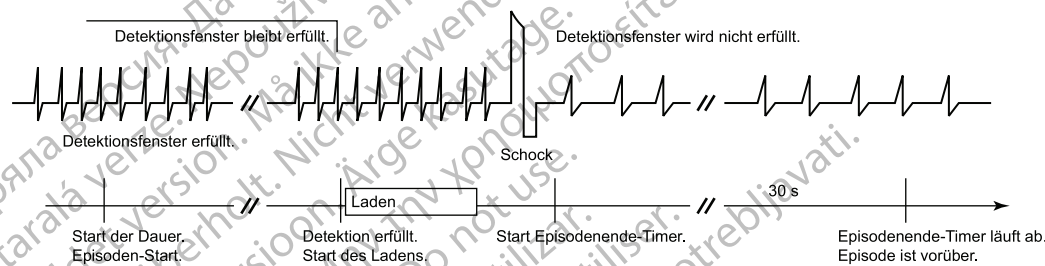


Abbildung 2–13. Behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung+Therapie“ programmiert ist und eine Schock-Therapie abgegeben wird

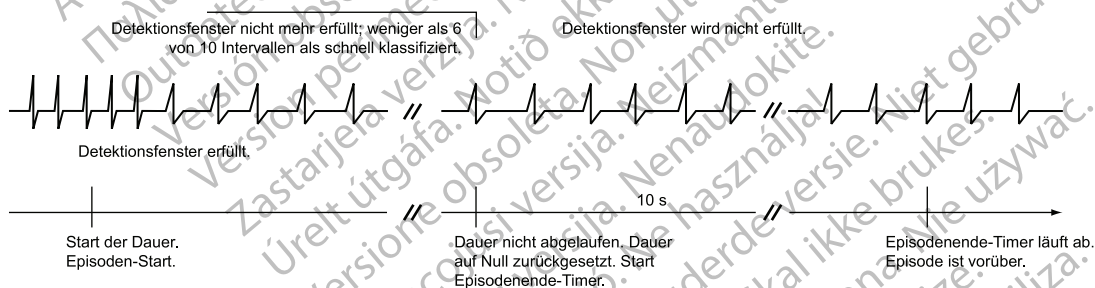
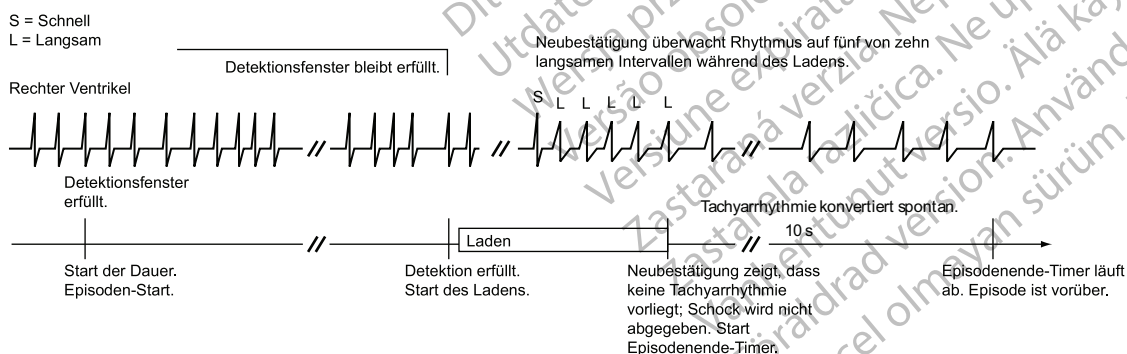


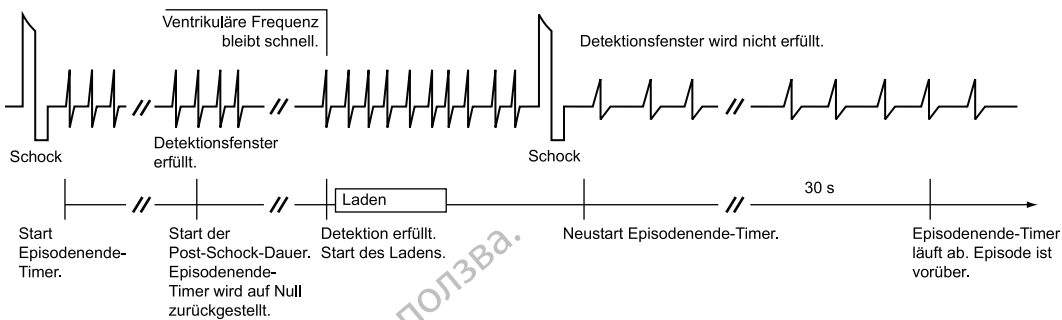
Abbildung 2–14. Nicht behandelte Episode, bei der der ventrikuläre Modus auf „Überwachung+Therapie“ oder „Nur Überwachung“ programmiert ist und die Dauer noch nicht abgelaufen ist



Bei diesem Beispiel wird angenommen, dass Committed 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

Rechter Ventrikel



Dieses Beispiel illustriert eine Behandelte Episode, bei der „Ventrikulärer Modus“ auf „Überwachung+Therapie“. Der Episodenende-Timer wird auf 0 zurückgesetzt, wenn ein ventrikuläres Detektionsfenster nach einer ventrikulären Therapieabgabe, aber noch vor Erreichen des Episodenendes erfüllt wird. In diesem Beispiel werden 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 0 zurückgesetzt wird

Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion

Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion tragen zur Spezifität der Detektionskriterien „Frequenz“ und „Dauer“ bei. Sie können Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion programmieren, um Folgendes zu erreichen:

- Therapieabgabe verzögern oder inhibieren
- Therapieinhibierung überspringen
- ATP-Therapiesequenz zugunsten einer Schocktherapie überspringen

Die Kriterien 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 entweder „Rhythm ID“ oder „Onset/Stabilität“ gewählt wird, werden Verbesserungsparameter zusätzlich zur ventrikulären Frequenz und Dauer für die Therapieentscheidungen (Tabelle 2-7 Verbesserungsparameter für Kriterien zur Verbesserung der Detektion auf Seite 2-21) wie folgt verwendet:

- „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“ gibt immer dann eine ventrikuläre Therapie ab, wenn die ventrikuläre Frequenz größer als die atriale Frequenz ist.
- Der Parameter „AFib Frequenzgrenze“ kann (zusammen mit „Stabilität“) so programmiert werden, dass eine ventrikuläre Therapie inhibiert wird, wenn der atriale Rhythmus schnell ist.

- Der Parameter „Stabilität“ kann so programmiert werden, dass eine ventrikuläre Therapieabgabe inhibiert wird, wenn der ventrikuläre Rhythmus instabil ist.
- Der Parameter „Schock falls instabil“ kann so programmiert werden, dass die Abgabe der ATP-Therapie übersprungen und eine Schocktherapie abgegeben wird, wenn der ventrikuläre Rhythmus 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“ die Entscheidung der Parameter „Stabilität“, „Onset“, „Vektor-Timing und -Korrelation“ und/oder „AFib Frequenzgrenze“, die ventrikuläre Therapie zu inhibieren, ignorieren, wenn eine hohe Frequenz über die programmierte Zeit anhält.

Tabelle 2-7. Verbesserungsparameter für Kriterien zur Verbesserung der Detektion

Verbesserungsparameter	Rhythm ID		Onset/Stabilität	
	Anfänglich	Post-Schock	Anfänglich	Post-Schock
Vektor-Timing und -Korrelation ^a	X	--	--	--
V Frequenz > A Frequenz (nur Zweikammergeräte)	X ^{b c}	X ^{b c}	X	X
AFib Frequenzgrenze (nur Zweikammergeräte)	X ^{b d}	X ^{b d}	X ^e	X ^e
Stabilität (zur Inhibierung)	X ^f	X ^f	X	X
Schock falls instabil	--	--	X	--
Onset	--	--	X	--
SRD ^g	X	X	X	X

- Diese Verbesserung ist nicht individuell programmierbar.
- Wenn „Rhythm ID“ ausgewählt ist, wird diese Verbesserung automatisch aktiviert, sobald „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Ein“ programmiert ist. Sie ist jedoch nicht bei Einkammergeräten verfügbar und auch nicht bei Zweikammergeräten, bei denen „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Aus“ programmiert ist.
- Diese Verbesserung ist nicht individuell programmierbar, wenn „Rhythm ID“ aktiviert ist.
- Wenn „Rhythm ID“ ausgewählt ist, verwendet dieser Parameter denselben Wert für die anfängliche und die Post-Schock-Detektion. Er kann nicht unabhängig für die Post-Schock-Detektion aktiviert oder deaktiviert werden.
- Wenn „Onset/Stabilität“ ausgewählt ist, kann dieser Parameter unabhängig für die Post-Schock-Detektion aktiviert oder deaktiviert werden. Bei Aktivierung wird derselbe Wert wie für die anfängliche Detektion verwendet.
- Wenn „Rhythm ID“ aktiviert und „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ bei einem Zweikammergerät auf „Ein“ programmiert ist, verwendet dieser Parameter denselben Wert für die anfängliche und die Post-Schock-Detektion. Bei Einkammergeräten oder wenn „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Aus“ programmiert ist, wird diese Verbesserung automatisch für die anfängliche Detektion deaktiviert, aber weiterhin für Post-Schock-Detektion verwendet.
- „SRD“ ist verfügbar, wenn Kriterien zur Verbesserung der Detektion programmiert werden, die eine Therapie inhibieren.

Einige dieser „Kriterien zur Verbesserung der Detektion“-Parameter können auch unabhängig als Post-Schock-Parameter programmiert werden (Tabelle 2-7 Verbesserungsparameter für Kriterien zur Verbesserung der Detektion auf Seite 2-21).

Welche „Kriterien zur Verbesserung der Detektion“-Parameter zur Verfügung stehen, richtet sich nach der Anzahl der programmierten Tachy-Zonen: 3, 2 oder 1 (Tabelle 2-8 Verfügbare Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion in Mehrzonen-Konfigurationen auf Seite 2-21).

Tabelle 2-8. Verfügbare Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion in Mehrzonen-Konfigurationen

	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
3-Zonen-Konfiguration	Vektor-Timing und -Korrelation V Frequenz > A Frequenz AFib Frequenzgrenze Stabilität (zur Inhibierung) Onset SRD	Vektor-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 „Nur Überwachung“-Zone) ^{b c}	--	Vektor-Timing und -Korrelation	--

Tabelle 2–8. Verfügbare Kriterien zur Verbesserung der ventrikulären Detektion in Mehrzonen-Konfigurationen (Fortsetzung)

	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone
		V Frequenz > A Frequenz AFib Frequenzgrenze Stabilität (zur Inhibierung) Schock falls instabil ^d Onset SRD	
2-Zonen-Konfiguration		Vektor-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. Eine Verbesserung ist in der mittleren Zone einer 3-Zonen-Konfiguration nur verfügbar, wenn „Rhythm ID“ aktiviert ist.
b. Kriterien zur Verbesserung der Detektion stehen in der untersten Zone einer Mehrzonenkonfiguration nicht zur Verfügung, wenn diese Zone als „Nur Überwachung“-Zone (keine Therapie für diese Zone programmiert) verwendet wird.
c. Bei Geräten mit einer programmierten 3-Zonen-Konfiguration, in der „VT-1“ auf „Nur Überwachung“ und in der „VT“-Zone die Kriterien zur Verbesserung der Detektion auf „Ein“ programmiert sind, wird die Rhythmusunterscheidung angewendet, wenn eine Tachykardie die „Anfängliche Detektion“ in der Zone „Nur Überwachung“ erfüllt und die Frequenz nachfolgend in die „VT“-Zone beschleunigt. In diesem Fall wird „Anfängliche Detektion“ erneut gestartet, und die Kriterien zur Verbesserung der Detektion sind in der „VT“-Zone verfügbar.
d. „Schock falls instabil“ kann nicht auf „Ein“ programmiert werden, wenn in derselben Zone andere Kriterien zur Verbesserung der Detektion wie „Onset“, „Stabilität“ und „AFib Rate Threshold“ zur Inhibierung der Therapie programmiert sind.

Wenn eine bestimmte Rhythmusunterscheidung ausgewählt wird, können Sie die Werte für die Kriterien zur Verbesserung der Detektion so anpassen, dass sie für die Unterscheidung des betreffenden Rhythmus geeignet sind. Die Nominalwerte werden in der folgenden Tabelle gezeigt. Sie können aber diese Werte nach eigenem Ermessen verwenden.

Tabelle 2–9. Die Nominalwerte für Verbesserungen der anfänglichen Detektion und der Redetektion

Parameter	Onset/Stabilität			Rhythm ID	
	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 Zweikammermodelle)	Ein	Ein	--	Ein ^b	--
AFib Frequenzgrenze (nur Zweikammermodelle)	170 min ⁻¹	--	--	170 min ⁻¹	--
Stabilität (inhibieren)	20 ms (DR-Geräte) 30 ms (VR-Geräte)	--	--	20 ms (DR-Geräte) 30 ms (VR-Geräte)	30 ms
Onset (nur Anfängliche Detektion)	--	9 %	--	--	--
SRDAnfänglich	3:00 Minuten: Sekunden	3:00 Minuten: Sekunden	--	3:00 Minuten: Sekunden	3:00 Minuten: Sekunden
SRDRedetektion	0:15 Minuten: Sekunden	--	--	0:15 Minuten: Sekunden	0:15 Minuten: Sekunden
Schock falls instabil	--	--	30 ms	--	--

- a. Dieser Parameter ist nicht individuell programmierbar.
b. Parameter ist nicht individuell programmierbar, wenn „Rhythm ID“ aktiviert ist.

Vektor-Timing und -Korrelation

„Vektor-Timing und -Korrelation“ vergleicht die EGM-Signale eines unbekanntes Rhythmus mit einem gespeicherten Referenzmuster der EGM-Signale eines normalen Sinusrhythmus (NSR). Rhythmen, die dem gespeicherten Referenzmuster nicht ähneln (d. h. nicht korrelieren), werden als VT kategorisiert. Rhythmen, die mit dem gespeicherten Referenzmuster korrelieren, werden als SVT kategorisiert. Die Funktion „Rhythm ID“ bestimmt anhand dieser Klassifizierung während „Anfängliche Detektion“, ob die Therapie abgegeben oder inhibiert wird.

Wenn ein schneller Rhythmus detektiert wird, wird jeder Schlag dieses Rhythmus mit dem gespeicherten Referenzmuster verglichen. Das Aggregat misst die Korrelation der detektierten Schockform mit dem gespeicherten Referenzmuster und stuft jeden Schlag als korrelierend oder nicht korrelierend ein. Ein Schlag in der VF-Zone wird immer als nicht korrelierend eingestuft, selbst wenn sein gemessener Korrelationswert hoch ist.

Das Aggregat klassifiziert dann den detektierten Rhythmus auf Basis folgender Berechnungen als SVT oder VT:

- 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-“ gekennzeichnet

RhythmMatch Schwelle

Diese Funktion ist bei RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- und MOMENTUM-Aggregaten verfügbar.

Durch das Programmieren des Parameters „RhythmMatch Schwelle“ wird die Reizschwelle angepasst, die von der Funktion „Vektor-Timing und -Korrelation“ bei der Bestimmung, ob der Herzrhythmus des Patienten mit dem normalen Sinusrhythmus korreliert, verwendet wird. Sie können durch das Anpassen von „RhythmMatch Schwelle“ festlegen, wie das Aggregat zwischen einer VT und einer SVT unterscheidet.

„RhythmMatch Schwelle“ kann auf einen Wert von 70 % bis 96 % programmiert werden (Nominalwert 94 %). Während der „Vektor-Timing und -Korrelation“-Analyse verwendet das Aggregat den programmierten Wert von „RhythmMatch Schwelle“ als Kriterium für die Klassifizierung des Rhythmus des Patienten als VT oder SVT („Vektor-Timing und -Korrelation“ auf Seite 2-23).

Das Aggregat zeichnet einen RhythmMatch-Score für den detektierten Rhythmus auf, der auf den berechneten Korrelationswerten zur Klassifizierung des Rhythmus als VT oder SVT basiert. Bis zu zwei gemessene RhythmMatch-Werte können aufgezeichnet werden: einer, wenn die Therapie erstmalig (durch Rhythm ID) inhibiert wird, und einer, wenn die Therapie versucht wird. Wenn ein Referenzmuster erstellt wurde, werden die gemessenen RhythmMatch-Werte auch bei deaktivierter Funktion „Rhythm ID“ aufgezeichnet.

Wenn die Funktion „Rhythm ID“ aktiviert ist, werden der gemessene Korrelationswert jedes Schlags sowie eine Angabe, ob der Schlag als korrelierend oder nicht korrelierend eingestuft wird, in den während „Anfängliche Detektion“ gespeicherten Elektrogrammen erfasst. Diese gemessenen Korrelationswerte können hilfreich sein, um den für den Patienten am besten geeigneten Wert für „RhythmMatch Schwelle“ zu bestimmen. Außerdem können die gemessenen Korrelationswerte der VF-Schläge bei der Programmierung der Frequenz-Reizschwelle der VF-Zone hilfreich sein.

HINWEIS: Unter bestimmten Umständen werden die aufgezeichneten Korrelationsdaten mancher einzelner Schläge nicht auf dem Bildschirm des Programmiergeräts angezeigt.

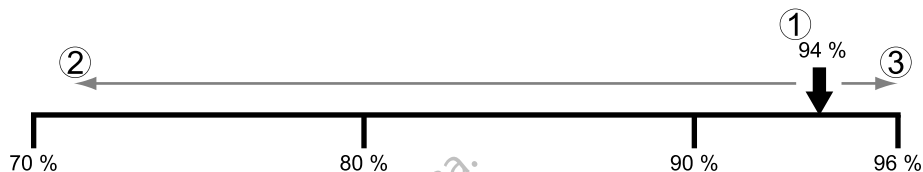
HINWEIS: Wenn der für EGM-Daten zugewiesene Speicherplatz belegt ist, überschreibt das Gerät beim Speichern neuer EGM-Daten die älteren EGM-Datensegmente. Die Ereignisse müssen gespeichert werden, damit die berechneten RhythmMatch-Werte und die gemessenen Schlag-zu-Schlag-Korrelationswerte für spätere Referenzzwecke zur Verfügung stehen.

Beachten Sie bei der Neuprogrammierung des Wertes von „RhythmMatch Schwelle“ Folgendes:

- Überprüfen Sie die gemessenen RhythmMatch-Werte der bisherigen Episoden von VT und SVT (induziert oder spontan)
- Um die Wahrscheinlichkeit einer angemessenen VT-Behandlung zu erhöhen, sollte „RhythmMatch Schwelle“ auf einen Wert programmiert werden, der größer als die gemessenen RhythmMatch-Werte aller VTs ist
- Um die Wahrscheinlichkeit einer angemessenen Inhibierung der SVT-Therapie zu erhöhen, sollte „RhythmMatch Schwelle“ auf einen Wert programmiert werden, der kleiner als die gemessenen RhythmMatch-Werte aller SVTs ist
- Gewöhnlich nimmt die Empfindlichkeit der VT-Detektion bei kleineren Werten von „RhythmMatch Schwelle“ ab. Daher sollte „RhythmMatch Schwelle“ auf den höchsten geeigneten Wert programmiert werden, um eine maximale Empfindlichkeit bei der VT-Detektion zu erhalten.
- Die gemessenen RhythmMatch-Werte können auch bei der Programmierung anderer Rhythm ID-Parameter wie „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“, „AFib Frequenzgrenze“ und „Stabilität“ hilfreich sein
- Das Verringern des Wertes von „RhythmMatch Schwelle“ bewirkt Folgendes (Abbildung 2–17 Programmieren der RhythmMatch Schwelle auf Seite 2-25):
 - Die Wahrscheinlichkeit einer Korrelation des Rhythmus des Patienten mit dem gespeicherten Referenzmuster nimmt zu
 - Die VT-Empfindlichkeit des Aggregats nimmt ab
 - Die Wahrscheinlichkeit nimmt zu, dass das Aggregat den Rhythmus als SVT einstuft und die Therapie inhibiert
 - Wenn „RhythmMatch Schwelle“ auf einen zu niedrigen Wert programmiert wird, können VT-Episoden unbehandelt bleiben
- Das Erhöhen des Wertes von „RhythmMatch Schwelle“ bewirkt Folgendes (Abbildung 2–17 Programmieren der RhythmMatch Schwelle auf Seite 2-25):
 - Die Wahrscheinlichkeit einer Korrelation des Rhythmus des Patienten mit dem gespeicherten Referenzmuster nimmt ab
 - Die VT-Empfindlichkeit des Aggregats nimmt zu
 - Die Wahrscheinlichkeit nimmt ab, dass das Aggregat den Rhythmus als SVT einstuft und die Therapie inhibiert
 - Wenn „RhythmMatch Schwelle“ auf einen zu hohen Wert programmiert wird, wird die Therapie bei SVT-Episoden möglicherweise nicht inhibiert

Es ist daher wichtig, die zurückliegenden VT- und SVT-Episoden zu überprüfen und festzustellen, ob der Wert von „RhythmMatch Schwelle“ ausreichend über den Korrelationswerten des Patienten für VT liegt, aber weiterhin kleiner als die Korrelationswerte für

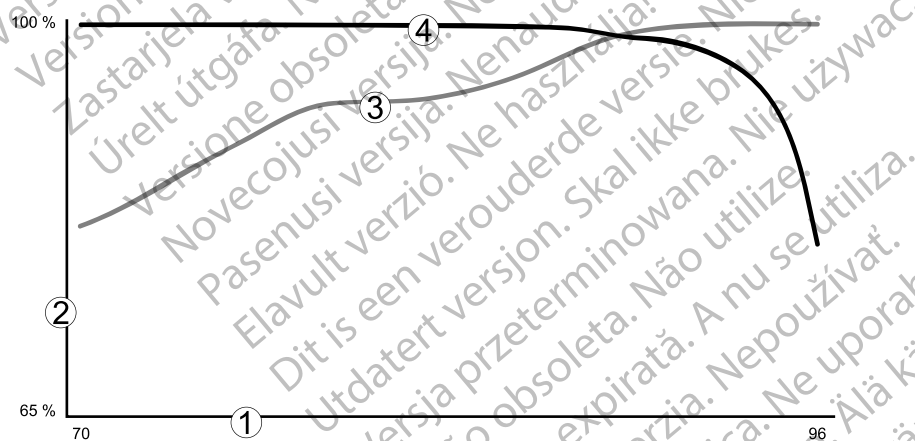
SVT ist. Dadurch kann das Aggregat genauer zwischen VT und SVT unterscheiden. Außerdem wird die Wahrscheinlichkeit einer unangemessenen Therapie verringert.



[1] Nomineller Wert von „RhythmMatch Schwelle“ [2] Geringere VT-Empfindlichkeit, höhere SVT-Spezifität [3] Höhere VT-Empfindlichkeit, geringere SVT-Spezifität

Abbildung 2–17. Programmieren der RhythmMatch Schwelle

In Abbildung 2–18 Beziehung zwischen Empfindlichkeit und Spezifität bei Verwendung der RhythmMatch Schwelle auf Seite 2-25 wird die Beziehung zwischen der VT-Empfindlichkeit und -Spezifität auf Bevölkerungsebene bei einer Erhöhung oder Verringerung des Wertes von „RhythmMatch Schwelle“ dargestellt („RhythmMatch Schwelle“ kann auf einen Wert von 70 % bis 96 % programmiert werden, Nominalwert 94 %). In der Regel nimmt bei einer Erhöhung des Wertes von „RhythmMatch Schwelle“ die VT-Empfindlichkeit zu und die Spezifität für SVT ab. Bei einer Verringerung des Wertes von „RhythmMatch Schwelle“ nimmt die VT-Empfindlichkeit ab und die Spezifität für SVT zu. Dieser Zusammenhang kann auch wie folgt beschrieben werden: bei Programmierung höherer Werte für „RhythmMatch Schwelle“ ist die Kategorisierung einer Arrhythmie als VT wahrscheinlicher und deren Kategorisierung als SVT unwahrscheinlicher, während bei Programmierung niedrigerer Werte für „RhythmMatch Schwelle“ die Kategorisierung einer Arrhythmie als SVT wahrscheinlicher und deren Kategorisierung als VT unwahrscheinlicher ist.



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

Abbildung 2–18. Beziehung zwischen Empfindlichkeit und Spezifität bei Verwendung der RhythmMatch Schwelle

V Frequenz > A Frequenz

Die Verbesserungsfunktion „V Frequenz > A Frequenz“ (ventrikuläre Frequenz größer als atriale Frequenz) vergleicht die atriale und die ventrikuläre Frequenz, um den Typ des schnellen ventrikulären Rhythmus zu bestimmen. Wenn die ventrikuläre Frequenz größer als die atriale

Frequenz ist, wird die Therapie gestartet, und zwar unabhängig von der Analyse der anderen programmierten Kriterien zur Verbesserung der Detektion.

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 „V Frequenz > A Frequenz“-Analyse auf Seite 2-26). 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 Episodendetails-Bericht als „Wahr“ angezeigt wird), und die Therapie wird gestartet.
- Wenn die ventrikuläre Durchschnittsfrequenz nicht um mindestens 10 min^{-1} höher als die atriale Durchschnittsfrequenz ist (im Episodendetails-Bericht mit „Falsch“ gekennzeichnet), wird die Therapie weiterhin inhibiert. Der Episodendetails-Bericht zeigt die gemessenen Werte an, auch wenn der Parameter auf „Aus“.

Wenn die Therapie inhibiert wird, läuft die Analyse „V Frequenz > A Frequenz“ weiter, bis entweder die ventrikuläre Frequenz über der atrialen Frequenz liegt oder andere Verbesserungen 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.

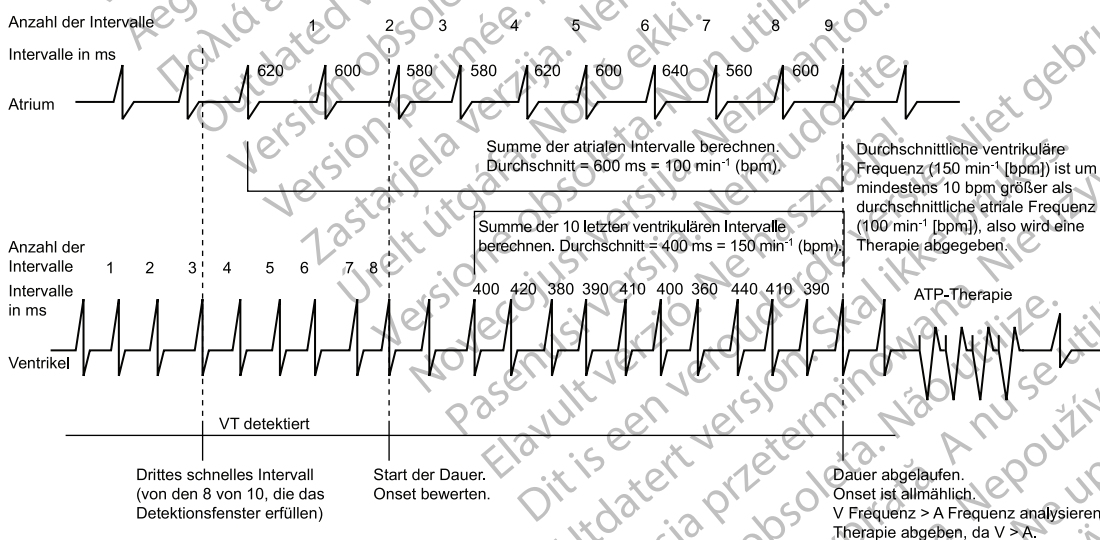


Abbildung 2–19. „V Frequenz > A Frequenz“-Analyse

Der Parameter „V Frequenz > A Frequenz“ kann so programmiert werden, dass die Inhibitoren („Vektor-Timing und -Korrelation“, „AFib Frequenzgrenze“, „Stabilität“ und/oder „Onset“) übergangen werden und die Therapie gestartet wird, wenn die ventrikuläre Frequenz höher als die atriale Frequenz ist.

HINWEIS: Siehe "Verwendung atrialer Informationen" auf Seite 2-6 für weitere Informationen zum Leistungsverhalten des Geräts, wenn die atriale Elektrode auf „Aus“ programmiert ist.

HINWEIS: In einer „Rhythm ID“-Konfiguration wird „V Frequenz > A Frequenz“ in Verbindung mit „AFib Frequenzgrenze“ ausgewertet. Wenn „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Aus“ programmiert ist, werden die Kriterien zur Verbesserung der Detektion „AFib Frequenzgrenze“ und „V Frequenz > A Frequenz“ nicht ausgewertet.

AFib Frequenzgrenze

Die „AFib Frequenzgrenze“-Analyse identifiziert AF, indem die atriale Frequenz mit dem programmierten Wert von „AFib Frequenzgrenze“ verglichen wird.

„AFib Frequenzgrenze“ kann nicht aktiviert werden, ohne dass auch das Kriterium zur Verbesserung der Detektion „Stabilität“ aktiviert wird. Das Gerät analysiert beide Parameter, um zu bestimmen, ob die Therapie zurückgehalten oder abgegeben werden soll.

Wenn die intrinsische atriale Frequenz über dem Wert von „AFib Frequenzgrenze“ 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 dem Wert von „AFib Frequenzgrenze“ liegt (Abbildung 2–20 Interaktion von „AFib Frequenzgrenze“ und „Stabilität“ auf Seite 2-28):

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

Falls die ventrikuläre Therapie nicht abgegeben wird, wird die atriale Frequenz weiterhin überwacht. Solange 4 von 10 Intervallen als schnell klassifiziert werden, wird AF als vorliegend erklärt. Die Therapie wird von „AFib Frequenzgrenze“/„Stabilität“ inhibiert, bis eine der folgenden Situationen eintritt:

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

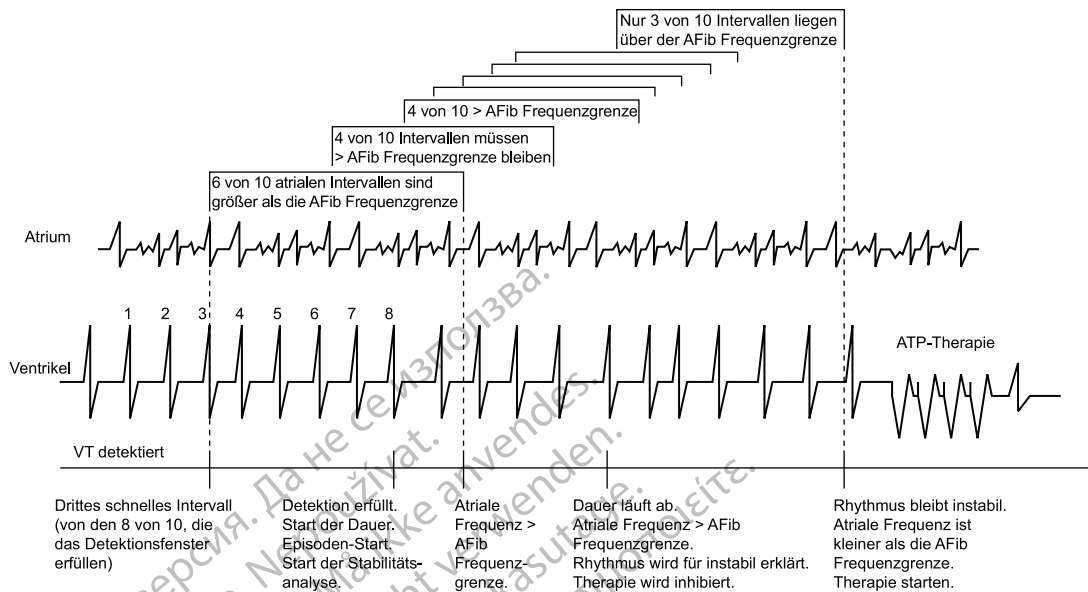


Abbildung 2–20. Interaktion von „AFib Frequenzgrenze“ und „Stabilität“

Wenn „AFib Frequenzgrenze“ und „Stabilität“ allein verwendet werden, wird die ventrikuläre Therapie abgegeben, sobald ein stabiler Rhythmus erklärt wird. Die ventrikuläre Therapie wird bei einem instabilen Rhythmus abgegeben, wenn festgestellt wird, dass die atriale Frequenz kleiner als der Wert von „AFib Frequenzgrenze“ ist (Tabelle 2–10 Kombinationen aus „AFib Frequenzgrenze“ und „Stabilität“ und die sich daraus ergebende Therapie auf Seite 2-29). Wenn „AFib Frequenzgrenze“ und „Stabilität“ zusammen mit anderen Inhibitorverbesserungen verwendet werden, wird die ventrikuläre Therapie nicht immer abgegeben, sobald sie nicht mehr von „AFib Frequenzgrenze“/„Stabilität“ inhibiert wird. Die Therapie kann weiterhin von anderen programmierten Kriterien zur Verbesserung der Detektion wie „Onset“ (wenn das Kriterium zur Verbesserung der Detektion „Onset/Stabilität“ aktiviert ist) oder „Vektor-Timing und -Korrelation“ (wenn das Kriterium zur Verbesserung der Detektion „Rhythm ID“ aktiviert ist) inhibiert werden.

Berücksichtigen Sie die folgenden Informationen während dieser Interaktionen:

- Die Kriterien zur Verbesserung der Detektion „AFib Frequenzgrenze“ und „V Frequenz > A Frequenz“ werden nicht ausgewertet, wenn „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ in einer „Rhythm ID“-Konfiguration auf „Aus“ programmiert ist.
- Da „AFib Frequenzgrenze“ während der Redetektion (nach einer ventrikulären ATP-Therapie, nach einer abgebrochenen ventrikulären Therapie oder wenn die Therapie nicht verfügbar ist) nicht ausgewertet wird, zeigt der Episodendetails-Bericht keine Daten für die Verbesserung während der Redetektion an, auch wenn der Parameter auf „Ein“ programmiert ist.
- Die Verbesserung „AFib-Frequenzschwelle“ wird in den folgenden Fällen nicht zur Arrhythmiedetektion ausgewertet. Allerdings werden im Episodendetails-Bericht weiterhin die Daten der Verbesserung „AFib Frequenzgrenze“ auf Basis einer Reizschwelle von 170 min⁻¹ angezeigt:
 - „AFib Frequenzgrenze“ ist auf „Aus“ programmiert
 - „Ventrikuläre Zonen“ ist auf 1 programmiert
 - Keine Detektionsverbesserungs-Funktion ist aktiviert

- Ein atriales detektiertes Ereignis wird nur als AF eingestuft, während „AFib Frequenzgrenze“ zur Arrhythmiedetektion ausgewertet wird.

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

Detektierter ventrikulärer Rhythmus ^a	Therapieentscheidung ^b
Instabil, A > AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Stabil, A > AFib Frequenzgrenze	Behandeln
Instabil, A < AFib Frequenzgrenze	Behandeln
Stabil, A < AFib Frequenzgrenze	Behandeln

- a. Wenn sich der detektierte ventrikuläre Rhythmus ändert, dann wird die entsprechende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
b. Inhibierungsentscheidungen können durch „V > A“ oder SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.

HINWEIS: Siehe "Verwendung atrialer Informationen" auf Seite 2-6 für weitere Informationen zum Leistungsverhalten des Aggregats, wenn die atriale Elektrode auf „Aus“ programmiert ist.

Stabilitätsanalyse

Die Stabilitätsanalyse wird zur Unterscheidung (unregelmäßiger) ventrikulärer Rhythmen des Typs „Instabil“ (unregelmäßig) von ventrikulären Rhythmen des Typs „Stabil“ (regelmäßig) verwendet. Dies geschieht durch Messen der Variabilität der Tachykardie-RR-Intervalle.

Diese Variabilität kann (wenn sie allein verwendet wird) dem Gerät eine Unterscheidung zwischen übergeleitetem AF (das zu größerer RR-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 VF (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 den Typ 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 der programmierten „Stabilität“-Reizschwelle und/oder den „Schock falls instabil“-Reizschwellen verglichen wird. Wenn die durchschnittliche Differenz über den programmierten Reizschwellen liegt, wird der Rhythmus als „Instabil“ erklärt. Für die Funktionen „Stabilität“ (zur Inhibierung) und „Schock falls instabil“ sind unabhängige Reizschwellen 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 einer angemessenen Stabilitätsreizschwelle hilfreich.

Stabilität (zur Inhibierung)

Der Parameter „Stabilität“ kann bei der Identifizierung schneller Rhythmen helfen, die ihren Ursprung im Atrium haben (z. B. AF). Diese Rhythmen können auch zu instabilen ventrikulären Rhythmen führen, deren Frequenz die niedrigste Frequenz-Reizschwelle 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 am Ende der anfänglichen Dauer eine Tachykardie als „Instabil“ erklärt und die ventrikuläre Therapie inhibiert wird, untersucht das Aggregat weiterhin jedes neue detektierte Intervall in

Hinsicht auf Stabilität (Abbildung 2–21 Stabilität wird untersucht, wenn die Dauer abläuft auf Seite 2-30). Die Therapie wird in den folgenden Fällen nicht durch „Stabilität“ inhibiert:

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

Die ventrikuläre Therapie wird nicht immer gestartet, sobald sie nicht mehr durch „Stabilität“ inhibiert wird. Die Therapie kann weiterhin von anderen programmierten Kriterien zur Verbesserung der Detektion wie „Onset“ (wenn das Kriterium zur Verbesserung der Detektion „Onset/Stabilität“ aktiviert ist) oder „Vektor-Timing und -Korrelation“ (wenn das Kriterium zur Verbesserung der Detektion „Rhythm ID“ aktiviert ist) inhibiert werden.

HINWEIS: Die ventrikuläre Therapie kann auch durch eine Analyse des Stabilität-Algorithmus inhibiert werden, wenn die Verbesserung „AFib Frequenzgrenze“ aktiviert ist.

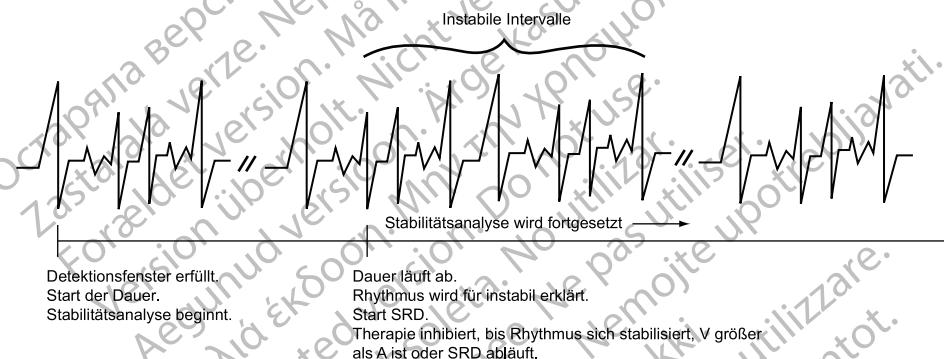


Abbildung 2–21. Stabilität wird untersucht, wenn die Dauer abläuft

Schock, falls instabil

Bei Programmierung auf „Schock falls instabil“ hilft die Stabilitätsanalyse zu bestimmen, ob die ventrikuläre ATP-Therapie übersprungen werden sollte, damit stattdessen die erste programmierte ventrikuläre Schocktherapie (die eine niedrige oder hohe Energie haben kann) für die ventrikuläre Zone abgegeben wird (Abbildung 2–22 Schock falls instabil auf Seite 2-31).

Dynamische ventrikuläre Arrhythmien, wie z. B. polymorphe VT oder VF können mit einer niedrigeren Frequenz als der höchsten ventrikulären Frequenz-Reizschwelle detektiert und als „Instabil“ klassifiziert werden. Da der detektierte Rhythmus in einer niedrigeren ventrikulären Zone detektiert werden kann, in der ATP programmiert sein kann, kann die Stabilitätsanalyse verwendet werden, um die programmierten 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, beeinflusst die Funktion „Schock falls instabil“ die Therapieauswahl nicht mehr.

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

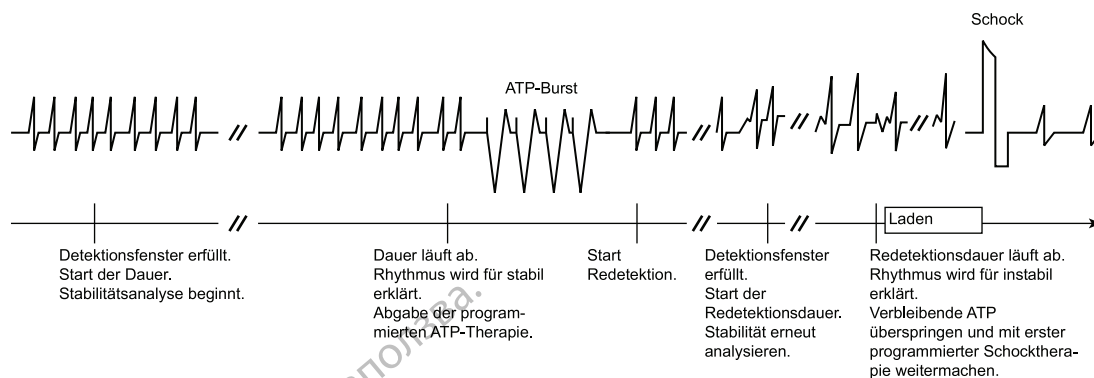


Abbildung 2–22. Schock falls instabil

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 Gerät die ventrikuläre Therapie in der niedrigsten Tachykardie-Frequenzzone.

Wenn ein Detektionsfenster erfüllt wird, beginnt das Aggregat die Werte für einen plötzlichen 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-Wert ist, erklärt Phase 1 einen plötzlichen Onset 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 der programmierten Onset-Reizschwelle ist, erklärt Phase 2 einen plötzlichen Onset der Arrhythmie.

Wenn beide Phasen das Einsetzen für plötzlich erklären, wird die Therapie gestartet. Wenn eine der Phasen auf einen allmählichen Beginn hinweist, wird die anfängliche ventrikuläre Therapie in der niedrigsten Zone inhibiert. Die Therapie wird in den folgenden Fällen nicht durch „Onset“ inhibiert:

- Die Frequenz steigt in eine höhere ventrikuläre Zone an
- Daten von der atrialen Elektrode zeigen an, dass die RV-Frequenz schneller als die atriale Frequenz ist („V Frequenz > A Frequenz“ auf „Ein“ programmiert)
- Der SRD-Timer läuft ab

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

„Sustained Rate Duration“ ermöglicht 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 die Therapie zurückgehalten werden sollte (Abbildung 2–23 Kombination aus „Onset“ ODER „Stabilität“, „SRD“ auf „Ein“ auf Seite 2-32).

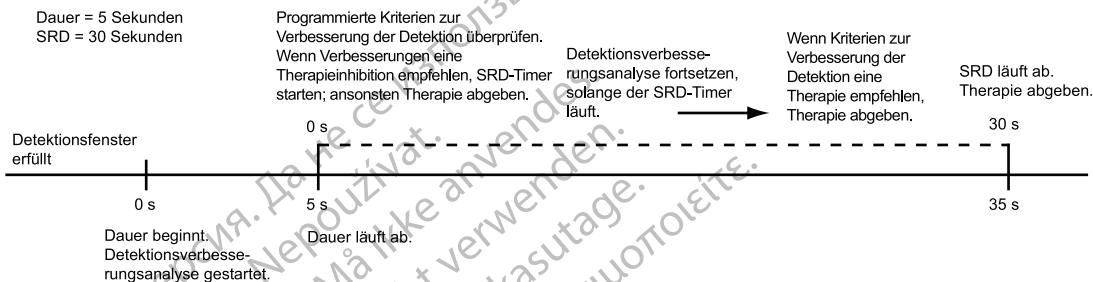


Abbildung 2–23. Kombination aus „Onset“ ODER „Stabilität“, „SRD“ auf „Ein“

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

- Ein programmierter SRD-Timer wird gestartet, wenn die ventrikuläre Therapie zurückgehalten wird, weil die Dauer in einer Zone abläuft, in der die Kriterien zur Verbesserung der Detektion auf „Ein“ programmiert sind.
- 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 Kriterien zur Verbesserung der Detektion nicht auf „Ein“ programmiert sind, und die Dauer für die höhere Zone abläuft, wird die Therapie in der Zone abgegeben, ohne auf das Ablaufen des SRD-Zeitraums in einer niedrigeren ventrikulären Zone zu warten. Wenn SRD auf „Aus“ programmiert ist, wird bei Ablauf der Dauer kein SRD-Timer gestartet, was dazu führt, dass die Kriterien zur Verbesserung der Detektion die Therapie u. U. unbegrenzt inhibieren können.

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

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

Die Kombination von „AFib Frequenzgrenze“, „Stabilität“ und „Vektor-Timing und -Korrelation“ führt zu einer erhöhten Spezifität der ventrikulären Detektion über „Frequenz“ und „Dauer“ hinaus. Zusätzlich zur Nutzung von „AFib Frequenzgrenze“ und „Stabilität“ zur Identifizierung von AF, nutzt diese Kombination von Verbesserungen die „Vektor-Timing und -Korrelation“-Analyse zur Unterscheidung von SVT-Rhythmen und VT-Rhythmen basierend auf Überleitungsmustern im Herzen.

Die Kombination von Detektionsverbesserungen aus „AFib Frequenzgrenze“, „Stabilität“ und „Vektor-Timing und -Korrelation“ umfasst auch „V Frequenz > A Frequenz“. Sowohl „AFib

Frequenzgrenze“ als auch „V Frequenz > A Frequenz“ wird aktiviert, wenn „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Ein“ programmiert wird. Diese Kombination ist nur verfügbar, wenn die Detektionsverbesserungs-Funktion „Rhythm ID“ aktiviert ist und gilt nur für „Anfängliche Detektion“ (Tabelle 2–11 Kombinationen aus „AFib Frequenzgrenze“, „Stabilität“ und „Vektor-Timing und -Korrelation“ und die sich daraus ergebenden Therapieentscheidungen, wenn die Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung auf „Ein“ programmiert ist auf Seite 2-33).

Wenn „V Frequenz > A Frequenz“ auf „Ein“ programmiert (durch das Programmieren von „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Ein“) und „Wahr“ ist, hat es Vorrang vor allen anderen Inhibitor-Verbesserungen.

Tabelle 2–11. Kombinationen aus „AFib Frequenzgrenze“, „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 Frequenzgrenze	Inhibieren
Korreliert, Instabil, A < AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Unkorreliert, Instabil, A > AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Unkorreliert, Instabil, A < AFib Frequenzgrenze	Behandeln
Korreliert, Stabil, A > AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Korreliert, Stabil, A < AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Unkorreliert, Stabil, A > AFib Frequenzgrenze	Behandeln
Unkorreliert, Stabil, A < AFib Frequenzgrenze	Behandeln

- Wenn sich der detektierte ventrikuläre Rhythmus ändert, dann wird die entsprechende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
- Wenn kein „Rhythm ID“-Referenzmuster vorliegt, wird der detektierte ventrikuläre Rhythmus als nicht korrelierend klassifiziert.
- Bei der „Post-Schock-Detektion“ (sofern aktiviert) wird „Vektor-Timing und -Korrelation“ als nicht korrelierend angesehen.
- Inhibierungsentscheidungen können durch „V > A“ oder SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.

Wenn „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Aus“ programmiert ist, wird „Vektor-Timing und -Korrelation“ für „Anfängliche Detektion“ und „Stabilität“ für die Post-Schock-Detektion verwendet. „V Frequenz > A Frequenz“ und „AFib Frequenzgrenze“ werden nicht mehr verwendet (Tabelle 2–12 Kombinationen aus „Vektor-Timing und -Korrelation“ und „Stabilität“ und die sich daraus ergebenden Therapieentscheidungen, wenn „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Aus“ programmiert ist auf Seite 2-33).

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

Detektion ^{a b}	Detektierter ventrikulärer Rhythmus ^{a c}	Therapieentscheidung
Anfänglich	Korrelierend	Inhibieren ^d
Anfänglich	Nicht korrelierend	Behandeln
Post-Schock	Instabil	Inhibieren ^d
Post-Schock	Stabil	Behandeln

- Wenn sich der detektierte ventrikuläre Rhythmus ändert, dann wird die entsprechende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
- Wenn „Vorhof-Tachyarrhythmie-Unterscheidung“ auf „Aus“ programmiert ist, wird „Vektor-Timing und -Korrelation“ für „Anfängliche Detektion“ und „Stabilität“ für die „Post-Schock-Detektion“ verwendet.
- Wenn kein „Rhythm ID“-Referenzmuster vorliegt, wird der detektierte ventrikuläre Rhythmus als nicht korrelierend klassifiziert.
- Die Inhibierungsentscheidung kann durch SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.

Kombinationen aus „AFib Frequenzgrenze“, „Stabilität“ und „Onset“

Die Kombination von „AFib Frequenzgrenze“, „Stabilität“ und „Onset“ führt zu einer erhöhten Spezifität der ventrikulären Detektion über „Frequenz“ und „Dauer“ hinaus. Diese Kombination ist nur verfügbar, wenn das Kriterium zur Verbesserung der Detektion „Onset/Stabilität“ aktiviert ist, und gilt nur für „Anfängliche Detektion“. Wenn Kriterien zur Verbesserung der Detektion aktiviert

sind, treten sie in Funktion, um die Therapie für eine spezifische Zone zu empfehlen oder zu inhibieren.

Wenn die Parameter „AFib Frequenzgrenze“, „Stabilität“ und „Onset“ alle auf „Ein“ programmiert sind, wird die ventrikuläre Therapie gestartet, wenn der Rhythmus einen plötzlichen Beginn aufweist, sofern entweder die ventrikuläre Frequenz stabil ist oder die atriale Frequenz unter der AFib Frequenzgrenze liegt (Tabelle 2–13 Kombinationen aus „AFib Frequenzgrenze“, „Stabilität“ und „Onset“ und die sich daraus ergebende ventrikuläre Therapie auf Seite 2-34).

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

Detektierter ventrikulärer Rhythmus ^a	Therapieentscheidung ^b
Allmählich, Instabil, A > AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Allmählich, Instabil, A < AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Plötzlich, Instabil, A > AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Plötzlich, Instabil, A < AFib Frequenzgrenze	Behandeln ^c
Allmählich, Stabil, A > AFib Frequenzgrenze	Behandeln
Allmählich, Stabil, A < AFib Frequenzgrenze	Inhibieren
Plötzlich, Stabil, A > AFib Frequenzgrenze	Behandeln
Plötzlich, Stabil, A < AFib Frequenzgrenze	Behandeln

- a. Wenn sich der detektierte ventrikuläre Rhythmus ändert, dann wird die entsprechende Zeile in der Tabelle ausgewertet.
 b. Inhibierungsentscheidungen können durch „V Frequenz > A Frequenz“ oder SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.
 c. Wenn V Frequenz > A Frequenz auf „Ein“ programmiert und „Falsch“ ist, wird die ventrikuläre Therapie inhibiert, da der Rhythmus instabil ist.

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

Kombinationen aus „Onset“ und „Stabilität“

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

Diese Kombination ist nur verfügbar, wenn das Kriterium zur Verbesserung der Detektion „Onset/ Stabilität“ aktiviert ist, und gilt nur für „Anfängliche Detektion“. Die Verbesserungen können so programmiert werden, dass sie die ventrikuläre Therapie starten, wenn die folgenden Optionen ausgewählt sind (Tabelle 2–14 Kombinationen von „Onset“ und „Stabilität“ und die sich daraus ergebende Therapie auf Seite 2-35):

- Sowohl „Onset“ als auch „Stabilität“ indizieren 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 für die 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 Parameterangeben, dass die Therapie zurückgehalten werden sollte; d. h. der Rhythmus ist allmählich und instabil (die ODER-Bedingung für die Behandlung ist nicht erfüllt).

In jedem Fall wird die ventrikuläre Therapie erst dann gestartet, wenn die UND/ODER-Bedingungen für die 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 Kombinationen von „Onset“ und „Stabilität“ und die sich daraus ergebende Therapie auf Seite 2-35).

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 detektierte ventrikuläre Rhythmus ändert, dann wird die entsprechende Zeile in der Tabelle ausgewertet.

b. Die nominelle Einstellung ist die UND-Kombination, wenn beide aktiviert sind.

c. Inhibierungsentscheidungen können durch „V Frequenz > A Frequenz“ oder SRD-Ablauf außer Kraft gesetzt werden.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. No utilizar.
Novecojsi versija. Non utilizzare.
Pasenuli versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívat.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

TACHYARRHYTHMIETHERAPIE

KAPITEL 3

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- “Ventrikuläre Therapie” auf Seite 3-2
- “Antitachykardiestimulations-Therapien und -Parameter” auf Seite 3-8
- “Ventrikuläre Schocktherapie und Parameter” auf Seite 3-16

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne utilizar.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsolete. Ne pas utiliser.
Pasenusi versija. Non utilizzare.
Elavult verzió. Ne használd.
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Nie uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

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 (Bursts) von Stimulationsimpulsen, die zwischen den ventrikulären Stimulations-/Detektionselektrodenpolen abgegeben werden. Die Schocks sind zeitlich begrenzte, biphasische Hochspannungs-Impulse, die über die Defibrillationselektroden synchron zur detektierten Herzaktivität abgegeben werden.

WARNUNG: Ist der MRT-Schutz-Modus aktiv wird die Tachykardie-Therapie ausgesetzt. Bevor sich der Patient einem MRT-Scan unterziehen kann, muss mit dem PRM der MRT-Schutz-Modus für ein ImageReady MRT-taugliches Defibrillationssystem programmiert werden. Der MRT-Schutz-Modus deaktiviert die Tachykardie-Stimulation. Das System erkennt keine ventrikulären Arrhythmien und der Patient erhält keine ATP- oder Schockdefibrillationstherapie, bis das Aggregat wieder auf den normalen Betrieb programmiert wurde. Den Scan nur durchführen, wenn der Patient nach Beurteilung klinisch in der Lage ist, über die gesamte Dauer, in der sich das Aggregat im MRT-Schutz-Modus befindet, ohne Tachykardie-Schutz auszukommen.

Ventrikulärer Therapieplan

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

Innerhalb jeder Zone muss die Therapiestärke zunehmen.

	Niedrigste → Höchste Energie						
	ATP ¹ ²	ATP ² ²	QUICK CONVERT ATP	Schock 1 ¹	Schock 2 ¹	Verbleibende (maximale) Schocks ¹	
Zwischen den Zonen ist die Therapieenergie nicht beschränkt.	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 untersten Zone einer Mehr-Zonen-Konfiguration können einige oder alle Schocks auf „Aus“ programmiert werden, beginnend mit den maximalen Schocks. Wenn die maximalen Schocks auf „Aus“ programmiert sind, kann Schock 2 auf „Aus“ programmiert werden. Wenn Schock 2 auf „Aus“ programmiert ist, kann Schock 1 auf „Aus“ programmiert werden. Wenn die Arrhythmie in der untersten Zone anhält, während einige oder alle Schocks auf „Aus“ programmiert sind, wird keine weitere Therapie abgegeben, außer wenn die Arrhythmie in eine höhere Zone beschleunigt. Im Therapiefenster „VT“ oder „VT-1 Zone“ ist die Taste „Therapie ausschalten“ zum schnellen Ausschalten aller ATP- und Schocktherapien in dieser Zone verfügbar.

² Die ventrikuläre ATP-Therapie kann in VT- und VT-1 Zonen auf Aus, Burst, Ramp, Scan oder Ramp/Scan programmiert werden.

³ Quick Convert ATP kann auf eine Frequenz von 250 oder 300 programmiert werden. Diese Fußnote gilt für diese und alle nachfolgenden Tabellen in diesem Abschnitt.

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

Die Therapien müssen innerhalb einer ventrikulären Zone aufsteigend nach Therapiestärke angeordnet sein. Alle ventrikulären ATP-Therapien werden als gleich stark angesehen, sind aber schwächer als alle Schocktherapien. 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 als, stärker als oder genauso stark wie die in einer niedrigeren ventrikulären Zone sein, innerhalb einer Zone müssen die Therapien jedoch mit gleicher oder ansteigender Energie programmiert werden.

Ventrikuläre Therapieauswahl

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

- Jede folgende Therapieabgabe muss mindestens genauso stark wie die vorangegangene Therapie in einer ventrikulären Episode sein. Sobald eine ventrikuläre Schocktherapie abgegeben wurde, ist keine weitere ATP-Therapie in der Episode erlaubt, da ATP-Therapien schwächer als Schocktherapien sind. Jede nachfolgende ventrikuläre Schockabgabe muss mindestens genauso stark sein wie die vorherige, und dies ohne Rücksicht auf Veränderungen der ventrikulären Zone während der ventrikulären Episode.
- 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 2 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 induzierte Therapien und STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK)-Defibrillationen nicht zu den verfügbaren Schocks in einer Episode gezählt und beeinflussen nicht die weitere Therapieauswahl.

Auf der Grundlage der anfänglichen ventrikulären Detektionskriterien wählt das Aggregat die erste Therapieform in der ventrikulären Zone, in der die Tachyarrhythmie detektiert wird (d. h. in der die Detektionskriterien erfüllt sind; siehe "Ventrikuläre Detektion" auf Seite 2-7). Nach Abgabe der ausgewählten Therapie beginnt das Aggregat mit der Redetektion, um festzustellen, ob die Arrhythmie konvertiert wurde.

- Wenn die Arrhythmie auf eine Frequenz unterhalb der niedrigsten programmierten Reizschwelle 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 Fortschritt in der Therapieabgabe, Arrhythmie bleibt in derselben Zone, in der sie ursprünglich detektiert wurde auf Seite 3-4), und es erfolgt erneut eine Redetektion. Wenn die Arrhythmie in derselben Zone anhält, wird die für diese Zone vorgesehene Therapie fortgesetzt.
- Wenn die Arrhythmie nach einer Therapieabgabe ventrikuläre Zonengrenzen überschreitet (durch Beschleunigung oder Verlangsamung) und in einer höheren oder niedrigeren ventrikulären Zone redetektiert wird, wird eine Therapie in der detektierten Zone ausgewählt und abgegeben, die mindestens so stark wie die vorherige ist. Bei Schocktherapien entscheidet das Aggregat vor der Kondensatoraufladung auf der Basis der detektierten Frequenz-Reizschwelle, welcher Schock abgegeben werden soll. Wenn sich die Tachyarrhythmie während des Ladens des Kondensators gegenüber der anfänglich detektierten Frequenz beschleunigt oder verlangsamt, wird die vorher bestimmte Energie abgegeben.

Siehe Abbildung 3–3 Fortschritt in der Therapieabgabe, ATP1 in der VT-Zone und Schock 2 in der VF-Zone auf Seite 3-4 bis Abbildung 3–10 Fortschritt in der Therapieabgabe, ATP1 in VT-Zone beschleunigt den Rhythmus, QUICK CONVERT ATP wird in VF-Zone übersprungen auf Seite 3-7.

Nach jeder Therapieabgabe wird eine Redetektion durchgeführt, um zu bestimmen, ob eine weitere Therapie erforderlich ist. Verwenden Sie die folgenden Informationen 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 an.
- 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 niedrigsten 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.

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 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
VT	② Burst	③ Scan	N/A	④ 1,1 J	9 J	max max max 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
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 bis 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

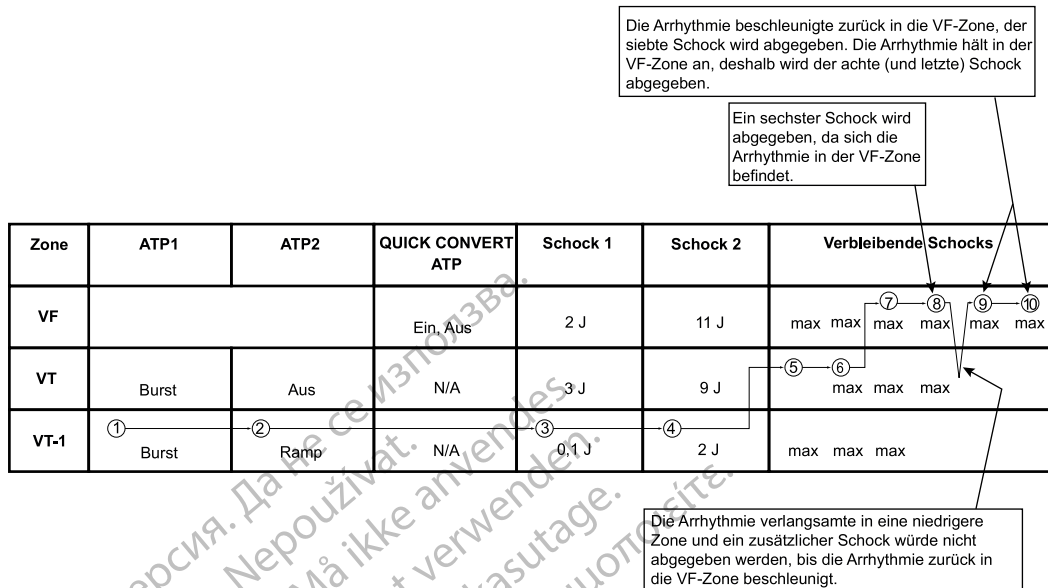


Abbildung 3-7. Fortschritt in der Therapieabgabe, sechster Schock abgegeben

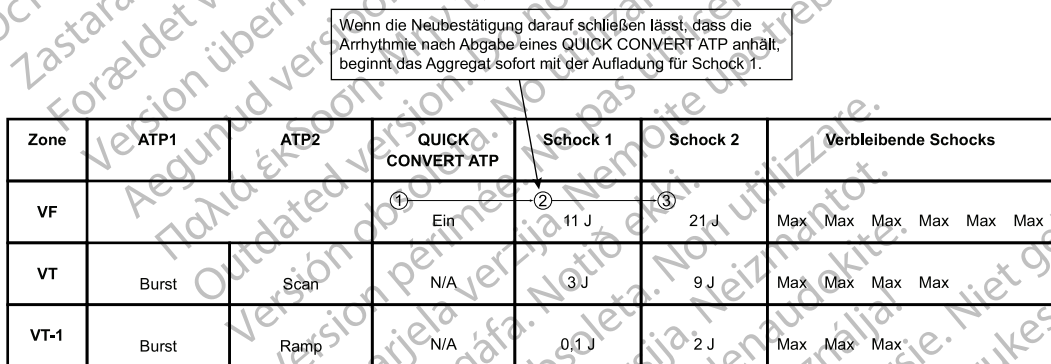


Abbildung 3-8. Fortschritt in der Therapieabgabe, QUICK CONVERT ATP und Schock in VF-Zone

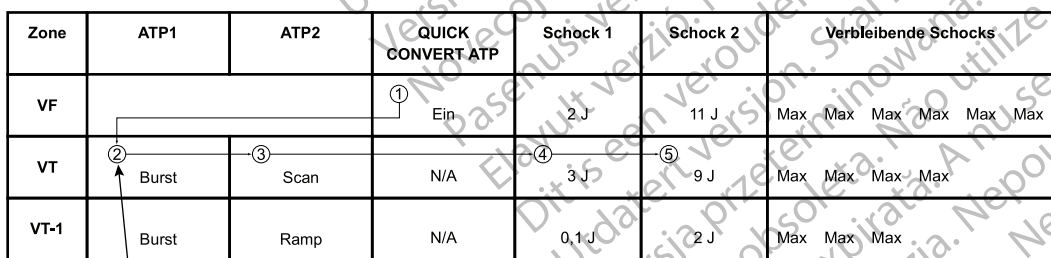


Abbildung 3-9. Fortschritt in der Therapieabgabe, QUICK CONVERT ATP verlangsamt den Rhythmus, ATP1 und Schock in VT-Zone abgegeben

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 ist in eine andere ventrikuläre Frequenzzone gewechselt, wodurch eine andere Therapie gewählt wird
- Die Funktion „Schock falls instabil“ zwingt das Gerät, 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 verändert
- Eine befohlene Therapie wurde angefordert

- Die Episode endet aufgrund der Neuprogrammierung des Tachy-Modus, der Neuprogrammierung der „Ventrikuläre Tachykardie“-Parameter oder einer versuchten Induktionsmethode oder eines versuchten Elektrodentests

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 Schocktherapie 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 redetektiert, die verfügbare Anzahl programmierter Schocks in der Zone wurde abgegeben und die Arrhythmie bleibt in einer der unteren Zonen

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

ANTITACHYKARDIESTIMULATIONS-THERAPIEN 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 Abgabe der ATP-Therapie ist an das letzte detektierte Ereignis gekoppelt, das die Detektionskriterien erfüllt (Abbildung 3–11). Die Basisparameter der ATP-Therapie sind Kopplungsintervall, Burstzykluslänge, Anzahl der Bursts und Anzahl der Impulse innerhalb eines jeden Bursts auf Seite 3-9).

Ein ATP-Schema kann mit folgenden Parametern programmiert werden:

- Abgegebene Anzahl der 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
- Scan
- Ramp/Scan

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

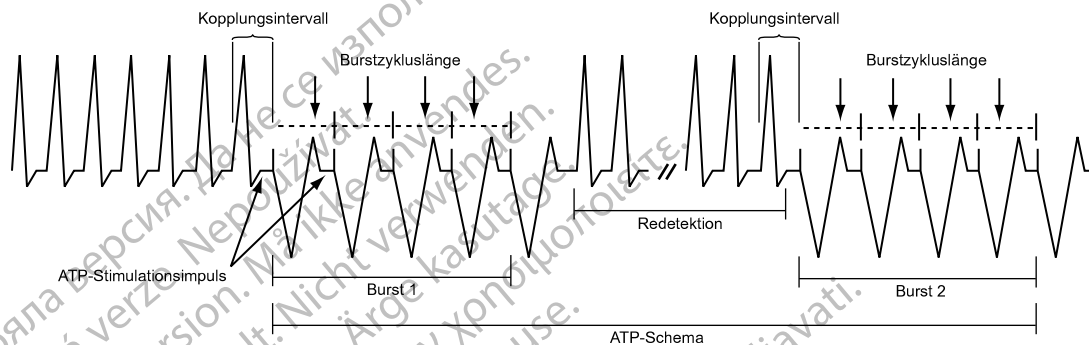


Abbildung 3-11. Die Basisparameter der ATP-Therapie sind Kopplungsintervall, Burstzykluslänge, Anzahl der Bursts und Anzahl der Impulse innerhalb eines jeden Bursts

Burst-Parameter

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

Alle ATP-Schemata haben mehrere Parameter gemeinsam. Zusätzlich zur Programmierung den Typ des Schemas (Aus, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan), können folgende Burst-Parameter programmiert werden (Abbildung 3-12 Interaktion der maximalen Anzahl der Impulse und Anzahl der Bursts 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 Impulse pro Burst bei jedem nachfolgenden Burst innerhalb des Schemas.
- Der Parameter „Maximum der Anzahl der Impulse“ 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 das programmierte Maximum der Anzahl der Impulse. Dieser Parameter ist nur verfügbar, wenn der Wert für „Impuls-Inkrement“ größer als Null ist.

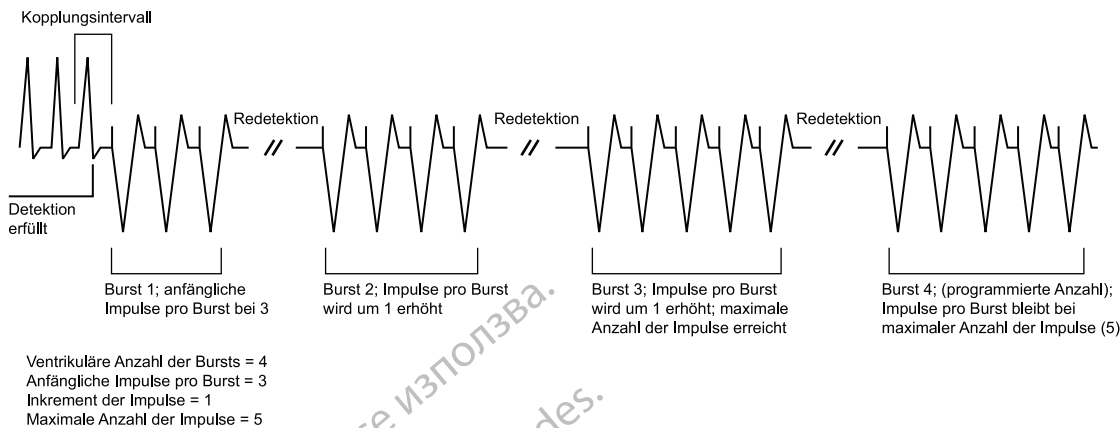


Abbildung 3–12. Interaktion der maximalen Anzahl der Impulse und Anzahl der Bursts

Kopplungsintervall und Abnahme des Kopplungsintervalls

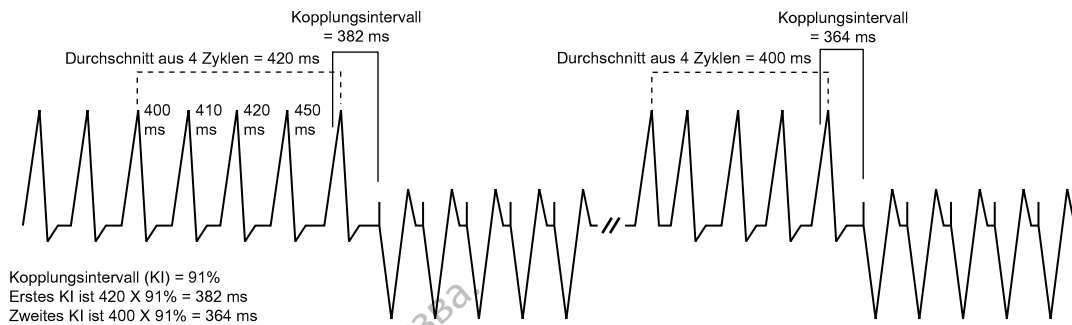
Das Kopplungsintervall steuert das Timing des ersten Impulses in einem Burst. Es definiert den Zeitraum zwischen dem letzten detektierten Ereignis, das die Detektionskriterien erfüllt, und der Abgabe des ersten Stimulationsimpulses in einem Burst.

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 wird das Kopplungsintervall auf Basis eines über vier Zyklen berechneten Durchschnittswerts an den Herzrhythmus des Patienten angepasst (Abbildung 3–13 Adaptives Kopplungsintervall mit Abnahme des Kopplungsintervalls und Scan-Abnahme auf Null programmiert 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 Abnahme des Kopplungsintervalls auf Seite 3-11).

HINWEIS: Die Programmierung eines ATP-Bursts von mehr als 15 Sekunden Dauer ist nicht möglich. Die Länge eines adaptiven Bursts wird auf Grundlage des Intervalls in der ventrikulären Zone berechnet, in dem die ATP programmiert ist, d. h. sie basiert auf dem schlechtesten anzunehmenden Timing.



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

Abbildung 3–13. Adaptives Kopplungsintervall mit Abnahme des Kopplungsintervalls und Scan-Abnahme auf Null programmiert

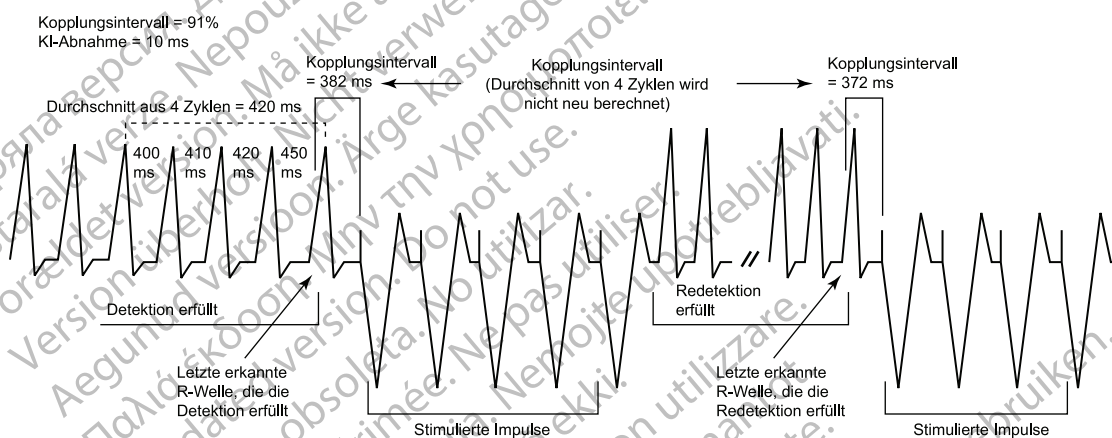


Abbildung 3–14. Abnahme des Kopplungsintervalls

Bei der Programmierung des Kopplungsintervalls und der Abnahme des Kopplungsintervalls sollten die folgenden Informationen berücksichtigt werden:

- 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 auf „Ein“ (größer als Null) programmiert sind:
 - Abnahme des Kopplungsintervalls – der Abnahmewert bestimmt das Timing des ersten Impulses in den folgenden Bursts
 - Scanabnahme – 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 kontrolliert 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 Scanabnahme oder die Abnahme des Kopplungsintervalls auf „Ein“ programmiert ist.

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

- Rampabnahme steuert das Impuls-Timing innerhalb eines bestimmten Bursts
- Scanabnahme steuert das Impuls-Timing zwischen Bursts

Mindestintervall

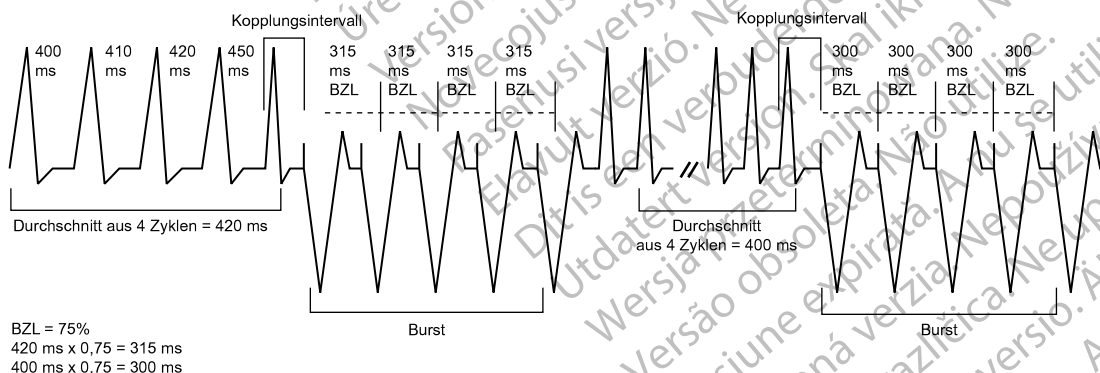
Das Mindestintervall begrenzt das Kopplungsintervall und die BZL bei einem Burst, Ramp und Scan.

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 Burst identisch ist. Die erste BZL 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 Adaptives Burst-Schema 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).

Zur Programmierung eines Ramp-Schemas programmieren Sie Rampabnahme auf den Wert (in Millisekunden), um den das Intervall von einer Stimulation zur nächsten verkürzt werden soll, und

die Scanabnahme wie auch die Abnahme des Kopplungsintervalls auf 0 ms. Mit jeder Abgabe eines weiteren Stimulationsimpulses in einem Burst wird sein Intervall um die programmierte Rampabnahme 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 Rampabnahme auf Basis der berechneten BZL dieses nachfolgenden Bursts verwendet (Abbildung 3–16 Adaptives Ramp-Schema mit Abnahme des Kopplungsintervalls und Scan-Abnahme auf Null programmiert auf Seite 3-13).

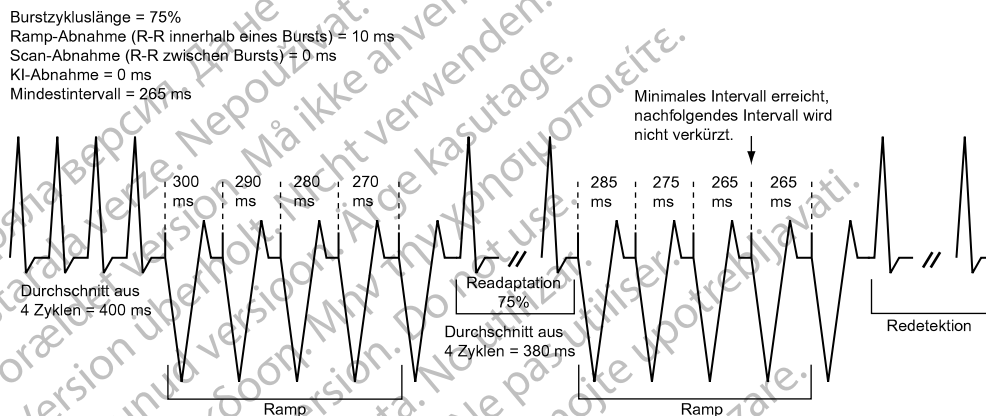


Abbildung 3–16. Adaptives Ramp-Schema mit Abnahme des Kopplungsintervalls und Scan-Abnahme auf Null programmiert

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, programmieren Sie die Scanabnahme, um für die BZL-Abnahme einen Wert größer als 0 ms festzulegen, während die Rampabnahme zugleich auf 0 ms programmiert wird. Die BZL nachfolgender Bursts wird durch Subtraktion der Scanabnahme von der BZL des vorhergehenden Bursts berechnet (Abbildung 3–17 Scan-Schema mit nichtadaptiver BZL und Scan-Abnahme auf „Ein“ programmiert auf Seite 3-13).

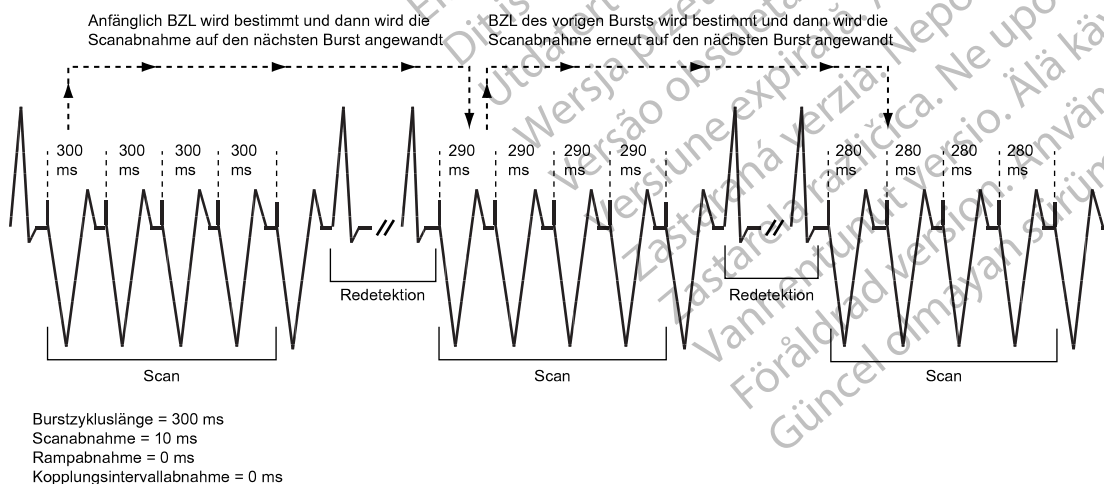


Abbildung 3–17. Scan-Schema mit nichtadaptiver BZL und Scan-Abnahme auf „Ein“ programmiert

Ramp/Scan-Schema

Ein Ramp/Scan-Schema besteht aus einer Reihe von Bursts. Jedes Schema enthält eine Rampabnahme und eine Scanabnahme (Abbildung 3–18 Interaktion der ATP-Parameter in einem Ramp/Scan-Schema auf Seite 3-14).

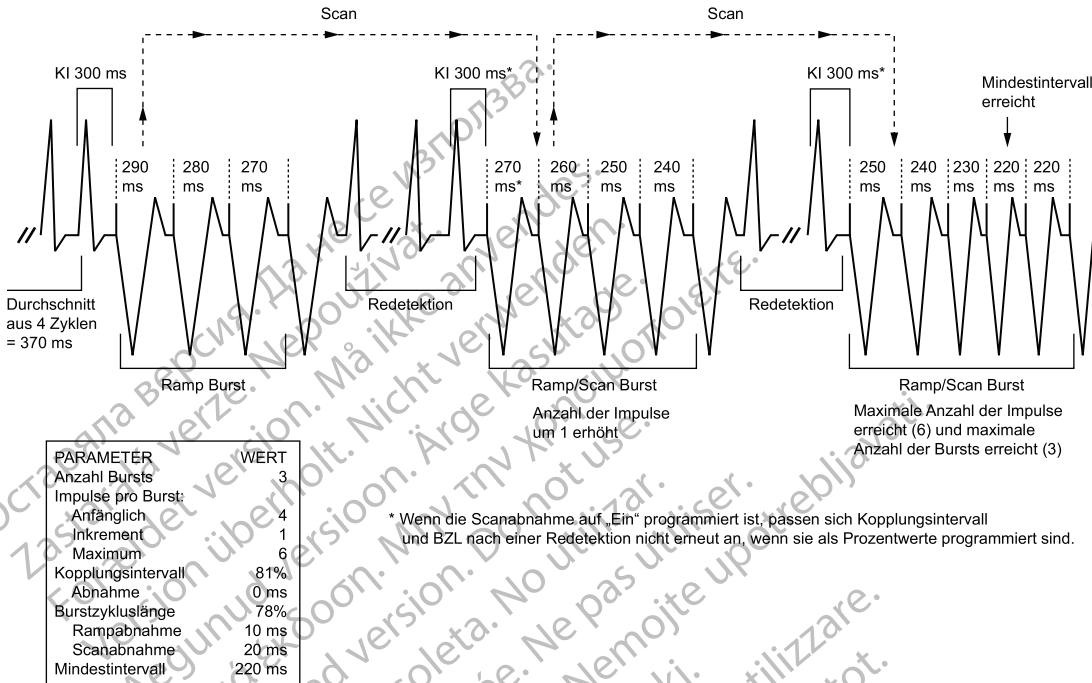


Abbildung 3–18. Interaktion der ATP-Parameter in einem Ramp/Scan-Schema

Zur Programmierung eines Ramp/Scan-Schemas werden sowohl Scanabnahme als auch Rampabnahme auf Werte über 0 ms programmiert.

ATP-Impulsdauer und ATP-Amplitude

Die ATP-Impulsdauer ist die Dauer eines Stimulationsimpulses. Die ATP-Amplitude bezeichnet die Anstiegsflankenspannung eines Stimulationsimpulses.

Die Parameter „ATP-Impulsdauer“ und „ATP-Amplitude“ weisen die gleichen Werte wie die Impulsdauer und Amplitude der Post-Therapie-Stimulation auf. Wird der programmierbare Wert für einen Parameter geändert, spiegelt sich dieser Wert in den anderen Parametern wieder.

Unabhängig von Zone und Position innerhalb eines Plans verwenden alle ATP-Schemata dieselbe programmierte ATP-Impulsdauer und ATP-Amplitude. Die ATP-Amplitude und die Impulsdauer weisen die gleichen programmierbaren Werte wie die Einstellungen der Post-Therapie-Stimulation auf.

Ventrikuläres ATP Zeitlimit

Das ventrikuläre ATP Zeitlimit zwingt das Aggregat, alle verbleibenden ATP-Therapien in einer ventrikulären Zone zu überspringen, um mit der Abgabe der in derselben Zone programmierten ventrikulären Schocktherapie zu beginnen. Dieser Parameter ist nur für die Abgabe einer ventrikulären Therapie wirksam.

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.

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 ATP Zeitlimit abgelaufen 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.

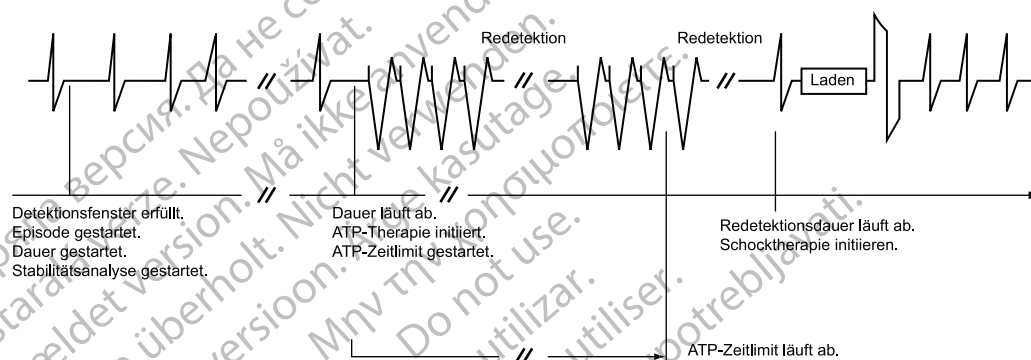
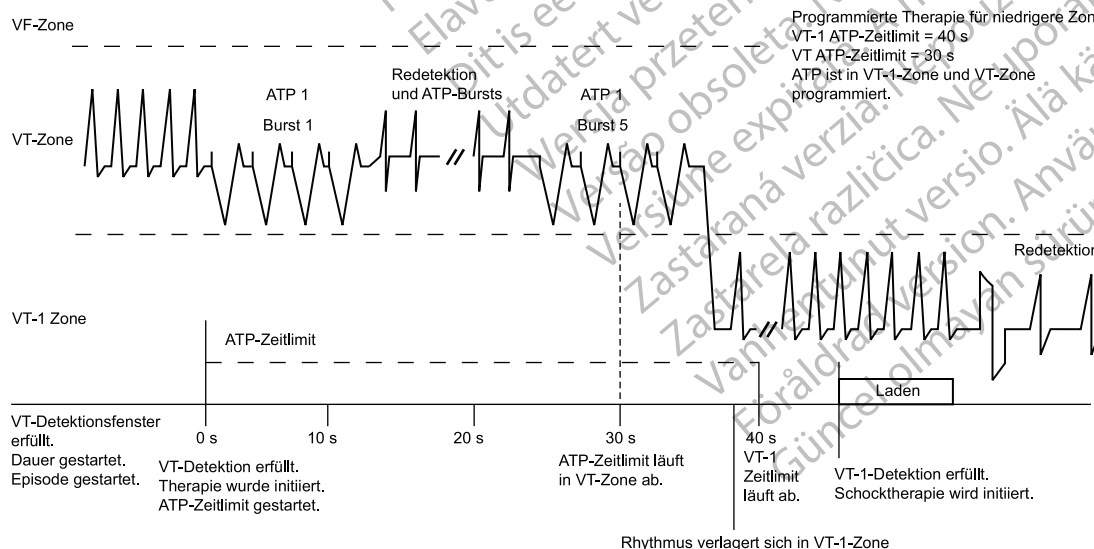


Abbildung 3–19. ATP Zeitlimit abgelaufen

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

Der Timer allein löst keine Therapie aus; die Frequenz- und Dauerkriterien sowie die Kriterien zur Verbesserung der Detektion müssen ebenfalls erfüllt sein, damit eine Schocktherapie abgegeben wird.

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



Rhythmus verlagert sich in VT-1-Zone

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

QUICK CONVERT ATP

Die Funktion „QUICK CONVERT ATP mit programmierbarer Frequenz“ ist bei RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- und MOMENTUM-Aggregaten verfügbar. Die Funktion „QUICK CONVERT ATP mit nicht programmierbarer Frequenz“ ist bei VIGILANT-Aggregaten verfügbar.

Die Funktion QUICK CONVERT ATP bietet eine zusätzliche Option 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 einem 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 Frequenz-Reizschwelle 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 als Committed Schock abgegeben.

HINWEIS: QUICK CONVERT ATP wird nicht bei Herzrhythmen angewendet, die über der programmierten Maximalfrequenz (250 oder 300 min⁻¹) liegen. Bei Modellen mit QUICK CONVERT ATP mit nicht programmierbarer Frequenz entspricht das Setzen der programmierbaren Option auf „Ein“ einer Frequenz von 250 min⁻¹.

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:

- RV-Coil zu RA-Coil+Gehäuse – dieser Vektor ist als V-TRIAD-Vektor bekannt. Hierbei wird das Metallgehäuse des Aggregats in Kombination mit einer Defibrillationselektrode mit zwei Elektrodenpolen als aktiver Elektrodenpol genutzt („Hot Can“). Die Energie wird mit einem zweifachen Strompfad von der distalen Defibrillationselektrode zum proximalen Elektrodenpol und zum Aggregat-Gehäuse geleitet.
- RV-Coil zu Gehäuse – dieser Vektor nutzt das Metallgehäuse des Aggregats als aktiven Elektrodenpol („Hot Can“). Die Energie wird von der distalen Schock-Elektrode zum Aggregat-Gehäuse geleitet. Diese Konfiguration sollte bei Verwendung einer Single Coil-Elektrode gewählt werden.
- RV-Coil zu RA-Coil – dieser Vektor verzichtet auf das Aggregat-Gehäuse als Elektrodenpol („Cold Can“). Die Energie wird von der distalen Schock-Elektrode zum proximalen

Elektrodenpol geleitet. Dieser Vektor darf nicht bei einer Single Coil-Elektrode angewandt werden, da dann kein Schock abgegeben wird.

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 für die Abgabe der programmierten Schockenergie aufzuladen.

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 Übliche Ladezeit bei 37 °C bei Funktions-Beginn 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.

Tabelle 3–1. Übliche Ladezeit bei 37 °C bei Funktions-Beginn

Gespeicherte Energie (J) ^a	Abgegebene Energie (J) ^b	Ladezeit (Sekunden) ^c
11,0	10,0	2.0 (RESONATE HF, RESONATE, CHARISMA, VIGILANT, MOMENTUM) 2.1 (PERCIVA HF und PERCIVA)
17,0	15,0	3.2 (RESONATE HF, RESONATE, CHARISMA, VIGILANT, MOMENTUM) 3.4 (PERCIVA HF und PERCIVA)
26,0	22,0	5.1 (RESONATE HF, RESONATE, CHARISMA, VIGILANT, MOMENTUM) 5.4 (PERCIVA HF und PERCIVA)
41,0	35,0	8.4 (RESONATE HF, RESONATE, CHARISMA, VIGILANT, MOMENTUM) 9.2 (PERCIVA HF und PERCIVA)

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 Schock-Elektroden abgegeben wird.

c. Die angegebenen Ladezeiten beziehen sich auf den Funktions-Beginn nach einer Kondensator-Reformierung.

Tabelle 3–2. Typische Zeit für eine Ladung auf maximale Energie im Laufe der Funktionsdauer von RESONATE HF-, RESONATE-, CHARISMA-, VIGILANT- und MOMENTUM-Aggregaten

Verbleibende Ladung (Ah) ^a	Spanne der Zeit für eine Ladung auf maximale Energie (Sekunden)
2,0 bis 0,7	8 bis 11
0,7 bis 0,15	9 bis 14

a. Bei einem Zweikammeraggregat beträgt die „Verbleibende Ladung“ bei Explantation in der Regel 0,15 Ah, und die verbleibende Batteriekapazität liegt bei 0,12 Ah. Bei einem Einkammeraggregat beträgt die „Verbleibende Ladung“ bei Explantation in der Regel 0,14 Ah, und die verbleibende Batteriekapazität liegt bei 0,12 Ah. Diese Werte können abhängig vom Umfang der über die Funktionsdauer des Aggregats abgegebenen Therapie variieren. Die verbleibende Batteriekapazität wird für die Aufrechterhaltung der Gerätefunktion zwischen den Indikatoren „Explantieren“ und „Batteriekapazität erschöpft“ benötigt.

Tabelle 3–3. Typische Zeit für eine Ladung auf maximale Energie im Laufe der Funktionsdauer von PERCIVA HF- und PERCIVA-Aggregaten

Verbleibende Ladung (Ah) ^a	Spanne der Zeit für eine Ladung auf maximale Energie (Sekunden)
1,2 bis 0,4	8 bis 12
0,4 bis 0,15	10 bis 14

a. Bei einem Zweikammeraggregat beträgt die „Verbleibende Ladung“ bei Explantation in der Regel 0,15 Ah, und die verbleibende Batteriekapazität liegt bei 0,13 Ah. Bei einem Einkammeraggregat beträgt die „Verbleibende Ladung“ bei Explantation in der Regel 0,14 Ah, und die verbleibende Batteriekapazität liegt bei 0,12 Ah. Diese Werte können abhängig vom Umfang der über die Funktionsdauer des Aggregats abgegebenen Therapie variieren. Die verbleibende Batteriekapazität wird für die Aufrechterhaltung der Gerätefunktion zwischen den Indikatoren „Explantieren“ und „Batteriekapazität erschöpft“ benötigt.

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

Polarität der Schockform

Die Polarität der Schockform spiegelt die Spannungsrichtung der Impulsspitzen zwischen den Defibrillationselektroden wider. Alle Schocks werden mit biphasischer Schockform abgegeben (Abbildung 3–21 Biphasische Schockform auf Seite 3-19).

- Die maximale Schockspannung (V1) beträgt 728 V bei 41 J, 531 V bei 21 J und 51 V bei 0,1 J.

Die Auswahl der Schockpolarität gilt global für alle vom Gerät abgegebenen Schocks. Wenn die vorigen Schocks in einer Zone erfolglos waren, wird der letzte Schock einer Zone automatisch mit im Vergleich zum vorigen Schock (anfänglich oder reversed) invertierter Polarität abgegeben (Abbildung 3–22 Polarität der Schockabgabe auf Seite 3-19).

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.

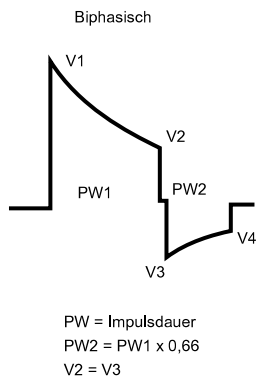


Abbildung 3–21. Biphasische Schockform



Abbildung 3–22. Polarität der Schockabgabe

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 Gerät 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 Schocktherapie wirklich abgegeben werden soll. Dies beeinflusst jedoch nicht die Therapieauswahl.

Die ventrikuläre Schocktherapie kann auf „committed“ oder auf „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 Neubestätigung ist deaktiviert; Funktion Committed Schock ist auf „Ein“ programmiert auf Seite 3-20). Die Verzögerung von 500 ms ermöglicht einen minimalen Zeitraum, um bei Bedarf mit Hilfe des PRM einen Ableitbefehl 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.

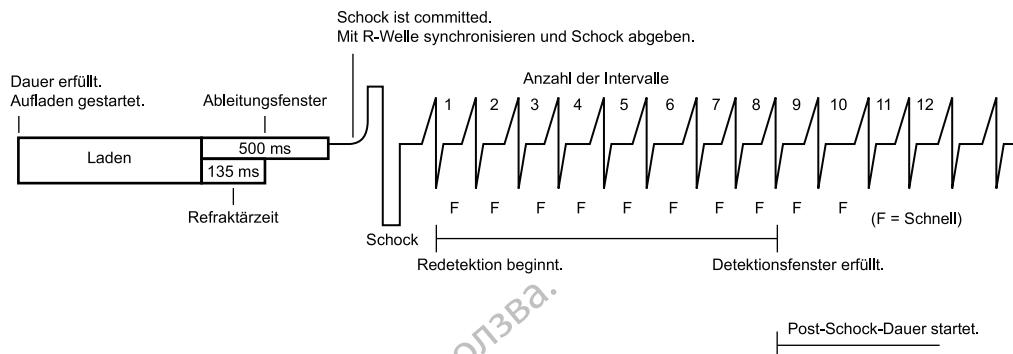


Abbildung 3–23. Neubestätigung ist deaktiviert; Funktion Committed Schock ist auf „Ein“ programmiert

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 Shock“ auf „Aus“ programmiert ist, umfasst die Neubestätigung folgende Schritte:

1. Während des Ladens der Kondensatoren detektiert das Aggregat weiterhin die Arrhythmie. Detektierte und stimulierte Schläge werden ausgewertet. Wenn in einem 10 Schläge umfassenden Detektionsfenster 5 langsame (detektierte oder stimulierte) Schläge (oder 4 langsame aufeinanderfolgende Schläge nach erfolglosem QUICK CONVERT ATP) 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 QUICK CONVERT ATP-Versuch) 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 Frequenz-Reizschwelle.
 - Wenn 2 der 3 Intervalle nach dem Aufladen schneller als die niedrigste Frequenz-Reizschwelle sind, wird der Schock synchron mit dem zweiten schnellen Ereignis abgegeben.
 - Wenn 2 der 3 Intervalle nach dem Aufladen eine niedrigere Frequenz als die niedrigste Frequenz-Reizschwelle aufweisen, wird der Schock nicht abgegeben. Wenn keine Schläge detektiert werden, beginnt die Stimulation mit der programmierten LRL nach einem Zeitraum von 2 Sekunden, in dem keine Detektion stattgefunden hat. Wenn entweder kein Schock abgegeben wird oder Stimulationsimpulse abgegeben werden, wird das Ereignis als Abgeleitet-Neubestätigung klassifiziert.

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

Der Neubestigungsalgorithmus erlaubt keine zwei aufeinander folgenden „Abgeleitet-Neubestätigung“-Zyklen. Wenn die Arrhythmie nach „Abgeleitet-Neubestätigung“ redetektiert wird, wird der nächste Schock in der Episode so abgegeben, als wäre „Committed Schock“ auf „Ein“ programmiert. Nachdem ein Schock abgegeben wurde, kann der Neubestigungsalgorithmus erneut angewandt werden (Abbildung 3–24 Neubestätigung ist aktiviert; Funktion Committed Schock ist auf „Aus“ programmiert auf Seite 3-21).

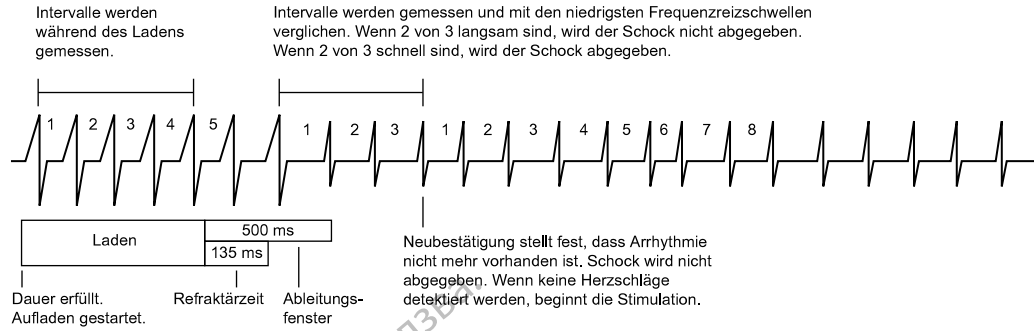


Abbildung 3–24. Neubestätigung ist aktiviert; Funktion Committed Schock ist auf „Aus“ programmiert

Остаряла версия. Да не се използва.
 Zastaralá verze. Nepoužívat.
 Forældet version. Må ikke anvendes.
 Version überholt. Nicht verwenden.
 Aegunud versioón. Äрге kasutage.
 Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
 Outdated version. Do not use.
 Versión obsoleta. No utilizar.
 Version périmée. Nemojte upotrebljavati.
 Zastarjela verzija. Ne pas utiliser.
 Úreлт útгáfa. Notið ekki.
 Versione obsoleta. Ne utilizare.
 Pasenusi versija. Neizmantoť.
 Elavult verzió. Ne használja!
 Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
 Wersja przeterminowana. Nie używać.
 Versão obsoleta. Não utilize.
 Versiune expirată. A nu se utiliza.
 Zastaraná verzia. Nepoužívať.
 Vanhentunut versio. Älä käytä.
 Föråldrad version. Använd ej.
 Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioón. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreilt útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. No utilizar.
Novecojsi versija. Non utilizzare.
Pasenuli versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívat.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

STIMULATIONS-THERAPIEN

KAPITEL 4

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- “Stimulations-Therapien” auf Seite 4-2
- “Basisparameter” auf Seite 4-2
- “Post-Therapie-Stimulation” auf Seite 4-21
- „Temporär Brady“-Stimulation” auf Seite 4-22
- “Frequenzadaptive Stimulation und Sensor Trendanalyse” auf Seite 4-23
- “Atriale Tachy-Reaktion” auf Seite 4-40
- “Frequenzverhalten” auf Seite 4-46
- “Elektrodenkonfiguration” auf Seite 4-49
- “AV-Verzögerung” auf Seite 4-49
- “Refraktärzeit” auf Seite 4-55
- “Störreaktion” auf Seite 4-61
- “Interaktionen bei der ventrikulären Tachy-Detektion” auf Seite 4-63

STIMULATIONS-THERAPIEN

Einkammer-ICDs bieten ventrikuläre bipolare (Stimulation/Detektion) normale und Post-Therapie-Bradykardiestimulation, einschließlich frequenzadaptiver Modi. Zweikammer-ICDs bieten sowohl atriale als auch ventrikuläre bipolare (Stimulation/Detektion) normale und Post-Therapie-Bradykardiestimulation, einschließlich frequenzadaptiver Modi.

WARNUNG: Ist der MRT-Schutz-Modus aktiv wird die Bradykardie-Therapie ausgesetzt. Bevor sich der Patient einem MRT-Scan unterziehen kann, muss mit dem PRM der MRT-Schutz-Modus für ein ImageReady MRT-taugliches Defibrillationssystem programmiert werden. Der MRT-Schutz-Modus deaktiviert die Bradykardie-Stimulation. Der Patient erhält keine Stimulation, bis das Aggregat wieder auf den normalen Betrieb programmiert wurde. Den Scan nur durchführen, wenn eingeschätzt wird, dass der Patient klinisch in der Lage ist, während der Zeitspanne, in der sich das Aggregat im MRT-Schutz-Modus befindet, ohne Bradykardie-Therapie (einschließlich Schrittmacherabhängigkeit oder Notwendigkeit von Überstimulationstherapie) auszukommen.

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

Das Aggregat bietet die folgenden Therapiearten:

Normale Bradykardiestimulation

- Wenn die Herzfrequenz unter die programmierte Stimulationsfrequenz (d. h. LRL) fällt, gibt das Gerät Stimulationsimpulse mit den programmierten Einstellungen ab.
- Eine frequenzadaptive Stimulation ermöglicht es dem Aggregat, die Stimulationsfrequenz an die wechselnde Aktivität und/oder den physiologischen Bedarf des Patienten anzupassen.

Post-Therapie-Stimulation – für eine programmierte Periode kann eine alternative Bradykardie-Stimulations-Therapie abgegeben werden, um nach Abgabe eines Schocks 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 ("Temporär Brady"-Stimulation" auf Seite 4-22).
- STAT-STIM (NOT-VVI) – leitet eine ventrikuläre Notstimulation mit hohen Stimulations-Einstellungen ein, die vom PRM über Telemetrie befohlen wurde ("STAT-STIM (NOT-VVI)" auf Seite 1-16).

BASISPARAMETER

Folgendes umfassen die Normal-Einstellungen:

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

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 Stimulations-Modi, die im Anhang „Programmierbare Optionen“ beschrieben werden.

DDD und DDDR

Wenn keine P- und R-Wellen detektiert werden, gibt der Herzschrittmacher Stimulationsimpulse an der LRL (DDD) oder mit der sensorgesteuerten Frequenz (DDDR) mit der programmierten AV-Verzögerung an das Atrium und den Ventrikel ab. Eine detektierte P-Welle inhibiert die atriale Stimulation und startet die AV-Verzögerung. Am Ende der AV-Verzögerung wird eine ventrikuläre Stimulation abgegeben, wenn diese nicht durch eine detektierte R-Welle inhibiert wird.

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 das Atrium und den Ventrikel ab. Eine detektierte P-Welle inhibiert die atriale Stimulation, startet aber nicht die AV-Verzögerung.

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 eine ventrikuläre Stimulation abgegeben, wenn diese nicht durch eine detektierte R-Welle inhibiert wird. Eine detektierte R-Welle oder ein stimuliertes ventrikuläres Ereignis bestimmen das Timing der nächsten ventrikulären Stimulation.

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.

AAI und AAIR

Im AAI(R)-Modus erfolgen Detektion und Stimulation nur im Atrium. Werden keine Ereignisse 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.

Zweikammermodi

Die Modi DDD(R) und VDD(R) dürfen in den folgenden Situationen nicht eingesetzt werden:

- Bei Patienten mit chronischen atrialen Refraktärzeit-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 gesteuert werden kann

Atriale Stimations-Modi

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 therapierefraktären atrialen Tachyarrhythmien keine atrialen Tracking-Modi. Der Einsatz von Tracking bei atrialen Arrhythmien kann zu ventrikulären Tachyarrhythmien führen.

HINWEIS: Wenn ein separater Herzschrittmacher notwendig ist, wird ein dedizierter bipolarer Herzschrittmacher empfohlen ("Interaktion mit Herzschrittmachern" auf Seite B-1).

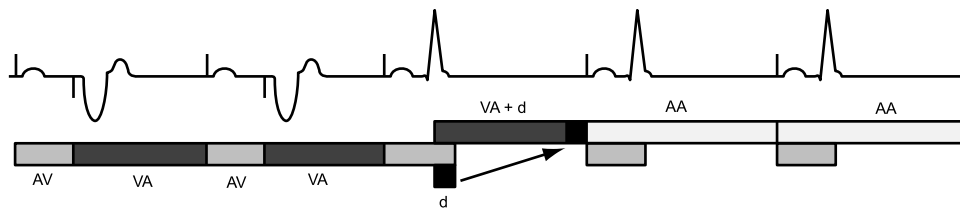
HINWEIS: Siehe "Verwendung atrialer Informationen" auf Seite 2-6 für weitere Informationen zum Leistungsverhalten des Geräts, wenn die atriale Elektrode auf „Aus“ programmiert ist.

Bei Fragen zur individuell gestalteten Patiententherapie wenden Sie sich bitte an Boston Scientific (die Kontaktdaten finden Sie auf der Rückseite dieses Referenzhandbuchs).

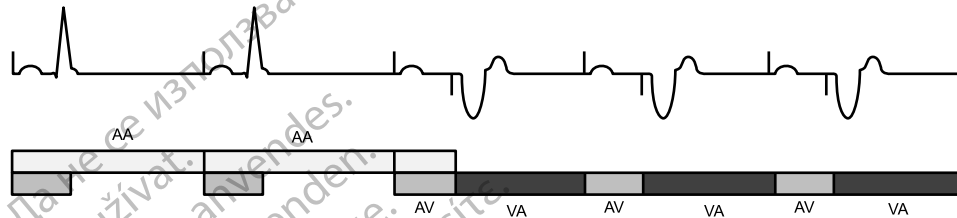
Untere Grenzfrequenz (LRL)

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 Timing-Basis von einem ventrikulär-basierten zu einem modifizierten atrial-basierten Timing (Abbildung 4-1 Übergänge des LRL-Timings auf Seite 4-5). Diese Umschaltung des Timings stellt genaue Stimulationsfrequenzen sicher, da die Differenz zwischen der intrinsischen AV-Überleitung und der programmierten AV-Verzögerung auf das nächste V-A-Intervall angewandt wird.



Übergang der Zeitsteuerung von V-V auf A-A



Übergang der Zeitsteuerung von A-A auf V-V

Abbildung der Timing-Übergänge (d = Differenz zwischen AV-Verzögerung und AV-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. Übergänge des LRL-Timings

Max. 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 Stimulations-Modi 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 im DDDR- oder VDDR-Modus arbeitet, können die MSR und die MTR unabhängig voneinander auf verschiedene Werte programmiert werden.

Verhalten an der Oberen Grenzfrequenz

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 Blindschaltung des Detektionsfensters an der MTR zu verhindern, erlaubt das 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.

Bei der Berechnung des TARP-Intervalls berücksichtigt das PRM die mit der AV Suche + assoziierte AV-Verzögerung nicht ("AV-Suche +" auf Seite 4-52).

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 von Vorhofftachykardien 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 Wenckebach-Verhalten an der MTR auf Seite 4-6). 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).

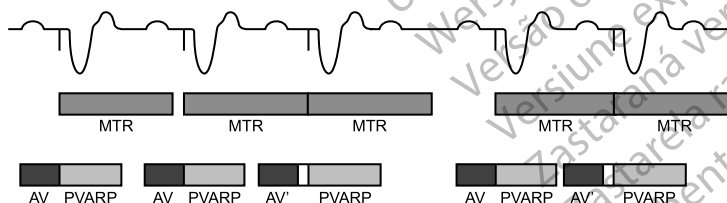
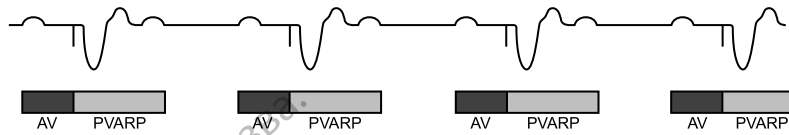


Abbildung 4-2. Wenckebach-Verhalten an der MTR

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 2:1-Block beim Herzschrittmacher auf Seite 4-7). 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 durch das Aggregat erfolgt. Der Block tritt dann mit einer Periodik 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 erlaubt ist.

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

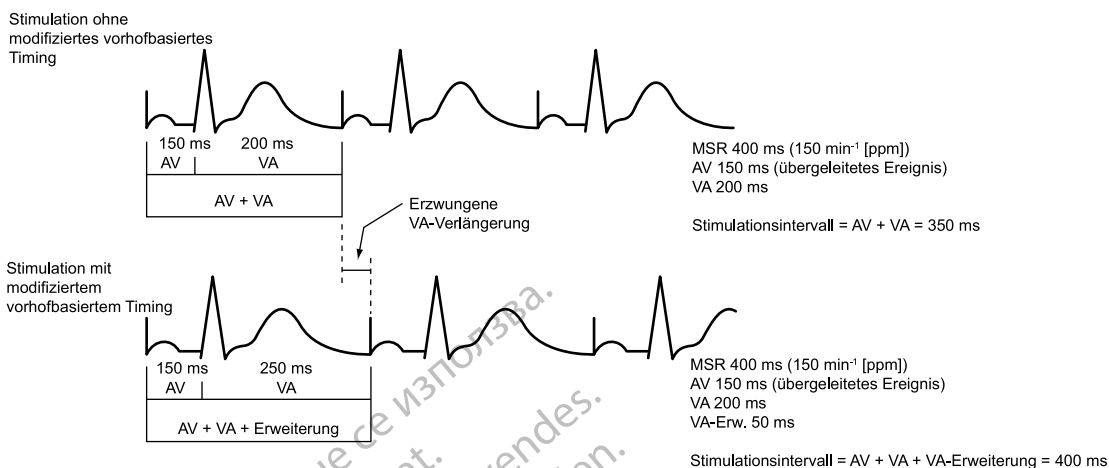
HINWEIS: Wenn das Aggregat im DDDR- oder VDDR-Modus arbeitet, können die MSR und die MTR unabhängig voneinander auf verschiedene Werte programmiert werden.

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.

VORSICHT: Die frequenzadaptive Stimulation ist nicht durch Refraktärzeiten begrenzt. Eine lange Refraktärzeit, die in Kombination mit einer hohen MSR programmiert wird, kann zu einer asynchronen Stimulation während der Refraktärzeiten führen, da diese Kombination zu einem sehr kurzen oder einem gar nicht vorhandenen Detektionsfenster führen kann. Verwenden Sie die Dynamische AV-Verzögerung oder die Dynamische PVARP, um die Detektionsfenster zu optimieren. Wenn Sie eine feste AV-Verzögerung programmieren, berücksichtigen 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 durch den Grad der Differenz zwischen der AV-Verzögerung und der intrinsischen ventrikulären Überleitung bestimmt. Dies wird häufig als „Modifiziertes vorhofbasiertes Timing“ bezeichnet (Abbildung 4-4 VA-Intervall-Erweiterung und MSR auf Seite 4-8).



Der Timing-Algorithmus des Aggregats sorgt für eine effektive Stimulation an der MSR mit intrinsischer ventrikulärer Überleitung. Durch Verlängerung des VA-Intervalls wird verhindert, dass die atriale Stimulation bei hohen Frequenzen die MSR überschreitet.

Abbildung 4-4. VA-Intervall-Erweiterung 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 nicht auftreten.

Während PES, Manueller Burst-Stimulation und ATP wird die Runaway-Schutzfunktion vorübergehend ausgesetzt, um eine Hochfrequenzstimulation zu ermöglichen.

Impulsdauer

Die Impulsdauer bestimmt, wie lange der Ausgangsimpuls zwischen den Stimulations-Elektrodenpolen 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 eine Sicherheitsmarge von mindestens Faktor 3 empfohlen.
- Die an das Herz abgegebene Energie ist direkt proportional zur Impulsdauer; eine Verdopplung der Impulsdauer verdoppelt die abgegebene Energie. Daher kann die Programmierung einer geringeren Impulsdauer bei Beachtung einer angemessenen Sicherheitsmarge die Funktionsdauer der Batterie verlängern. Achten Sie bei der Programmierung permanenter Impulsdauer-Werte unter 0,3 ms darauf, einen Stimulationsverlust (Loss of Capture) zu vermeiden (Abbildung 4-5 Impulsform auf Seite 4-9).

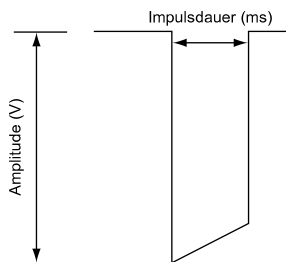


Abbildung 4-5. Impulsform.

Amplitude

Die Impulsamplitude, oder die Spannung des Stimulationsimpulses, wird an der Anstiegsflanke des Stimulationsimpulses gemessen (Abbildung 4–5 Impulsform auf Seite 4-9).

Bei der Programmierung der Amplitude sind folgende Punkte zu beachten:

- Die Amplituden sind für jede Kammer unabhängig programmierbar.
- Bei der permanenten oder temporären Programmierung kann der Brady-Modus auf „Aus“ programmiert werden. Hiermit wird faktisch die Amplitude auf „Aus“ geschaltet, um den Herzigenrhythmus des Patienten zu kontrollieren.
- Die programmierte Amplitude sollte mindestens das Zweifache der Stimulations-Reizschwelle betragen, um eine angemessene Sicherheitsmarge zu bieten. Geringere Stimulationsamplituden erhalten/verlängern die Funktionsdauer. Die programmierte Amplitude sollte daher einen Kompromiss zwischen angemessener Sicherheitsmarge und Auswirkung auf die Funktionsdauer der Batterie darstellen. Wenn PaceSafe auf „Ein“ programmiert ist, wird automatisch für eine angemessene Sicherheitsmarge gesorgt und möglicherweise die Funktionsdauer der Batterie verlängert.
- Die an das Herz abgegebene Energie ist direkt proportional zum Quadrat der Amplitude: bei einer Verdopplung der Amplitude vervierfacht sich die abgegebene Energie. Daher kann die Programmierung einer niedrigeren Amplitude bei Beibehaltung einer angemessenen Sicherheitsmarge die Funktionsdauer der Batterie verlängern.

PaceSafe

PaceSafe rechtsatriale automatische Reizschwelle (RAAT)

PaceSafe RAAT passt die atriale Stimulationsenergie dynamisch an, um eine effektive Stimulation des Atriums sicherzustellen. Dies geschieht durch die Optimierung der Ausgangsspannung auf das Zweifache der Sicherheitsmarge (für Reizschwellen kleiner oder gleich 2,5 V). RAAT misst Reizschwellen zwischen 0,2 V und 4,0 V bei 0,4 ms, und die Stimulation beträgt mindestens 2,0 V und maximal 5,0 V bei einer festen Impulsdauer von 0,4 ms.

HINWEIS: Damit RAAT richtig arbeitet, sind eine funktionelle RV-Elektrode und eine bipolare atriale Elektrode erforderlich.

HINWEIS: RAAT ist nur in Aggregaten verfügbar, die auf die Modi DDD(R) und DDI(R) sowie auf den DDI(R)-Rückfall-Modus programmiert sind.

RAAT kann aktiviert werden, indem in den Optionen für den Parameter „Atriale Amplitude“ „Auto“ gewählt wird. Wenn die atriale Energie auf „Auto“ programmiert wird, wird die Impulsdauer automatisch auf 0,4 ms angepasst und die atriale Stimulationsspannung auf einen anfänglichen Wert von 5,0 V gesetzt, es sei denn, es gab in den letzten 24 Stunden ein erfolgreiches Testergebnis.

HINWEIS: Vor der Aktivierung von RAAT sollten Sie eventuell eine befohlene atriale automatische Reizschwelle messung durchführen, um zu überprüfen, ob die Funktion wie erwartet arbeitet. RAAT-Tests werden in einer unipolaren Konfiguration durchgeführt, und es kann eine Diskrepanz zwischen unipolaren und bipolaren Reizschwellen auftreten. Wenn die bipolare Reizschwelle um mehr als 0,5 V größer ist als die unipolare Reizschwelle, sollten Sie erwägen, eine feste Atriale Amplitude zu programmieren.

RAAT arbeitet mit den normalen Implantationskriterien für Elektroden und einer atrialen Reizschwelle zwischen 0,2 V und 4,0 V bei 0,4 ms.

Der RAAT-Algorithmus misst dann jeden Tag die atriale Reizschwelle und passt die Stimulationsspannung entsprechend an. Während der Tests misst RAAT ein Signal für die evozierte Reaktion, um zu bestätigen, dass jede atriale Stimationsenergie das Atrium effektiv stimuliert. Wenn das Gerät nicht wiederholt ein Signal für die evozierte Reaktion mit ausreichender Amplitude messen kann, wird die Meldung „Niedr.ER-Signal“ oder „Störung“ angezeigt, und der Algorithmus wechselt zur Standardeinstellung von 5,0 V für die Spannungsamplitude. Erwägen Sie in solchen Situationen, eine feste atriale Spannungsamplitude zu programmieren, und führen Sie bei einer späteren Nachsorge einen befohlenen RAAT-Test durch. Mit dem Einwachsen der Elektrode in das Gewebe kann sich die Leistung von RAAT verbessern.

Wenn der Test erfolgreich ist, wird die Atriale Amplitude auf das Zweifache der höchsten Reizschwelle eingestellt, die in den letzten 7 erfolgreichen ambulanten Tests gemessen wurde (Ausgangs-Amplitude zwischen 2,0 V und 5,0 V). Es werden sieben Tests verwendet, um Auswirkungen des zirkadianen Rhythmus auf die Reizschwelle zu berücksichtigen und eine angemessene Sicherheitsmarge sicherzustellen. Dies erlaubt auch eine schnelle Erhöhung der Stimationsenergie infolge eines plötzlichen Anstiegs der Reizschwelle, während zur Senkung der Energie beständige niedrige Reizschwellenwerte vorliegen müssen (d. h. ein einzelner niedriger Reizschwellenwert bewirkt keine Senkung der Stimationsenergie) (Abbildung 4–6 Auswirkung der Reizschwellenänderung auf die RAAT-Stimationsenergie auf Seite 4-11).

HINWEIS: Da für die Stimationsenergie eine zweifache Sicherheitsmarge festgelegt wird und die RV-Stimulation kurz nach der atrialen Stimulation erfolgt, gibt es zu keinem Zeitpunkt eine Überprüfung der effektiven Stimulation von Schlag zu Schlag oder eine atriale Backup-Stimulation.

Wenn „Täglicher Trend“ zusammen mit einer festen Amplitude gewählt wird, werden alle 21 Stunden automatische atriale Reizschwellenmessungen durchgeführt, ohne die programmierte Stimationsenergie zu ändern.

Die Funktion RAAT kann mit vielen Stimulationselektroden verwendet werden (z. B. Elektroden mit hoher Impedanz oder niedriger Impedanz, mit Ankerfixierung oder aktiver Fixierung).

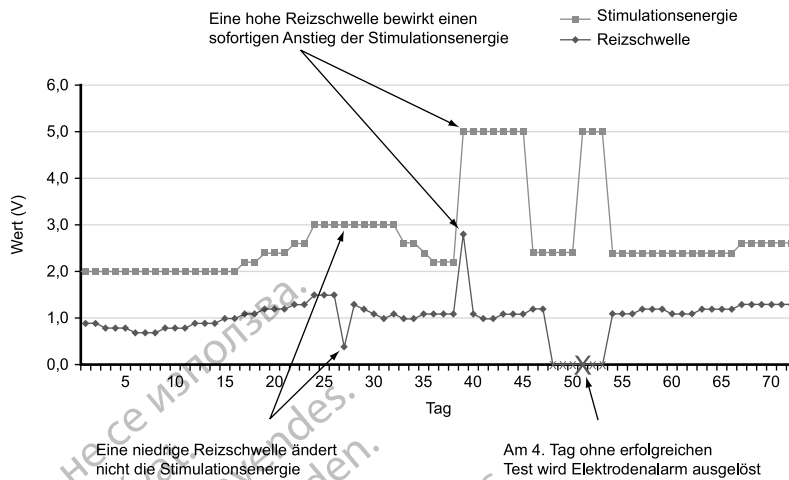


Abbildung 4-6. Auswirkung der Reizschwellenänderung auf die RAAT-Stimulationsenergie

Automatische ambulante atriale Reizschwellen-Messungen

Bei den Tests wird ein (unipolarer) Stimulationsvektor „RA Spitze >> Gehäuse“ und ein (unipolarer) Detektionsvektor „RA Ring >> Gehäuse“ verwendet, selbst wenn die atriale Elektrode auf eine Normal Brady „Bipolare Stimulation/Detektion“-Konfiguration programmiert ist.

Wenn RAAT auf „Auto“ oder „Täglicher Trend“ programmiert ist, werden alle 21 Stunden automatische ambulante atriale Reizschwellenmessungen durchgeführt, und die folgenden Parameter werden angepasst, um sicherzustellen, dass gültige Messwerte erhalten werden:

- Der Modus bleibt unverändert, es sei denn, RYTHMIQ ist aktiviert und im AAI(R)-Modus; in diesem Fall wird der Modus für den Test auf DDD(R) umgeschaltet.
- Die anfängliche atriale Spannungsamplitude ist die Stimulation, die RAAT derzeit verwendet. Wenn dieser Wert für „Amplitude“ nicht zu einer gültigen Messung führt oder wenn keine früheren Ergebnisse verfügbar sind, beträgt die Anfangs-Amplitude 4,0 V.
- Oberhalb von 3,5 V wird die Spannungsamplitude in 0,5-V-Schritten vermindert, bei oder unterhalb von 3,5 V in 0,1-V-Schritten.
- Die AV-Verzögerung bei Stimulation ist fest auf 85 ms gesetzt.
- Die AV-Verzögerung nach Detektion ist fest auf 55 ms gesetzt.
- Die anfängliche Stimulationsfrequenz wird auf die durchschnittliche atriale Frequenz, die LRL oder die sensorgesteuerte Frequenz gesetzt, je nachdem, welche Frequenz am schnellsten ist.
- Wenn nicht ausreichend atriale Stimulationen vorhanden sind oder eine Fusion auftritt, wird die atriale Stimulationsfrequenz um 10 min^{-1} erhöht (sie kann ein zweites Mal erhöht werden), aber sie wird nicht den niedrigsten Wert von MTR, MSR, MPR, 110 min^{-1} oder 5 min^{-1} unter der niedrigste VT-Detektionsfrequenz übersteigen.

Nach den Initialisierungsstimuli verringert das Aggregat jeweils nach 3 Stimulationen stufenweise die atriale Stimulationsenergie, bis die Reizschwelle bestimmt ist. Wenn es bei einem bestimmten Energieniveau zweimal zu einem Stimulationsverlust (Loss of Capture) kommt, wird als Reizschwelle das vorherige Energieniveau erklärt, bei dem eine konsistente effektive Stimulation erfolgte. Wenn bei einem bestimmten Stimulationsniveau 3 effektive Schläge auftreten, wird die Stimulation auf das nächste Niveau abgesenkt.

HINWEIS: Um sicherzustellen, dass ein Stimulationsverlust (Loss of Capture) während des RAAT keine PMT auslöst (und der Test nicht vorzeitig wegen zu vieler atrialer Detektionen abgebrochen wird), verwendet das Aggregat einen PMT-Algorithmus. Nach einem Stimulationsverlust (Loss of Capture) bei einem beliebigen atrialen Schlag wird die PVARP nach diesem ventrikulären Ereignis auf 500 ms verlängert, um das Tracking einer anschließenden P-Welle zu verhindern.

Wenn der tägliche Test erfolglos ist, kehrt RAAT auf die zuvor bestimmte Stimulation zurück, und das Aggregat führt in stündlichen Abständen bis zu 3 neue Versuche durch. Wird 4 Tage lang kein erfolgreicher Test durchgeführt, wird ein Elektrodenalarm ausgelöst und RAAT ausgesetzt.

Rechtsatriale automatische Reizschwelle ausgesetzt

Wenn ambulante Tests im „Auto“-Modus 4 aufeinanderfolgende Tage erfolglos bleiben, schaltet RAAT in einen Aussetzmodus um, und es wird eine Stimulationsenergie von 5,0 V und 0,4 ms verwendet. Die Tests werden täglich mit jeweils bis zu 3 erneuten Versuchen fortgesetzt, um die Reizschwellen zu ermitteln, und das Aggregat setzt die Energieeinstellungen herab, wenn dies durch einen erfolgreichen Test angezeigt wird.

RAAT kann mit vielen Elektroden verwendet werden. Dennoch kann es sein, dass bei einigen Patienten die Elektrodensignale die erfolgreiche Bestimmung der atrialen Reizschwelle verhindern. In diesen Fällen arbeitet RAAT kontinuierlich im Aussetzmodus bei 5,0 V. Wenn die Funktion über einen längeren Zeitraum im Aussetzmodus bleibt, sollte RAAT durch Programmierung einer festen atrialen Stimulationsenergie deaktiviert werden.

Befohlene atriale automatische Reizschwellenmessung

Im Bildschirm „Reizschwellentests“ kann durch Wahl von „Auto Amplitude“ als Art des Tests eine automatische Reizschwellenmessung befohlen werden. Wenn der Test erfolgreich abgeschlossen wird und RAAT aktiviert ist, wird die Stimulation automatisch auf das Zweifache der in dem Test gemessenen Reizschwelle eingestellt (zwischen 2,0 V und 5,0 V). Die letzten 7 erfolgreichen täglichen Messungen werden gelöscht, und das aktuelle Ergebnis des befohlenen Tests wird als erster erfolgreicher Test eines neuen 7-Test-Zyklus verwendet. Dadurch wird erreicht, dass eine sofortige Änderung der Stimulation vorgenommen wird, die sich auf das Ergebnis des befohlenen Tests stützt, anstatt die Daten aus älteren ambulanten Tests zu verwenden. Dies kann durch Beobachtung der Stimulationsspannung auf dem Bildschirm „Brady-Einstellungen“ bestätigt werden, der die aktuelle Arbeitsspannung des RAAT-Algorithmus anzeigt.

Wenn der Test erfolglos war, wird auf dem Bildschirm „Reizschwellentests“ ein Fehlercode angezeigt, der die Ursache für das Scheitern des Tests angibt. Die Stimulation kehrt auf das zuvor festgesetzte Niveau zurück (Tabelle 4–1 Reizschwellentest-Codes auf Seite 4-13).

HINWEIS: Für den ersten Test Atriale Reizschwelle nach Implantation des Aggregats wird die Art des Tests auf „Auto“ gesetzt. Wählen Sie die gewünschte Art des Tests in den Optionen des Felds Art des Tests, und passen Sie alle anderen programmierbaren Werte entsprechend an.

HINWEIS: Befohlene Tests erfordern eine funktionelle bipolare atriale Elektrode und können im AAI-Modus durchgeführt werden.

Testergebnisse und Elektrodenalarme

Für den letzten erfolgreichen ambulanten Test wird ein gespeichertes EGM im Arrhythmie-Logbuch gespeichert ("Arrhythmie-Logbuch" auf Seite 6-2). Auf dem Bildschirm „Tägliche Messungen“ wird der entsprechende Reizschwellenwert angezeigt. Falls gewünscht, kann das gespeicherte EGM überprüft werden, um festzustellen, wo ein Stimulationsverlust (Loss of Capture) aufgetreten ist.

Auf den Bildschirmen für tägliche Messungen und „Trends“ können ambulante Reizschwellentest-Ergebnisse sowie Test-Fehlercodes und Elektrodenalarne aus einem Zeitraum von bis zu 12 Monaten aufgerufen werden. Um die Ursache für das Scheitern des Tests genauer zu beschreiben, wird für jeden Tag mit erfolglosen Tests ein Fehlercode angegeben. Außerdem werden die Fehlercodes auf dem Bildschirm „Reizschwellentest“ angegeben, wenn ein befohlener automatischer Reizschwellentest nicht erfolgreich abgeschlossen wird. Die Fehlercodes der Reizschwellentests sind nachstehend aufgelistet (Tabelle 4–1 Reizschwellentest-Codes auf Seite 4-13).

Die folgenden Szenarios lösen den Alarm „Atriale Elektrode überprüfen“ aus:

- „Reizschwelle > Programmierte Amplitude“ wird angezeigt, wenn sich RAAT im Modus „Täglicher Trend“ befindet und die Ergebnisse der ambulanten Tests der letzten vier aufeinanderfolgenden Tage die manuell programmierte feste Stimulationsenergie überschreiten.
- „Automatische Reizschwelle ausgesetzt“ wird angezeigt, wenn in den Modi „Auto“ oder „Täglicher Trend“ an vier aufeinanderfolgenden Tagen keine erfolgreichen Tests durchgeführt wurden.

Tabelle 4–1. Reizschwellentest-Codes

Code	Ursache
K.A: Gerätetelemetrie	Telemetrie während eines ambulanten Tests gestartet
K.A: Telemetrieverlust	Telemetrie während eines befohlenden Tests ausgefallen
K.A: kein Capture	Bei einem befohlenden Test wurde mit der Anfangsamplitude keine effektive Stimulation erzielt oder bei einem ambulanten Test wurde erst bei über 4,0 V eine effektive Stimulation erzielt
K.A: Mode Switch	ATR Mode Switch entweder begonnen oder gestoppt
K.A: Fusions-Ereign.	Es sind zu viele konsekutive oder insgesamt zu viele Fusionsereignisse aufgetreten
Keine Daten gespeichert	Bei einem ambulanten Test wurde die minimale Spannungsamplitude ohne Verlust der effektiven Stimulation erreicht oder weder „Auto“ noch „Täglicher Trend“ ist eingeschaltet, um ein ambulantes Testergebnis zu erzielen
K.A: Batterie schwach	Der Test wurde abgebrochen, weil die Batteriekapazität erschöpft ist
K.A: Störsignale	Es sind zu viele konsekutive Zyklen mit Störungen im Detektionskanal oder Störungen bei der evozierten Reaktion aufgetreten
K.A: inkompat. Modus	Es war ein inkompatibler Brady-Modus programmiert (z. B. VDI-Rückfall-Modus)
K.A: Frequenz zu hoch	Am Anfang des Tests war die Frequenz zu hoch, eine Frequenzerhöhung würde die Frequenz auf einen zu hohen Wert anheben oder es waren mehr als 2 Frequenzerhöhungen erforderlich
K.A: Abbruch d. User	Der befohlene Test wurde vom Anwender abgebrochen
K.A: intrins.Schläge	Während des Tests sind zu viele Herzzyklen aufgetreten
K.A: Test verschoben	Der Test wurde verschoben, weil die Telemetrie aktiv war, eine VT-Episode bereits begonnen hatte, der Elektrokauterisations-Modus, MRT-Schutz-Modus oder RAAT aktiviert war, während das Gerät im Modus „Lagerung“ blieb
K.A: ventrik. Episode	Während des Tests begann eine Ventrikuläre Episode
K.A: Atmung	Zu hohes atmungsbedingtes Artefakt
K.A: niedr.ER-Signal	Das Signal der evozierten Reaktion konnte nicht richtig ausgewertet werden

Tabelle 4–1. Reizschwellentest-Codes (Fortsetzung)

Code	Ursache
Auto K.A.	In einem befohlenen Test wurde die minimale Spannungsamplitude ohne Verlust der effektiven Stimulation erreicht oder die Telemetrie wurde bei einem befohlenen Test manuell abgebrochen
K.A: kürzlich Schock	Die letzte ventrikuläre Schocktherapie wurde weniger als 60 Minuten vor dem geplanten Beginn eines ambulanten Tests abgegeben

PaceSafe rechtsventrikuläre automatische Reizschwelle (RVAT)

PaceSafe RVAT passt die rechtsventrikuläre Stimulationsenergie dynamisch an, um eine effektive Stimulation des Ventrikels sicherzustellen. Dies geschieht durch die Optimierung der Ausgangsspannung auf das Zweifache der Sicherheitsmarge (für Reizschwellen kleiner oder gleich 2,5 V). RVAT misst Stimulationsreizschwellen zwischen 0,2 V und 5,0 V bei 0,4 ms, und die Ausgangsspannung beträgt mindestens 2,0 V und maximal 5,0 V bei einer festen Impulsdauer von 0,4 ms.

HINWEIS: RVAT ist in den Modi DDD(R), DDI(R), VDD(R) und VVI(R) sowie im VDI(R)- und DD(R)-Rückfall-Modus verfügbar.

RVAT kann aktiviert werden, indem in den Parameteroptionen für die Ventrikuläre Amplitude die Option „Auto“ gewählt wird. Wenn mit einer festen Amplitude über 5,0 V begonnen wird, muss eine feste Amplitude von 5,0 V programmiert werden, bevor „Auto“ gewählt wird. Wenn die ventrikuläre Stimulation auf „Auto“ programmiert wird, wird die Impulsdauer automatisch auf 0,4 ms angepasst und die ventrikuläre Spannungsstimulation auf einen anfänglichen Wert von 5,0 V gesetzt, es sei denn, es gab ein erfolgreiches Testergebnis in den letzten 24 Stunden.

HINWEIS: Vor der Aktivierung von RVAT sollten Sie eventuell eine befohlene ventrikuläre automatische Reizschwellenmessung durchführen, um zu überprüfen, ob die Funktion wie erwartet arbeitet.

RVAT arbeitet mit den normalen Implantationskriterien für Elektroden und einer ventrikulären Reizschwelle zwischen 0,2 V und 5,0 V bei 0,4 ms.

Der RVAT-Algorithmus misst dann jeden Tag die ventrikuläre Stimulationsreizschwelle und passt die Stimulationsspannung entsprechend an. Während der Tests verwendet RVAT ein Signal für die evozierte Reaktion, um zu bestätigen, dass jede ventrikuläre Stimulationsenergie den Ventrikel effektiv stimuliert.

Die evozierte Reaktion wird zwischen der RV-Coil und dem Gehäuse detektiert. Diese Konfiguration bietet aufgrund der großen Elektrodenpoloberfläche ein kleines Nachpotential sowie geringere Stimulationsartefakte und verbessert die Detektion der evozierten Reaktion.

Wenn der Test erfolgreich ist, wird die Ventrikuläre Amplitude auf das Zweifache der höchsten Reizschwelle eingestellt, die in den letzten 7 erfolgreichen ambulanten Tests gemessen wurde, und zwar auf einen Wert zwischen 2,0 V und 5,0 V. Es werden sieben Tests verwendet, um Auswirkungen des zirkadianen Rhythmus auf die Reizschwelle zu berücksichtigen und eine angemessene Sicherheitsmarge sicherzustellen. Dies erlaubt auch eine schnelle Erhöhung der Stimulationsenergie infolge eines plötzlichen Anstiegs der Reizschwelle, während zur Senkung der Energie beständige niedrige Reizschwellenwerte vorliegen müssen (d. h. ein einzelner niedriger Reizschwellenwert bewirkt keine Senkung der Stimulationsenergie) (Abbildung 4–7 Auswirkung der Reizschwellenänderung auf die RVAT-Stimulationsenergie auf Seite 4-15).

HINWEIS: Da für die Stimulationsenergie eine zweifache Sicherheitsmarge festgelegt wird, gibt es keine Überprüfung der effektiven Stimulation von Schlag zu Schlag.

Wenn „Täglicher Trend“ zusammen mit einer festen Amplitude gewählt wird, werden alle 21 Stunden automatische ventrikuläre Reizschwellenmessungen durchgeführt, ohne die programmierte Stimulationsenergie zu ändern.

Die Funktion RVAT kann mit vielen Stimulationselektroden verwendet werden (z. B. Elektroden mit hoher Impedanz oder niedriger Impedanz sowie integrierte und dedizierte bipolare Elektroden).

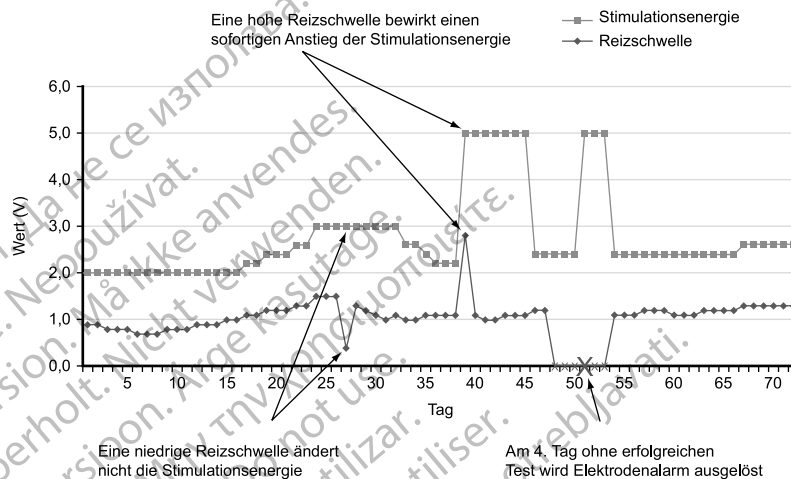


Abbildung 4-7. Auswirkung der Reizschwellenänderung auf die RVAT-Stimulationsenergie

Ambulante rechtsventrikuläre automatische Reizschwellenmessung

Wenn RVAT auf „Auto“ oder „Täglicher Trend“ programmiert ist, werden alle 21 Stunden automatische ambulante ventrikuläre Reizschwellenmessungen durchgeführt.

In atrialen Tracking-Modi stellt die automatische Reizschwellenmessung die folgenden Parameter ein, um sicherzustellen, dass gültige Messwerte erhalten werden:

- Die AV-Verzögerung bei Stimulation ist fest auf 60 ms gesetzt.
- Die AV-Verzögerung nach Detektion ist fest auf 30 ms gesetzt.
- V-Blanking nach A-Stimulation ist fest auf 85 ms gesetzt.
- Die anfängliche ventrikuläre Stimulationsenergie-Amplitude ist die Energie, die RVAT derzeit verwendet (oder verwenden würde, wenn RVAT nur auf „Täglicher Trend“ programmiert ist). Wenn diese Amplitude nicht zu einer gültigen Messung führt oder wenn keine früheren Ergebnisse verfügbar sind, beträgt die Anfangsamplitude 5,0 V.
- Oberhalb von 3,5 V wird die Spannungsamplitude in 0,5-V-Schritten vermindert, bei oder unterhalb von 3,5 V in 0,1-V-Schritten.
- Ca. 90 ms nach dem primären Stimulationsimpuls wird ein Backup-Impuls abgegeben, wenn ein Stimulationsverlust (Loss of Capture) festgestellt wird.

In Modi ohne Tracking stellt die automatische Reizschwellenmessung die folgenden Parameter ein, um sicherzustellen, dass eine gültige Messung erhalten wird:

- Die AV-Verzögerung bei Stimulation ist fest auf 60 ms gesetzt.
- V-Blanking nach A-Stimulation ist fest auf 85 ms gesetzt.

- Die anfängliche ventrikuläre Stimulationsenergie-Amplitude ist die Energie, die RVAT derzeit verwendet (oder verwenden würde, wenn RVAT nur auf „Täglicher Trend“ programmiert ist). Wenn diese Amplitude nicht zu einer gültigen Messung führt oder wenn keine früheren Ergebnisse verfügbar sind, beträgt die Anfangsamplitude 5,0 V.
- Oberhalb von 3,5 V wird die Spannungsamplitude in 0,5-V-Schritten vermindert, bei oder unterhalb von 3,5 V in 0,1-V-Schritten.
- Ungefähr 90 ms nach dem primären Stimulationsimpuls wird ein Backup-Impuls abgegeben, wenn ein Stimulationsverlust (Loss of Capture) festgestellt wird.
- Die ventrikuläre Stimulationsfrequenz wird auf 10 min^{-1} über der aktuellen Frequenz (stimuliert oder intrinsisch) erhöht und bei MPR, MSR, 110 min^{-1} oder 5 min^{-1} unter der niedrigsten VT Detektion Frequenz – je nachdem, welcher dieser Werte der kleinste ist – gekappt.

HINWEIS: Wenn eine Fusion erkannt wird (die eine Störung sein könnte) und die Testspannung höher als 1,0 V ist, beträgt die Amplitude der nächsten Stimulation 5,0 V; andernfalls beträgt die Amplitude der nächsten Stimulation 2,5 V.

Nach den Initialisierungsstimuli verringert das Aggregat jeweils nach drei Stimulationen stufenweise die ventrikuläre Stimulationsenergie, bis die Reizschwelle bestimmt ist. Falls eine Fusion auftritt oder es zu einem vorübergehenden Stimulationsverlust (Loss of Capture) kommt, werden zusätzliche Stimulationsimpulse abgegeben. Als Reizschwelle wird das vorherige Energieniveau erklärt, bei dem eine konstante effektive Stimulation erfolgte.

Wenn der tägliche Test erfolglos ist, kehrt RVAT auf die zuvor bestimmte Stimulation zurück, und das Gerät führt in stündlichen Abständen bis zu drei neue Versuche durch. Wird 4 Tage lang kein erfolgreicher Test durchgeführt, wird ein Elektrodenalarm ausgelöst und RVAT ausgesetzt.

Rechtsventrikuläre automatische Reizschwelle ausgesetzt

Wenn ambulante Tests im „Auto“-Modus vier aufeinanderfolgende Tage erfolglos bleiben, schaltet RVAT in einen Suspensions-Modus um, und es wird eine Stimulationsenergie von 5,0 V und 0,4 ms verwendet. Die Tests werden täglich mit jeweils bis zu drei erneuten Versuchen fortgesetzt, um die Reizschwellen zu ermitteln, und das Aggregat setzt die Impulseinstellungen herab, wenn dies durch einen erfolgreichen Test angezeigt wird.

RVAT kann mit vielen Elektroden verwendet werden. Dennoch kann es sein, dass bei einigen Patienten die Elektrodensignale die erfolgreiche Bestimmung der ventrikulären Reizschwelle verhindern. In diesen Fällen arbeitet RVAT kontinuierlich im Suspensions-Modus bei 5,0 V. Wenn die Funktion über einen längeren Zeitraum im Suspensions-Modus bleibt, sollte RVAT deaktiviert und eine feste ventrikuläre Stimulationsenergie programmiert werden.

Befohlene rechtsventrikuläre automatische Reizschwellenmessung

Im Bildschirm „Reizschwellentests“ kann durch Wahl von „Auto Amplitude“ als Art des Tests eine automatische Reizschwellenmessung befohlen werden. Wenn der Test erfolgreich abgeschlossen wird und RVAT aktiviert ist, wird die Stimulation automatisch auf das Zweifache der in dem Test gemessenen Reizschwelle eingestellt (zwischen 2,0 V und 5,0 V). Die letzten 7 erfolgreichen täglichen Messungen werden gelöscht, und das aktuelle Ergebnis des befohlenen Tests wird als erster erfolgreicher Test eines neuen 7-Test-Zyklus verwendet. Dadurch wird erreicht, dass eine sofortige Änderung der Stimulation vorgenommen wird, die sich auf das Ergebnis des befohlenen Tests stützt, anstatt die Daten aus älteren ambulanten Tests zu verwenden. Dies kann durch Beobachtung der Stimulationsspannung auf dem Bildschirm „Brady-Einstellungen“ bestätigt werden, der die aktuelle Arbeitsspannung des RVAT-Algorithmus anzeigt.

Für jeden „Stimulationsverlust (Loss of Capture)“-Schlag während des befohlenen Tests wird ca. 90 ms nach dem primären Stimulationsimpuls eine Backup-Stimulation abgegeben.

Wenn der Test erfolglos war, wird auf dem Bildschirm „Reizschwellentests“ die Ursache für das Scheitern des Tests angegeben. Die Stimulation kehrt auf das zuvor festgesetzte Niveau zurück (Tabelle 4–2 Reizschwellentest-Fehlercodes auf Seite 4-17).

HINWEIS: Für den ersten „Ventrikulär Reizschwellentest“ nach Implantation des Aggregats wird die Art des Tests auf „Auto“ gesetzt. Wählen Sie die gewünschte Art des Tests in den Optionen des Felds Art des Tests, und passen Sie alle anderen programmierbaren Werte entsprechend an.

Testergebnisse und Elektrodenalarne

Für den letzten erfolgreichen ambulanten Test wird ein gespeichertes EGM im Arrhythmie-Logbuch gespeichert ("Arrhythmie-Logbuch" auf Seite 6-2). Auf dem Bildschirm „Tägliche Messungen“ wird der entsprechende Reizschwellenwert angezeigt. Falls gewünscht, kann das gespeicherte EGM überprüft werden, um festzustellen, wo ein Stimulationsverlust (Loss of Capture) aufgetreten ist.

Auf den Bildschirmen für tägliche Messungen und „Trends“ können ambulante Reizschwellentest-Ergebnisse sowie Test-Fehlercodes und Elektrodenalarne aus einem Zeitraum von bis zu 12 Monaten aufgerufen werden. Um die Ursache für das Scheitern des Tests genauer zu beschreiben, wird für jeden Tag mit erfolglosen Tests ein Fehlercode angegeben. Außerdem werden die Fehlercodes auf dem Bildschirm „Reizschwellentest“ angegeben, wenn ein befohlener automatischer Reizschwellentest nicht erfolgreich abgeschlossen wird. Die Fehlercodes der Reizschwellentests sind nachstehend aufgelistet (Tabelle 4–2 Reizschwellentest-Fehlercodes auf Seite 4-17).

Die folgenden Szenarios lösen einen Alarm für die RV-Elektrode aus:

- „Reizschwelle > Programmierte Amplitude“ wird angezeigt, wenn sich RVAT im Modus „Täglicher Trend“ befindet und die Ergebnisse der ambulanten Tests der letzten vier aufeinanderfolgenden Tage die manuell programmierte feste Stimulationsenergie überschreiten.
- „Automatische Reizschwelle ausgesetzt“ wird angezeigt, wenn in den Modi „Auto“ oder „Täglicher Trend“ an vier aufeinanderfolgenden Tagen keine erfolgreichen Tests durchgeführt wurden.

Tabelle 4–2. Reizschwellentest-Fehlercodes

Code	Ursache
K.A: Gerätetelemetrie	Telemetrie während eines ambulanten Tests gestartet
K.A: Telemetrieverlust	Telemetrie während eines befohlenen Tests ausgefallen
K.A: kein Capture	Bei einem befohlenen Test wurde mit der Anfangsamplitude keine effektive Stimulation erzielt
K.A: Mode Switch	ATR entweder begonnen oder gestoppt (Der Test ist nicht erfolglos, wenn ATR bereits aktiv ist und während des Tests aktiv bleibt)
Keine Daten gespeichert	Die minimale Spannungsamplitude wurde ohne Verlust der effektiven Stimulation erreicht, es wurde weder „Auto“ noch „Täglicher Trend“ eingeschaltet, um ein ambulantes Testergebnis zu erzielen, bei 5,0 V ist ein Stimulationsverlust (Loss of Capture) aufgetreten oder es wurde eine falsche Anzahl von Initialisierungsstimuli verwendet
K.A: Batterie schwach	Der Test wurde abgebrochen, weil die Batteriekapazität erschöpft ist
K.A: Störsignale	Es sind zu viele konsekutive Zyklen mit Störungen im Detektionskanal aufgetreten

Tabelle 4–2. Reizschwellentest-Fehlercodes (Fortsetzung)

Code	Ursache
K.A: Frequenz zu hoch	Die Frequenz war zu Beginn oder während des Tests zu hoch
K.A: Abbruch d. User	Der befohlene Test wurde vom Anwender abgebrochen
K.A: intrins.Schläge	Während des Tests sind zu viele Herzzyklen aufgetreten, oder die Initialisierung wurde zu oft neu gestartet
K.A: Test verschoben	Der Test wurde verschoben, weil die Telemetrie aktiv war, eine VT-Episode bereits begonnen hatte, der Modus „Elektrokauterisation“, der MRT-Schutz-Modus oder RVAT aktiviert war, während das Gerät im Modus „Storage“ blieb
K.A: ventrik. Episode	Während des Tests begann eine Ventrikuläre Episode
Auto K.A.	In einem befohlenen Test wurde die minimale Spannungsamplitude ohne Verlust der effektiven Stimulation erreicht oder die Telemetrie wurde bei einem befohlenen Test manuell abgebrochen
K.A: Fusions-Ereign	Der Test schlug aufgrund zu vieler konsekutiver Fusionsschläge fehl
K.A: kürzlich Schock	Die letzte ventrikuläre Schocktherapie wurde weniger als 60 Minuten vor dem geplanten Beginn eines ambulanten Tests abgegeben

Empfindlichkeit

Mit der Funktion „Empfindlichkeit“ kann das Aggregat intrinsische Herzsignale 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 (hoher programmierter Wert) – wenn die Empfindlichkeit auf eine weniger empfindliche Einstellung programmiert wird, kann es sein, dass das Aggregat das kardiale Depolarisationssignal nicht wahrnimmt (Undersensing)

Es wird empfohlen, die Empfindlichkeit-Parametereinstellungen auf den Nominalwerten zu belassen, es sei denn, die Fehlersuche ergibt, dass ein anderer Wert geeigneter sein könnte. Der Nominalwert 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)

Sollte es erforderlich werden, den Empfindlichkeit-Parameter für eine Kammer einzustellen, so wählen Sie immer die Einstellung, die eine angemessene Detektion der intrinsischen Aktivität ermöglicht, aber das Oversensing/Undersensing bestmöglich 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 Refraktärzeit 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 Änderung der Empfindlichkeit, 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 nutzt eine digitale automatische Verstärkungsanpassung (AGC), 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:

- Einen 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 4–8 AGC-Detektion auf Seite 4-21).

AGC 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 Zwei-Schritt-Prozess aus, um die Detektion von sich potentiell schnell ändernden kardialen Signalen zu optimieren. Der Prozess ist in der folgenden Abbildung veranschaulicht (Abbildung 4–8 AGC-Detektion auf Seite 4-21):

- Erster Schritt
 1. AGC verwendet einen gleitenden 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 gleitenden 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; Anfangswert 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 niedrigste Empfindlichkeitseinstellung 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.

- 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 auf 7/8 des vorherigen Schritts empfindlicher gestellt.
6. Die Schritte für detektierte Schläge sind 35 ms für RV 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 Empfindlichkeits-Reizschwelle liegt, die bei dessen Auftreten wirksam ist, wird es nicht detektiert.

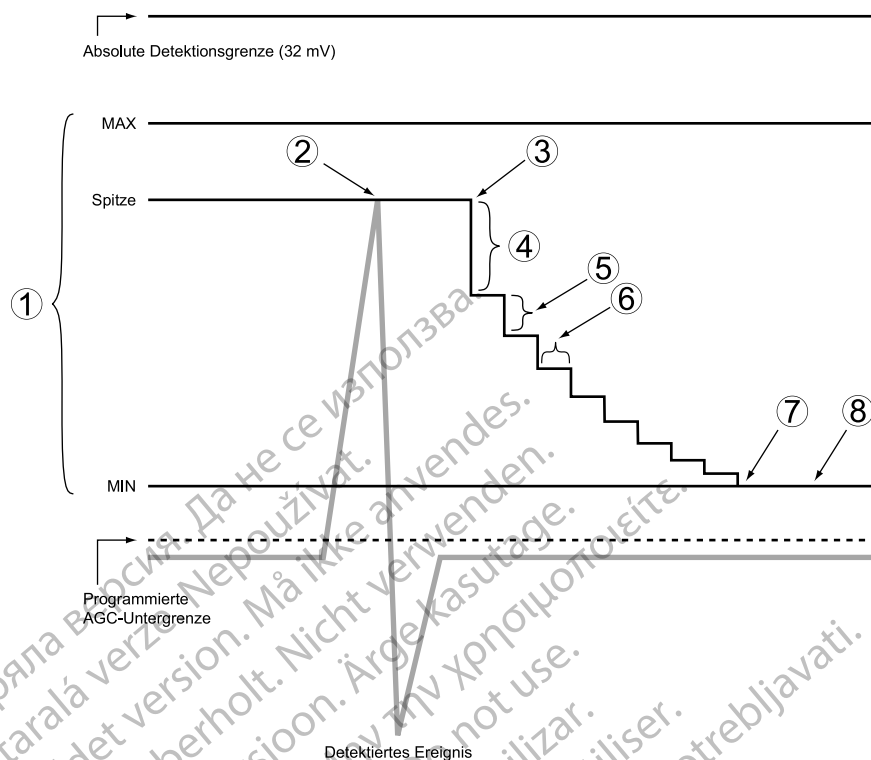


Abbildung 4-8. AGC-Detektion

In Frequenzkanälen, in denen AGC-Detektion verwendet wird, ist ein nicht programmierbarer dynamischer Störalgorithmus 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 Untergrenze auf ein Niveau oberhalb des intrinsischen Elektrogramms ansteigen, und das programmierte Störreaktion-Verhalten (Asynchrone Stimulation oder „Stimulation inhibieren“) tritt auf (”Störreaktion“ auf Seite 4-61).

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 Stimulations-Therapie nach Abgabe jeglicher Schocks.

Der Stimulations-Modus und die Stimulations-Therapien, die nach einem Schock eingesetzt werden, sind die gleichen wie die programmierten „Normal“-Stimulationseinstellungen.

Folgende Stimulationsparameter können unabhängig von den „Normal“-Stimulationseinstellungen programmiert werden:

- Stimulations-Parameter – LRL, Amplitude und Impulsdauer
- Post-Therapie-Periode

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-Per. 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 als die Post-Therapie-LRL ist.
- Werden jedoch keine R-Wellen (und/oder P-Wellen bei Zweikammer-Stimulations-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-Periode

Die Post-Therapie-Periode legt fest, wie lange das Aggregat mit den Post-Therapie-Parameterwerten arbeiten soll.

Die Post-Therapie-Periode funktioniert folgendermaßen:

- Die Zeit beginnt, wenn die Post-Schock-Stimulationsverzögerung abläuft
- Bei Beendigung dieser Stimulationsperiode schaltet das Aggregat auf die programmierten „Normal“-Stimulationswerte um
- Die Stimulationsperiode wird, während sie läuft, vom Ende der aktuellen Episode nicht beeinflusst

„TEMPORÄR BRADY“-STIMULATION

Das Aggregat kann mit temporären Stimulationsparameterwerten programmiert werden, die von den programmierten Normal-Einstellungen abweichen. So können Sie andere Stimulations-Therapien untersuchen, während die früheren programmierten Normal-Einstellungen im Speicher des Aggregats 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. Auf der Registerkarte „Tests“ die Registerkarte „Temporär Brady“ wählen, um die Parameter für die temporäre Stimulation anzuzeigen.

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 Grenzen für „Temporär Brady“ müssen korrigiert werden, bevor die temporäre Programmierung vorgenommen werden kann.

HINWEIS: Wenn „Temporär Brady Betriebsart“ auf „Aus“ programmiert ist, detektiert und stimuliert das Aggregat nicht, während der temporäre Stimulations-Modus wirksam ist.

3. Telemetrieverbindung herstellen, dann die Schaltfläche „Start“ drücken. Die Stimulation beginnt mit den temporären Werten. Es erscheint ein Dialogfeld mit der Information, dass temporäre Parameter genutzt werden. Es wird eine Schaltfläche „Stop“ 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 „Stop“, um den temporären Stimulations-Modus abubrechen. Der temporäre Stimulationsmodus endet auch, wenn Sie vom PRM aus eine Notfalltherapie auslösen, THERAPIE ABLEITEN wählen oder die Telemetrie ausfällt.

Wenn der temporäre Stimulations-Modus gestoppt wird, kehrt die Stimulation zu den zuvor programmierten Normal/Post-Therapie-Einstellungen zurück.

FREQUENZADAPTIVE STIMULATION UND SENSOR TRENDANALYSE

Frequenzadaptive Stimulation

In frequenzadaptiven Stimulations-Modi (d. h. in allen Modi mit einem (R) am Ende) werden Sensoren verwendet, um Veränderungen im Aktivitätsgrad und/oder den physiologischen Bedürfnissen des Patienten festzustellen und die Stimulationsfrequenz entsprechend anzupassen. Die frequenzadaptive Stimulation ist für Patienten geeignet, die unter chronotroper Inkompetenz leiden und die bei erhöhtem Aktivitätsgrad und/oder physiologischem Bedarf von erhöhten Stimulationsfrequenzen profitieren.

Das Gerät kann so programmiert werden, dass das Akzelerometer, das Atem-Minuten-Volumen oder eine Mischung aus beiden verwendet wird. Der klinische Nutzen der frequenzadaptiven Stimulation mittels eines dieser Sensoren wurde in klinischen Studien nachgewiesen.

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 in Reaktion auf erhöhte(n) Aktivitätsgrad und/oder physiologische Bedürfnisse und sinkt dann je nach Bedarf wieder ab.

HINWEIS: Aktivitäten mit minimaler Bewegung des Oberkörpers, wie Fahrradfahren, können zu einer nur moderaten Stimulationsreaktion des Akzelerometers führen.

HINWEIS: Es hat sich gezeigt, dass Frequenzadaptive Stimulation potenziell proarrhythmisch ist. Die Programmierung frequenzadaptiver Funktionen muss mit Vorsicht geschehen.

Akzelerometer

Das Akzelerometer erkennt Bewegungen, die mit der körperlichen Aktivität des Patienten zusammenhängt, 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 ein Akzelerometer mit integriertem Schaltkreis. Der Akzelerometersensor reagiert auf Aktivität im Frequenzbereich typischer körperliche Aktivitäten (1 bis 10 Hz). Das 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 gemächlicheren Schritte beim Spazieren gehen)

Wenn verstärkte Bewegung erkannt wurde, übersetzt der Algorithmus die gemessene Beschleunigung in einen Frequenzanstieg über die LRL.

Da das Akzelerometer nicht mit dem Aggregat-Gehäuse in Kontakt ist, reagiert es nicht auf einfachen statischen Druck auf das Gerätegehäuse.

Es gibt drei Einstellungen für den Akzelerometer: „Aus“, „Ein“ und „Nur ATR“. Wenn die entsprechenden frequenzadaptiven Modi für Normal-Einstellungen und ATR Rückfall programmiert werden, aktualisiert diese Aktion automatisch die Akzelerometer-Einstellungen. Wenn das Aggregat permanent auf einen nicht frequenzadaptiven Modus eingestellt ist, ist es möglich, den ATR Rückfall-Modus unter Verwendung des Akzelerometer-Sensors auf einen frequenzadaptiven Modus zu programmieren. In diesem Fall zeigt das Akzelerometer-Feld „Nur ATR“.

Die folgenden programmierbaren Parameter kontrollieren 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 4–9 Anpassungsfaktor und Stimulationsfrequenz auf Seite 4-24).

- Hoher Anpassungsfaktor – führt dazu, dass weniger Aktivität notwendig ist, bis die Stimulationsfrequenz die MSR erreicht hat
- Niedriger Anpassungsfaktor – führt dazu, dass mehr Aktivität notwendig ist, bis die Stimulationsfrequenz die MSR erreicht hat

HINWEIS: Die Programmierung von „Anpassungsfaktor“ für Normal-Einstellungen verändert auch die entsprechende Auswahl für die Post-Therapie-Einstellungen.

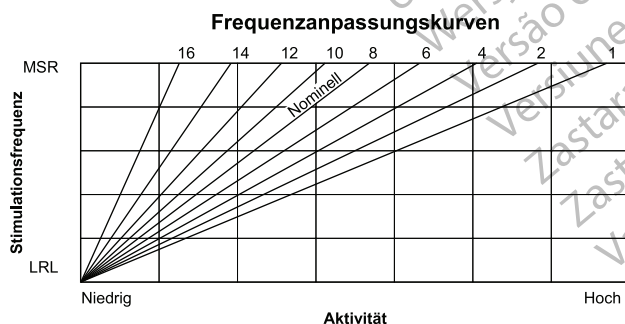
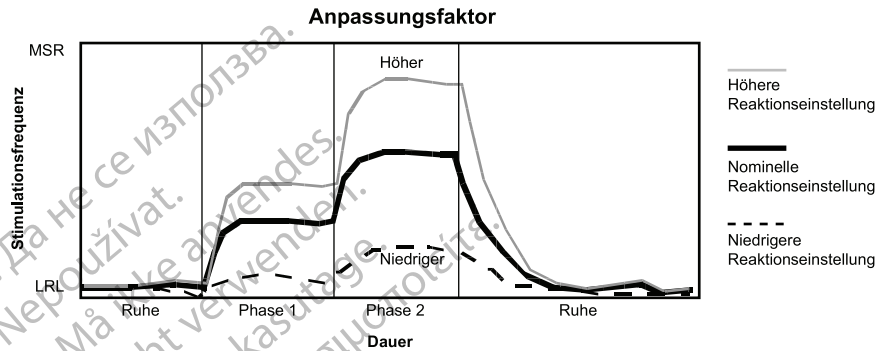


Abbildung 4–9. Anpassungsfaktor und Stimulationsfrequenz

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 4–10 Anpassungsfaktor im Belastungstest auf Seite 4-25). Die stabile Anpassung ist unabhängig von den programmierten Reaktions- und Erholungszeiten.



Diese Abbildung zeigt die Auswirkung höherer und niedrigerer Einstellungen während eines theoretischen Zwei-Phasen-Aktivitätstests.

Abbildung 4–10. Anpassungsfaktor im Belastungstest

Die Programmierung der LRL auf einen höheren oder niedrigeren Wert verschiebt 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).

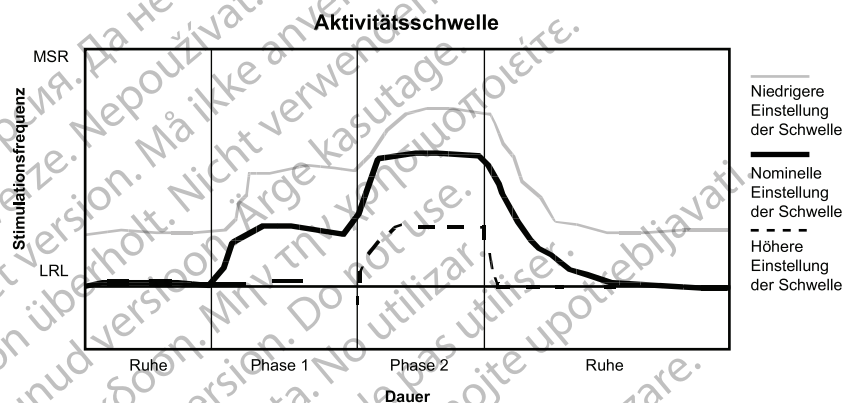
Die Aktivitätsschwelle repräsentiert den Aktivitätsgrad, der überschritten werden muss, bevor die sensorgesteuerte Stimulationsfrequenz ansteigt. Das Aggregat erhöht die Stimulationsfrequenz nicht über die LRL, bis das Aktivitätssignal über die Aktivitätsschwelle steigt. Die Einstellung der Aktivitätsschwelle 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 4–11 Aktivitätsschwelle und Stimulationsfrequenz auf Seite 4-26 und Abbildung 4–12 Aktivitätsschwelle im Belastungstest auf Seite 4-26).

- 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 Normal-Einstellungen verändert auch die entsprechende Auswahl für die Post-Therapie-Einstellungen.



Abbildung 4-11. Aktivitätsschwelle und Stimulationfrequenz



Diese Abbildung zeigt die Auswirkung höherer und niedrigerer Einstellungen für die Aktivitätsschwelle in Reaktion auf einen theoretischen Zwei-Phasen-Belastungstest.

Abbildung 4-12. Aktivitätsschwelle im Belastungstest

Reaktionszeit

Die Reaktionszeit bestimmt, wie schnell die Stimulationfrequenz auf den neuen Wert ansteigt, sobald ein Anstieg des Aktivitätsgrads 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 Stimulationfrequenz benötigt, um bei maximaler Aktivität von der LRL auf MSR zu kommen (Abbildung 4-13 Reaktionszeit und Stimulationfrequenz auf Seite 4-27 und Abbildung 4-14 Reaktionszeit im Belastungstest auf Seite 4-27).

- Kurze Reaktionszeit: führt zu einem schnelleren Anstieg der Stimulationfrequenz
- Lange Reaktionszeit: führt zu einem langsameren Anstieg der Stimulationfrequenz

HINWEIS: Die Programmierung der Reaktionszeit für Normal-Einstellungen verändert auch die entsprechende Auswahl für die Post-Therapie-Einstellungen.

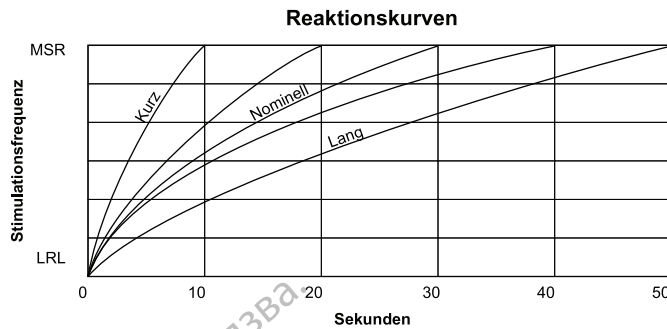


Abbildung 4-13. Reaktionszeit und Stimulationsfrequenz

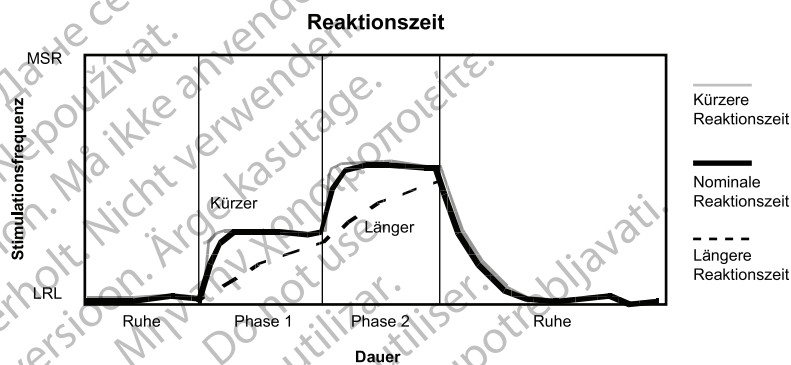


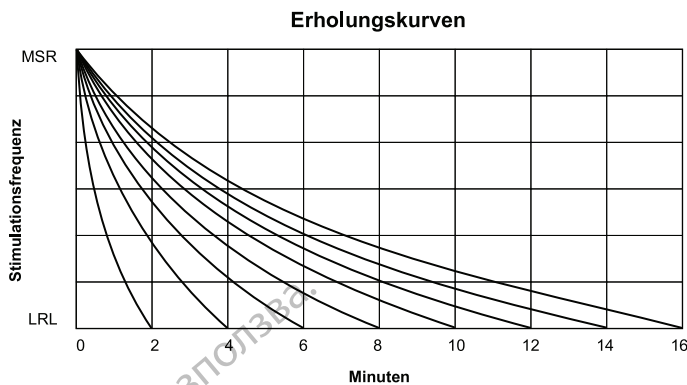
Abbildung 4-14. Reaktionszeit im Belastungstest

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 4-15 Erholungszeit und Stimulationsfrequenz auf Seite 4-28 und Abbildung 4-16 Erholungszeit im Belastungstest auf Seite 4-28).

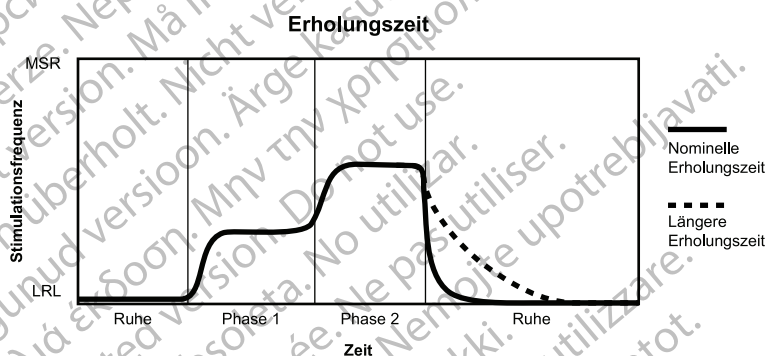
- Kurze Erholungszeit – führt zu einem schnelleren Abfall in der Stimulationsfrequenz, nachdem die Patientenaktivität nachgelassen hat oder ganz eingestellt wurde
- Lange Erholungszeit – führt zu einem langsameren Abfall in der Stimulationsfrequenz, nachdem die Patientenaktivität nachgelassen hat oder ganz eingestellt wurde

HINWEIS: Die Programmierung der Erholungszeit für Normal-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 4-15. Erholungszeit und Stimulationsfrequenz



Diese Abbildung zeigt die Auswirkung höherer und niedrigerer Einstellungen während eines theoretischen Zwei-Phasen-Aktivitätstests.

Abbildung 4-16. Erholungszeit im Belastungstest

Atem-Minuten-Volumen (AMV)

Diese Funktion ist bei RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- und MOMENTUM-Aggregaten verfügbar.

Das Aggregat bestimmt das Atemminutenvolumen (AMV) anhand der transthorakalen Impedanz, d. h. des Produkts aus Atemfrequenz und Atemzugtiefe. Auf der Grundlage der AMV-Messung berechnet das Aggregat die sensorgesteuerte Frequenz.

VORSICHT: Programmieren Sie den AMV-Sensor erst dann auf Ein, wenn das Aggregat implantiert ist und die Systemintegrität getestet und bestätigt wurde.

Ca. alle 50 ms (20 Hz) gibt das Gerät eine Strom-Erregungs-Schockform zwischen der RA-Ringelektrode und dem Gehäuse (primärer Vektor) oder der RV-Coil und dem Gehäuse (sekundärer Vektor) ab. Da beide Elektroden zur Messung des AMV verwendet werden können, muss mindestens eine der implantierten Elektroden eine normale bipolare Elektrodenimpedanz haben.

HINWEIS: Wenn keine RA-Elektrode implantiert ist, ist nur der „RV-Coil zu Gehäuse“-Vektor verfügbar.

Induktive Telemetrie (Programmierkopf) kann vorübergehend mit der AMV-Sensor-Funktion des Aggregats interferieren. AMV-gesteuerte Frequenzen können ungefähr eine Minute nach einer Abfrage oder Befehlsprogrammierung auf der aktuellen Frequenz bleiben. Diese Zeit wird durch einen Sensorstatus „Frequenz-Halt: Telemetrie“ (Tabelle 4-3 AMV-Sensor-Statusmeldungen auf

Seite 4-32) gekennzeichnet. Wenn eine signifikante Datenmenge (z. B. Episoden aus dem Arrhythmie-Logbuch) vom Gerät abgerufen wird, kann es sein, dass die AMV-gesteuerte Frequenz auf die LRL absinkt und einige weitere Minuten lang keine Frequenzänderungen auftreten. Diese Zeit wird durch einen Sensorstatus „Ausgesetzt: Telemetrie“ (Tabelle 4–3 AMV-Sensor-Statusmeldungen auf Seite 4-32) gekennzeichnet.

Wenn sensorgesteuerte Änderungen gewünscht werden, bevor die Frequenz eingefroren oder die Funktion ausgesetzt wird, warten Sie vor dem Einsatz der induktiven Telemetrie so lange, bis die AMV-gesteuerte Frequenz den gewünschten Wert erreicht, oder benutzen Sie RF-Telemetrie zur Kommunikation mit dem Gerät.

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. Atemmonitore, Oberflächen-EKG-Monitore, Geräte zur Überwachung der Hämodynamik) können die impedanzbasierten Diagnostikfunktionen des Aggregats (z. B. Schockelektroden-Impedanzmessungen, Atemfrequenztrend) beeinträchtigen. Diese Interferenz kann die Stimulationsfrequenz erhöhen, ggf. bis zur maximalen sensorgesteuerten Frequenz, wenn AMV auf Ein programmiert ist. Zur Beseitigung vermuteter Interaktionen mit dem AMV-Sensor diesen deaktivieren, indem er auf Aus (in diesem Fall findet keine AMV-Frequenzsteuerung und keine AMV-Sensor-basierte Trendanalyse mehr statt) oder auf „Passiv“ (in diesem Fall findet keine AMV-Frequenzsteuerung statt) programmiert wird. Alternativ kann der Brady-Modus auf einen nicht-frequenzadaptiven Modus programmiert werden (in diesem Fall findet ebenfalls keine AMV-Frequenz-Steuerung statt).

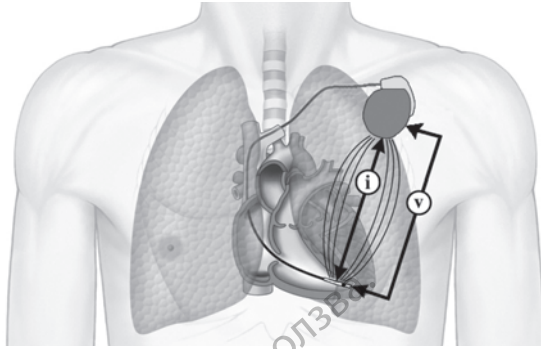
Zur Beseitigung vermuteter Interaktionen mit den auf dem Atmungssensor basierenden Diagnostikfunktionen den Atmungssensor des Aggregats durch Programmierung auf Aus deaktivieren.

Wenn die AMV-Funktion aktiv ist, kann der primäre Vektor (RA-Ringelektrode zu Gehäuse) oder der sekundäre Vektor (RV-Coil zu Gehäuse) der aktive Vektor sein. Die Elektrodenimpedanzen für den aktiven Vektor werden jede Stunde geprüft, um die Elektrodenintegrität zu beurteilen. Wenn die Werte für den aktiven Vektor außerhalb des normalen Bereichs liegen, werden die Impedanzen des anderen Vektors geprüft, um zu bestimmen, ob dieser Vektor für das AMV verwendet werden kann. Wenn die Werte für den primären und den sekundären Vektor außerhalb des normalen Bereichs liegen, wird der Sensor für die nächste Stunde ausgesetzt. Die Elektrodenintegrität wird weiterhin stündlich gemessen, um zu prüfen, ob das AMV-Signal den primären Vektor oder den sekundären Vektor benutzt oder ausgesetzt bleibt. Akzeptable Elektrodenimpedanzwerte liegen im Bereich von 200 bis 2000 Ω für den Spitze-zu-Gehäuse-Vektor, von 100 bis 1500 Ω für den Ring-zu-Gehäuse-Vektor und von 20 bis 200 Ω für den Coil-zu-Gehäuse-Vektor.

Bei einer Vektorumschaltung erfolgt eine 6-stündige automatische Kalibrierung (während dieser 6-stündigen Kalibrierungszeit erfolgt keine AMV-gesteuerte Frequenzanpassung).

Die Abgabe der Stromimpulse zwischen der RA-Ringelektrode oder der RV-Coil und dem Gehäuse erzeugt ein elektrisches Feld im Thorax, das durch die Atmung moduliert wird. Beim Einatmen ist die transthorakale Impedanz hoch und beim Ausatmen niedrig. Das Gerät misst die sich daraus ergebenden Spannungsmodulationen zwischen der Elektroden Spitze und dem Gehäuse.

VORSICHT: Wenn im EGM AMV-/Atmungssensor-Signalartefakte beobachtet werden und nachgewiesen wurde, dass die Elektroden ansonsten ordnungsgemäß funktionieren, sollte erwogen werden, den Sensor auf Aus zu programmieren, um ein Oversensing zu vermeiden.

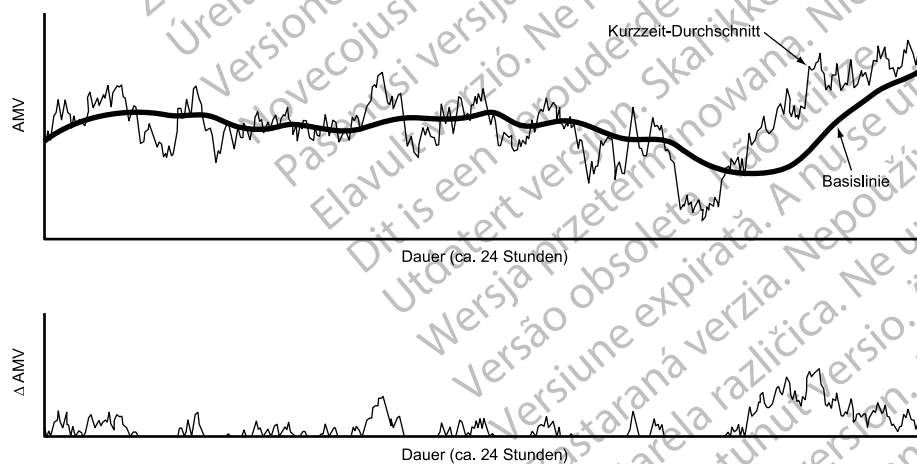


i = Strom, V = Volt

Abbildung 4–17. Messung des AMV-Signals von der RV-Elektrode

Dank moderner Filtertechnik unterstützt der Algorithmus Atemfrequenzen von bis zu 72 Atemzügen pro Minute. Die gefilterte Schockform wird anschließend verarbeitet, um die Messwerte für das Gesamtvolumen zu erhalten. Der durchschnittliche Strom, der der Batterie entnommen und an das Gewebe abgegeben wird, beträgt $320 \mu\text{A}$. Bei starken Störungen wird der AMV-Sensor ausgesetzt, bis der Störpegel sinkt. Die Erregungs-Schockform ist ein ausgewogenes Signal mit niedriger Amplitude, das die Oberflächen-EKG-Aufzeichnung nicht stört. Bei einigen Geräten zur EKG-Überwachung werden diese Schockformen erkannt und angezeigt. Diese Schockformen sind nur dann vorhanden, wenn der AMV-Sensor verwendet wird.

Das Aggregat speichert sowohl einen flexiblen Langzeit-Durchschnittswert (Bezugswert, Basislinie) dieser Messungen, der alle 4 Minuten aktualisiert wird, als auch einen flexiblen Kurzzeit-Durchschnittswert (ca. 30 Sekunden), der alle 7,5 Sekunden aktualisiert wird. Die Größe des Unterschieds zwischen dem Kurzzeit-Durchschnitt und dem Langzeitbezugswert bestimmt, wie weit die Frequenz über die LRL angehoben oder auf die LRL abgesenkt wird. Der Anstieg bzw. Abfall der sensorgesteuerten Frequenz beträgt maximal 2 min^{-1} pro Zyklus (Abbildung 4–18 Unterschied zwischen dem AMV-Kurzzeit-Durchschnitt und der AMV-Basislinie auf Seite 4-30).



Oben: Die Basislinie (Langzeit-Durchschnitt) folgt dem Verlauf des Kurzzeit-Durchschnitts. Unten: Die Differenz zwischen dem Kurzzeit- und dem Langzeit-Durchschnitt wird verwendet, um die AMV-gesteuerte Frequenz bei Belastung zu erhöhen.

Abbildung 4–18. Unterschied zwischen dem AMV-Kurzzeit-Durchschnitt und der AMV-Basislinie

VORSICHT: Programmieren Sie den AMV-/Atmungssensor während einer mechanischen Beatmung auf Aus. Andernfalls kann Folgendes eintreten:

- Inadäquate AMV-Sensor-gesteuerte Frequenz
- Irreführende atmungsbasierte Trendanalyse

Um eine optimale Frequenzreaktion zu erzielen, können über den Bereich „RightRate-Stimulation“ im Bildschirm für die Einstellungen von „Frequenzadaptive Stimulation“ zahlreiche Atemminutenvolumen-Parameter programmiert werden.

Zur Aktivierung des AMV-Sensors benötigt das System Werte für die Basislinie oder das Ruhe-AMV. Es gibt folgende Kalibrierungsmethoden:

- **Automatisch-Kalibrierung.** Jedes Mal, wenn AMV auf „Ein“ oder auf „Passiv“ programmiert wird, erfolgt eine automatische 6-stündige Kalibrierung. Während dieser 6-stündigen Kalibrierungszeit erfolgen keine AMV-gesteuerten Frequenzreaktionen und keine stündlichen Überprüfungen der Elektrodenintegrität. Wenn AMV bei der Implantation auf „Ein“ programmiert wird, folgt nach dem ersten stündlichen Elektrodentest mit akzeptablen Elektrodenimpedanzwerten eine 2-stündige Wartezeit, bevor die 6-stündige Kalibrierung beginnt. Diese 2-stündige Phase wird durch den Sensor-Status „Initialisierung“ angezeigt und soll den Abschluss der Implantation ermöglichen.

HINWEIS: Wenn AMV beim Umstellen auf den MRT-Schutz-Modus auf „Ein“ oder „Passiv“ eingestellt ist, startet beim Beenden des MRT-Modus eine automatische 6-stündige Kalibrierung. Wenn die AMV-gesteuerte Frequenzreaktion früher verfügbar sein soll, muss eine manuelle Kalibrierung durchgeführt werden.

- **Manuell-Kalibrierung.** Wenn AMV auf „Ein“ programmiert ist (auch während der 2-stündigen Wartezeit nach Anschluss der Elektroden), kann der Sensor manuell kalibriert werden. Dazu im Bildschirm „RightRate-Stimulation Details“ die Schaltfläche „Start Sensor-Kalibration“ anklicken. Wenn die Kalibrierung erfolgreich ist, wird die AMV-gesteuerte Frequenzreaktion innerhalb von einer Minute wirksam. Je nach Störpegel während der Datensammlung kann die manuelle Kalibrierung zwischen 2 und 5 Minuten dauern. Der Patient sollte einige Minuten vor sowie während der Kalibrierung ruhig sitzen und normal atmen. Wenn die manuelle Kalibrierung aufgrund von Störungen scheitert, wird dies durch einen Sensorstatus „Ausgesetzt: Störungen erkannt“ gekennzeichnet, und die 6-stündige automatische Kalibrierung beginnt automatisch. Wenn die manuelle Kalibrierung aufgrund eines ungültigen AMV-Elektrodenvektors scheitert (gekennzeichnet durch den Sensorstatus „Ausgesetzt: unzulässige Elektrode“), sucht das Aggregat jede Stunde nach einem gültigen Vektor, und beginnt die 6-stündige Kalibrierung, sobald ein gültiger Vektor detektiert wird.

HINWEIS: Die Kalibrierungsmethode „Manuell“ ist bei der anfänglichen Abfrage nicht verfügbar, während Informationen wie beispielsweise Episoden aus dem Arrhythmie-Logbuch vom Gerät abgerufen werden. Dieser Zustand wird durch ein abgeblendetes „Start Sensor-Kalibration“-Symbol angezeigt und kann je nach abgerufener Datenmenge wenige Sekunden bis zu mehrere Minuten dauern.

Klinisch gesehen gibt es keinen Unterschied zwischen den Kalibrierungsmethoden „Automatisch“ und „Manuell“. Eine erfolgreiche „Manuell“-Kalibrierung hat lediglich den Vorteil, dass schnell eine Basislinie erhalten wird und sofort mit der AMV-gesteuerten Frequenzreaktion begonnen werden kann. Bei keiner der beiden Kalibrierungsmethoden ist es erforderlich, dass die Telemetrier Verbindung für die Dauer der Kalibrierung aufrecht erhalten wird.

VORSICHT: Um eine akkurate AMV-Basislinie zu erhalten, wird der AMV-Sensor automatisch oder manuell kalibriert. Eine neue manuelle Kalibrierung muss durchgeführt werden, wenn das Aggregat nach der Implantation aus der Tasche genommen wird. Dies ist beispielsweise bei einer Umpositionierung einer Elektrode der Fall oder wenn die Möglichkeit besteht, dass die AMV-Basislinie durch Faktoren wie Elektrodenalterung, Luftpfeinschlüsse in der Tasche, Bewegung des Aggregats aufgrund einer inadäquaten Naht, externe Defibrillation oder Cardioversion oder andere Patientenkomplikationen (z. B. Pneumothorax) beeinflusst worden sein könnte.

Das PRM zeigt eine der folgenden (in Echtzeit aktualisierten) Meldungen an, um den aktuellen AMV-Sensor-Status auf dem Bildschirm „RightRate-Stimulation Details“ anzuzeigen (Abbildung 4–21 Anaerobe Schwelle und Anaerobe Schwellenreaktion auf Seite 4-33). Wenn eine ventrikuläre Tachy-Episode erklärt wird (8 von 10 Schlägen sind schnell), wird der Sensor für die Dauer der Episode ausgesetzt. Sobald die Episode endet, wird die AMV-gesteuerte Stimulation fortgesetzt, sofern keine automatische 6-stündige Kalibrierung aufgrund einer langen Episode oder außerhalb des zulässigen Bereichs liegender Elektrodenimpedanzen durchgeführt wird (Test erfolgt am Ende der Episode).

Tabelle 4–3. AMV-Sensor-Statusmeldungen

Sensorstatus	AMV-Sensor-gesteuerte Stimulation	AMV-Sensor-Datenaufzeichnung ^a
Aus	Nein	Nein
Initialisierung	Nein	Nein
Manuelle Kalibration läuft	Nein	Ja
Auto-Kalibration läuft	Nein	Ja
Kalibriert	Ja ^b	Ja
Ausgesetzt	Nein	Nein
Ausgesetzt: unzulässige Elektrode	Nein	Nein
Ausgesetzt: Störungen erkannt	Nein	Ja
Ausgesetzt: Telemetrie	Nein	Ja
Frequenz-Halt: Telemetrie	Nein ^c	Ja
Ausgesetzt: Tachy-Episode	Nein	Nein

a. Individuelle Trends bestimmen, ob die während des Aussetzens aufgezeichneten Daten gültig sind und in die Trendergebnisse eingefügt werden.

b. Wenn der AMV-Sensor auf „Passiv“ programmiert ist, erfolgt keine AMV-Sensor-gesteuerte Stimulation

c. Die Frequenz bleibt bis zu einer Minute auf dem aktuellen AMV-gesteuerten Wert; bei diesem Sensor-Status erfolgen keine weiteren AMV-basierten Frequenzänderungen.

Es gibt vier Atemminutenvolumen-Einstellungen: „Ein“, „Aus“, „Passiv“ und „Nur ATR“. Wenn das Aggregat permanent auf einen nicht frequenzadaptiven Modus programmiert ist, aber ein frequenzadaptiver ATR Rückfall-Modus gewählt wurde, wird im AMV-Feld „Nur ATR“ angezeigt. Wenn das Aggregat in einen nicht frequenzadaptiven Modus programmiert ist, ist die Einstellung „Ein“ nicht verfügbar. Wenn „Passiv“ ausgewählt ist, bewirkt der AMV-Sensor keine Frequenzreaktion, zeichnet aber weiter Daten auf, die von anderen Funktionen (z. B. Sensor Trendanalyse) genutzt werden.

Anpassungsfaktor (Atemminutenvolumen)

Ein Anstieg des AMV über die Basislinie aufgrund eines Anstiegs des Stoffwechselbedarfs wird vom Aggregat erkannt und mit Hilfe des Algorithmus in einen Anstieg der Stimulationsfrequenz umgerechnet. Die Beziehung zwischen dem detektierten Anstieg des Atemminutenvolumens und des sich daraus ergebenden Anstiegs der sensorgesteuerten Frequenz wird durch den AMV-Anpassungsfaktor bestimmt.

Der Parameter „Anpassungsfaktor“ bestimmt die Stimulationsfrequenz, die bei verschiedenen erhöhten AMV-Niveaus oberhalb der LRL abgegeben wird. Höhere Werte für den Anpassungsfaktor führen zu höheren Sensorfrequenzen bei einem bestimmten AMV-Niveau (Abbildung 4–19 Beziehung zwischen der programmierten Anpassungsfaktor-Einstellung und der Frequenzantwort auf Seite 4-33). Nachstehend sind die Auswirkungen höherer und niedrigerer Einstellungen für den Anpassungsfaktor auf die sensorgesteuerte Stimulationsfrequenz bei einem theoretischen Zwei-Phasen-Belastungstest dargestellt (Abbildung 4–20 Auswirkungen der Anpassungsfaktor-Einstellungen während eines zweiphasigen Belastungstests auf Seite 4-33).

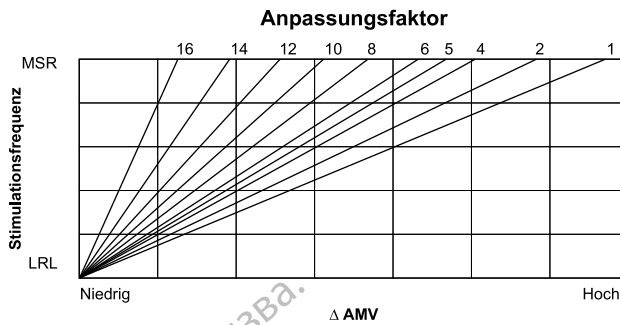


Abbildung 4-19. Beziehung zwischen der programmierten Anpassungsfaktor-Einstellung und der Frequenzantwort

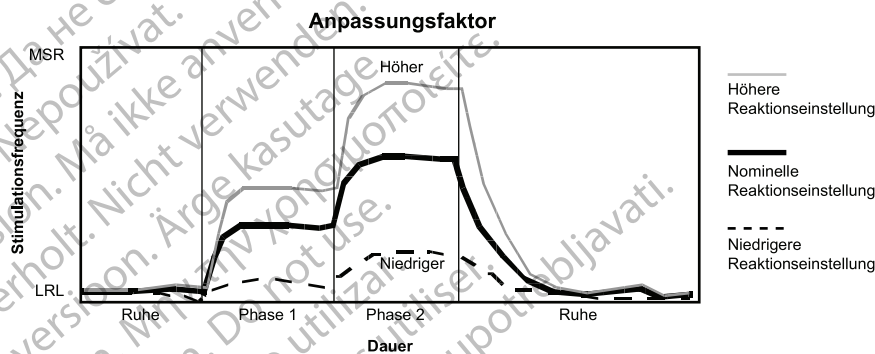


Abbildung 4-20. Auswirkungen der Anpassungsfaktor-Einstellungen während eines zweiphasigen Belastungstests

Anaerobe Schwelle und Anaerobe Schwellen-Reaktion

Die Anaerobe Schwelle und die Anaerobe Schwellen-Reaktion können manuell programmiert oder automatisch aus Patientendaten abgeleitet werden. Der klinische Anwender kann im Bildschirm „RightRate-Stimulation Details“ die Funktion „Von Patienten-Eigenschaften ableiten“ wählen, um Einstellungen zu erhalten, die auf dem Alter und Geschlecht (sowie dem Fitnessniveau, siehe unten) des Patienten beruhen. Wenn sich die Parameter ändern, passt sich die Kurve entsprechend an, um die Auswirkung der neuen Programmierung auf die Gesamtfrequenzreaktion zu zeigen (Abbildung 4-21 Anaerobe Schwelle und Anaerobe Schwellenreaktion auf Seite 4-33). Wenn das Geburtsdatum oder das Geschlecht im Bildschirm „Patientendaten“ geändert werden, erscheinen die neuen Werte auch auf dem Bildschirm „RightRate-Stimulation Details“.

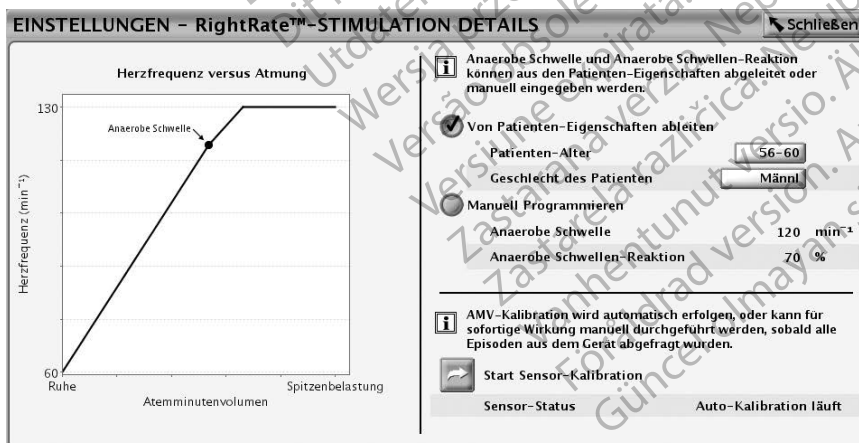


Abbildung 4-21. Anaerobe Schwelle und Anaerobe Schwellenreaktion

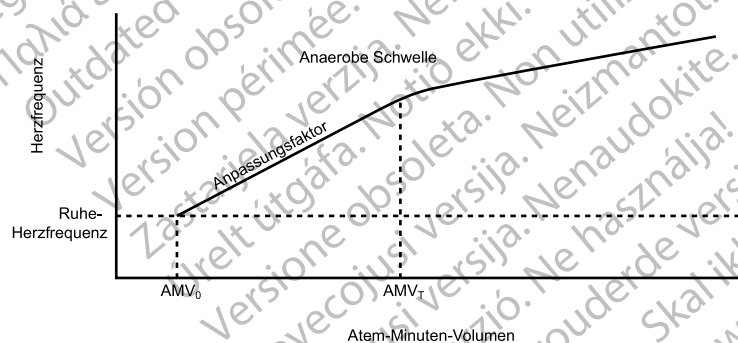
Anaerobe Schwelle

Anaerobe Schwelle ist ein Begriff aus der Physiologie, der den Punkt bei Belastung beschreibt, an dem die Atemfrequenz schneller ansteigt als die Herzfrequenz (manchmal auch Laktat-Reizschwelle genannt).

Der Anpassungsfaktor steuert die AMV-Frequenzanpassung für Sensorfrequenzen zwischen der LRL und der „Anaerobe Schwelle“. „Anaerobe Schwellen-Reaktion“ steuert die AMV-Frequenzanpassung, wenn sich die Sensorfrequenz oberhalb der „Anaerobe Schwelle“ befindet.

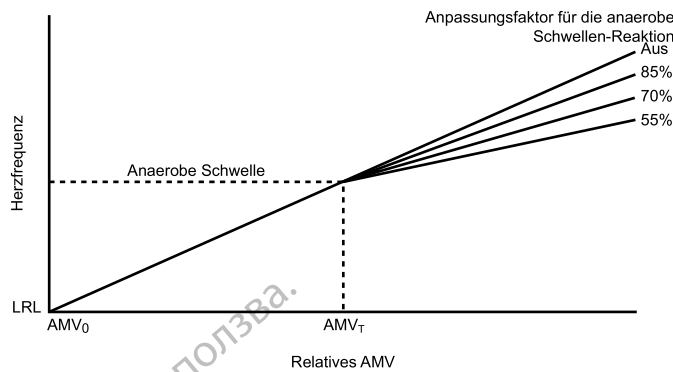
Anaerobe Schwellen-Reaktion

Die physiologische Beziehung zwischen dem AMV und der Frequenz ist annähernd bilinear, wie in Abbildung 4-22 Typische Beziehung zwischen AMV und Herzfrequenz auf Seite 4-34 gezeigt wird. Bei Belastung bis zur „Anaerobe Schwelle“ kann diese Beziehung annähernd durch eine lineare Beziehung beschrieben werden. Bei Belastungen oberhalb der „Anaerobe Schwelle“ ist die Beziehung immer noch annähernd linear, aber die Steilheit ist geringer. Die Beziehung zwischen den beiden Steilheiten variiert von Person zu Person und hängt von mehreren Faktoren, wie z. B. Geschlecht, Alter sowie Belastungshäufigkeit und -intensität ab. Die Aggregate erlauben die Programmierung eines Neigungsgrads oberhalb der „Anaerobe Schwelle“, der weniger steil ist und somit die physiologische Beziehung zwischen Atmungsfrequenz und Herzfrequenz imitiert. „Anaerobe Schwellen-Reaktion“ wird als prozentualer Anteil des „Anpassungsfaktor“ programmiert. „Anaerobe Schwellen-Reaktion“ wird bei Frequenzen oberhalb der „Anaerobe Schwelle“ wirksam und führt zu einer weniger aggressiven Reaktion auf das AMV bei höheren Frequenzen (Abbildung 4-23 Anaerobe Schwellen-Reaktion auf Seite 4-35).



AMV_0 = Ruhe-AMV; AMV_T = AMV an der „Anaerobe Schwelle“

Abbildung 4-22. Typische Beziehung zwischen AMV und Herzfrequenz



Der Anpassungsfaktor ist vom Ruhezustand bis zur „Anaerobe Schwelle“ linear. (AMV_0 = Ruhe-AMV; AMV_T = AMV an der „Anaerobe Schwelle“).

Abbildung 4–23. Anaerobe Schwellen-Reaktion

Fitnessniveau

Anhand des ausgewählten „Fitnessniveau“ werden automatisch ein geeigneter „Anaerobe Schwellen-Reaktion“-Faktor und die Frequenz für den AMV-Ausgangswert festgelegt.

Tabelle 4–4. Empfohlene Einstellungen für das Fitnessniveau

Empfohlene Einstellung für das Fitnessniveau	Aktivitätsgrad des Patienten
Eingeschränkt	Geringe bis keine körperliche Aktivität
Aktiv	Regelmäßiges Gehen und wenig anstrengende Aktivitäten
Sportlich	Mäßige Intensität, Jogging/Radfahren (keine Wettkämpfe)
Ausdauersport	Anstrengende Wettkampfsportarten wie beispielsweise Marathonläufe

Die Basislinie (Langzeitdurchschnitt) wird für bis zu 4,5 Stunden festgesetzt. Dadurch können aktive Patienten, die sich über einen längeren Zeitraum sportlich betätigen (z. B. Langstreckenläufer) während der gesamten Belastung eine adäquate sensorgesteuerte Frequenz aufrecht erhalten. Die Basislinie wird festgesetzt, wenn die sensorgesteuerte Frequenz für die Fitnessniveau-Einstellung „Ausdauersport“ oberhalb von 110 min^{-1} oder für die drei anderen Fitnessniveaus oberhalb von 90 min^{-1} liegt. Nach 4,5 Stunden oder wenn die Sensorfrequenz unter 90 min^{-1} bzw. 110 min^{-1} (wie oben definiert) absinkt, wird die Basislinienanpassung wieder aktiviert.

Mischen der beiden Sensoren

Wenn sowohl der Akzelerometer- als auch der AMV-Sensor für die frequenzadaptive Stimulation auf „Ein“ programmiert sind, werden die beiden sensorgesteuerten Frequenzen gemischt, um eine frequenzabhängige, gewichtete, durchschnittliche Reaktion zur Verfügung zu stellen. Infolgedessen entspricht die gemischte Reaktion stets einer der beiden Frequenzen oder liegt zwischen den beiden Frequenzen. Wenn die Akzelerometerreaktion geringer als die AMV-Reaktion ist, beruht die Sensormischung zu 100 % auf dem Atemminutenvolumen. Wenn die Akzelerometerreaktion größer als die AMV-Reaktion ist, liegt die Mischung im Bereich von 80 % Akzelerometer und 20 % AMV, wenn die Akzelerometerfrequenz an der LRL liegt, und 40 % Akzelerometer und 60 % AMV, wenn die Akzelerometerfrequenz an der MSR liegt.

Die folgenden Beispiele zeigen die Funktion des Mischungsalgorithmus.

Beispiel 1

Das Akzelerometer detektiert Bewegung mit einem simultanen AMV-Anstieg (Abbildung 4–24 Gemischte Reaktion bei einer Akzelerometer-Reaktionszeit von 30 Sekunden auf Seite 4-36). Bei Belastung erhöht die gemischte Reaktion die Frequenz umgehend (innerhalb von 4 Sekunden) auf der Grundlage der Akzelerometerreaktion. Wenn die Frequenz weiter ansteigt, bewegt sich die gemischte Reaktion auf die AMV-Reaktion zu, bleibt aber immer zwischen der Akzelerometer- und der AMV-Reaktion. Bei höheren Frequenzen haben die Veränderungen des Akzelerometer-Inputs einen geringeren Effekt auf die gemischte Reaktion (nur 40 % an der MSR), während Veränderungen des AMV einen stärkeren Effekt haben. Bei Beendigung der Belastung sinkt die Akzelerometerfrequenz wie vom Parameter „Erholungszeit“ vorgeschrieben und fällt in diesem Beispiel unter die AMV-Reaktion. Als Folge davon schaltet der Algorithmus während der Erholungsphase auf eine 100 %-AMV-Reaktion um, solange die Akzelerometerreaktion unter der AMV-Reaktion bleibt. Lassen Sie beim Mischen der beiden Sensoren den nominellen Akzelerometerwert auf 2 Minuten. Dies ermöglicht, dass das physiologische AMV- Signal die frequenzadaptive Stimulation in der Erholungsphase nach der Belastung steuert.

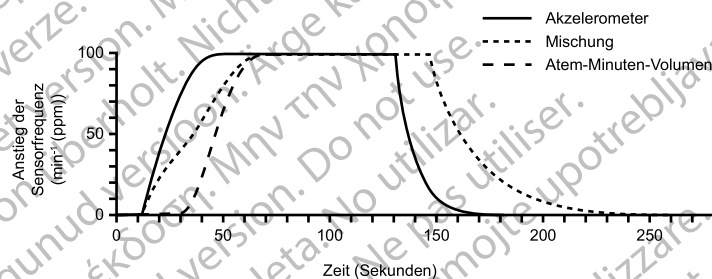


Abbildung 4–24. Gemischte Reaktion bei einer Akzelerometer-Reaktionszeit von 30 Sekunden

Die Aggressivität der Reaktion zu Beginn der Belastung kann durch Programmierung einer kürzeren „Akzelerometer Reaktionszeit“ gesteuert werden (Abbildung 4–25 Gemischte Reaktion bei einer Akzelerometer-Reaktionszeit von 20 Sekunden auf Seite 4-36).

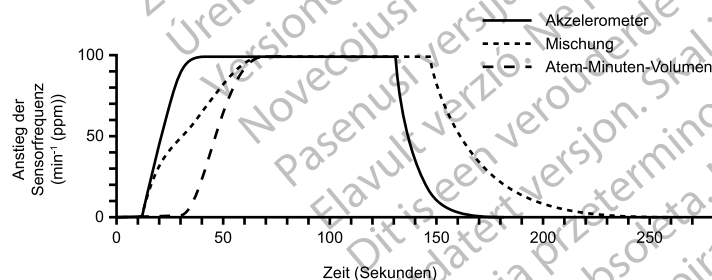


Abbildung 4–25. Gemischte Reaktion bei einer Akzelerometer-Reaktionszeit von 20 Sekunden

Beispiel 2

Das Akzelerometer detektiert Bewegung mit geringem Anstieg des AMV (Abbildung 4–26 Gemischte Reaktion: Der Akzelerometer detektiert Bewegung mit geringem oder gar keinem Anstieg des Atem-Minuten-Volumens auf Seite 4-37). Die Reaktion des gemischten Sensors ist auf ca. 60 % der Akzelerometerreaktion begrenzt. Wenn die Akzelerometerreaktion während der Erholung unter die AMV-Reaktion fällt, ist die „gemischte“ Reaktion zu 100 % AMV-gesteuert.

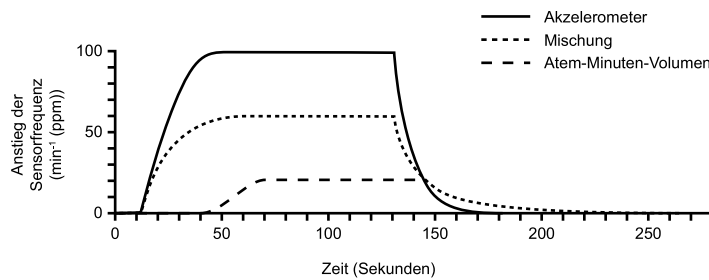


Abbildung 4-26. Gemischte Reaktion: Der Akzelerometer detektiert Bewegung mit geringem oder gar keinem Anstieg des Atem-Minuten-Volumens

Beispiel 3

Das AMV steigt bei geringem Anstieg der Akzelerometerfrequenz an (Abbildung 4-27 Gemischte Reaktion: AMV-Anstieg mit geringer oder keiner vom Akzelerometer detektierten Bewegung auf Seite 4-37). Die gemischte Reaktion erhöht die Frequenz anfangs mit Hilfe der Akzelerometerreaktion, aber wenn die AMV-Reaktion über die Akzelerometerreaktion ansteigt, wird die „gemischte“ Reaktion zu 100 % AMV-gesteuert. Dies sorgt für eine angemessene Reaktion bei Erhöhung des Stoffwechselbedarfs in Situationen mit geringer oder gar keiner Bewegung des Oberkörpers.

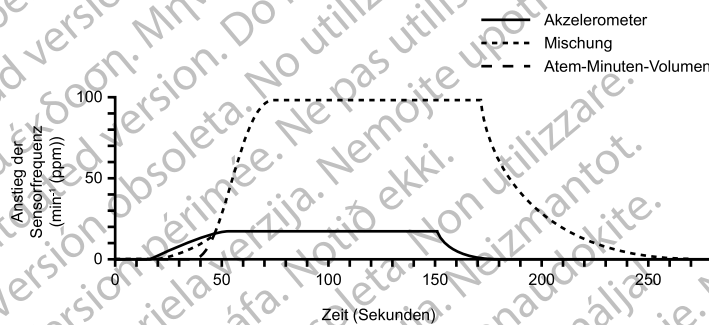


Abbildung 4-27. Gemischte Reaktion: AMV-Anstieg mit geringer oder keiner vom Akzelerometer detektierten Bewegung

Sensor Trendanalyse

Die „Sensor Trendanalyse“ liefert eine graphische Darstellung der Frequenzantwort des Aggregats auf den detektierten Aktivitätsgrad und/oder physiologischen Bedarf des Patienten und liefert nützliche Daten während eines Belastungstests. Mithilfe dieser Informationen kann der klinische Anwender die sensorgesteuerte Stimulationsfrequenz an den aktuellen Bedarf des Patienten anpassen.

Die Kurven der Sensor Trendanalyse und die Parameter „Sensor TrendanalyseEinrichtung“ sind über den Bildschirm „Frequenzadaptive Stimulation“ (Abbildung 4-28 Graphische Darstellung der Sensor-Trendanalyse auf Seite 4-38) aufrufbar.

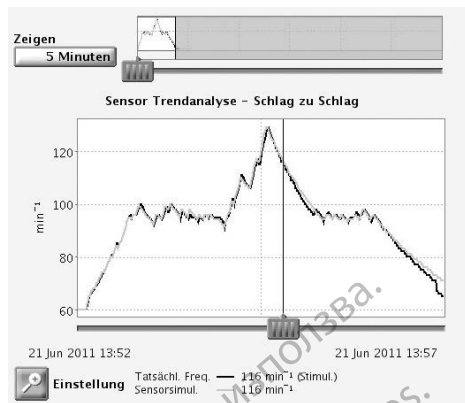


Abbildung 4–28. Graphische Darstellung der Sensor-Trendanalyse

Die Einstellungen bieten folgende Optionen:

- Aufzeichnungsmethode – programmierbar:
 - 30-Sekunden im 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.
- Dauer – nicht programmierbar und abhängig von der gewählten Aufzeichnungsmethode:
 - „Aufzeichnungsmethode“ auf „Aus“ oder auf „30-Sekunden im Durchschnitt“ programmiert – die Dauer beträgt ca. 25 Stunden.
 - Aufzeichnungsmethode“ auf „Schlag zu Schlag“ programmiert – die Dauer beträgt ca. 40 Minuten bei 75 min^{-1} .
- Datenaufzeichnung – programmierbar:
 - Kontinuierlich – umfasst die aktuellen 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 Gerätespeicher voll ist. So kann der Arzt die Daten von der anfänglichen Einstellung über einen festen Zeitraum einsehen.

Das Aggregat sammelt und speichert Frequenz- und Sensordaten. Diese werden dann auf dem PRM in einem graphischen Format dargestellt, das die Tatsächliche Frequenz des Patienten und die Sensorsimulation während des Aufzeichnungszeitraums gegenüberstellt.

Die Tatsächliche Frequenz (schwarze Linie) zeigt die Herzfrequenz des Patienten während der Aktivität (stimuliert oder detektiert). Die Sensorsimulation (orangefarbene Linie) zeigt die sensorgesteuerte Herzfrequenz mit den aktuellen Sensorparametereinstellungen.

Wenn der Schieber auf der waagerechten Achse der Abbildung bewegt wird, werden tatsächliche und sensorgesteuerte Herzfrequenzen für bestimmte Datenpunkte angegeben. Außerdem werden die durch einen bestimmten Datenpunkt dargestellten atrialen Ereignisse (einzelner Schlag oder 30-Sekunden-Durchschnitt) klassifiziert und neben „Tatsächliche

Frequenz“ angezeigt. Ereignisse werden als eine oder mehrere der folgenden Kategorien klassifiziert und angezeigt: Stimuliert, Detektiert, Detektiert in ATR, VT. Dieser Ereignistyp steht für ventrikuläre Ereignisse in VVI(R)-Modi.

Die aktuellen Sensorparameter können angepasst werden, um die entsprechenden Veränderungen des Sensorfrequenzverhaltens anzusehen, ohne noch einen Belastungstest durchführen zu müssen.

Das Aggregat kann Daten in frequenzadaptiven und nicht frequenzadaptiven Modi aufzeichnen und speichern:

- In nicht frequenzadaptiven Modi werden die Daten für die Trendanalyse über die Sensoreinstellung „Passiv“ aufgezeichnet. „Passiv“ erlaubt die Aufzeichnung von Sensordaten, die zur Optimierung der Sensoren in Abwesenheit einer sensorgesteuerten Frequenzreaktion verwendet werden können. In der Einstellung „Passiv“ werden die Daten der Sensorsimulation jedoch erst dann graphisch angezeigt, wenn ein frequenzadaptiver Modus gewählt wird.

Das Aggregat zeichnet auch bei aktiver Telemetrie (mit Programmierkopf oder RF) Daten für die Sensor Trendanalyse auf.

Wenn die Herzfrequenz vollkommen sensorgesteuert ist, können noch immer kleine Unterschiede zwischen „Tatsächliche Frequenz“ und „Sensorsimulation“ beobachtet werden, weil sie unabhängig durch etwas unterschiedliche Methoden berechnet werden.

Arbeiten mit Trendanalysedaten

Die Funktion „Sensor Trendanalyse“ wird folgendermaßen benutzt:

1. Nach einem Belastungstest zur graphischen Anzeige „Sensor Trendanalyse“ gehen und die Trendanalysedaten mit „Abfragen“ aktualisieren. Die Trendanalysedaten werden bei der anfänglichen Abfrage abgerufen. Wenn eine Sitzung aktiv bleibt, während der Patient im Gang auf und ab geht, erneut „Abfragen“ drücken, um die Trendanalysedaten zu aktualisieren.
2. Über die Schallfläche „Zeigen“ kann die Datenmenge, die gleichzeitig angezeigt werden soll, vergrößert oder verkleinert werden. Die Start- und Enddaten und -zeiten am unteren Rand der grafischen Anzeige ändern sich entsprechend dem auf der Grafik gezeigten Zeitraum. Die Optionen reichen von 1 bis 25 Stunden bei der „30 Sekunden im Durchschnitt“-Aufzeichnungsmethode und von 5 bis 40 Minuten bei der „Schlag zu Schlag“-Aufzeichnungsmethode.
3. Um einzustellen, welche Daten auf dem Diagramm angezeigt werden sollen, oder bestimmte Datenpunkte anzusehen, Schieber entlang der horizontalen Achsen unterhalb der Anzeige bewegen.
4. Passen Sie die Sensor-Parameter rechts neben der Kurve an, um zu sehen, wie die Anpassung der Parameter der frequenzadaptiven Stimulation die Sensorreaktion (orangefarbene Linie) beeinflusst. Wenn diese Parameter und/oder die MSR und LRL auf dem Bildschirm geändert werden, verändert die Anwendung das Diagramm, um die entsprechenden Auswirkungen zu verdeutlichen. Wenn die Herzfrequenz des Patienten für die jeweilige Aktivität angemessen ist, muss keine Sensoroptimierung vorgenommen werden.
5. Wenn die Herzfrequenz des Patienten in dem für die jeweilige Aktivität gewünschten Bereich liegt, wählen Sie „Programmieren“.

HINWEIS: Die Ergebnisse der „Sensor Trendanalyse“ können über die Registerkarte „Berichte“ ausgedruckt werden. Auf dem Ausdruck erscheinen zusätzlich zu dem aktuellen, auf dem Bildschirm des Programmiergeräts angezeigten Diagramm sowohl die „Aktuell“- (derzeit programmierten) als auch die „Simulation“-Parameter (vom klinischen Anwender angepassten).

HINWEIS: Sensoranpassungen sollten nicht aufgrund von Daten erfolgen, die während des AMV-Kalibrierungs-Zeitraums aufgezeichnet wurden.

ATRIALE TACHY-REAKTION

ATR Mode Switch

Die ATR soll den Zeitraum begrenzen, in dem sich die ventrikuläre Stimulationsfrequenz an der MTR befindet oder ein unerwünschtes Verhalten (2:1-Block oder Wenckebach-Verhalten) an der MSR als Reaktion auf eine pathologische atriale Arrhythmie zeigt.

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 4–29 ATR-Verhalten auf Seite 4-40).

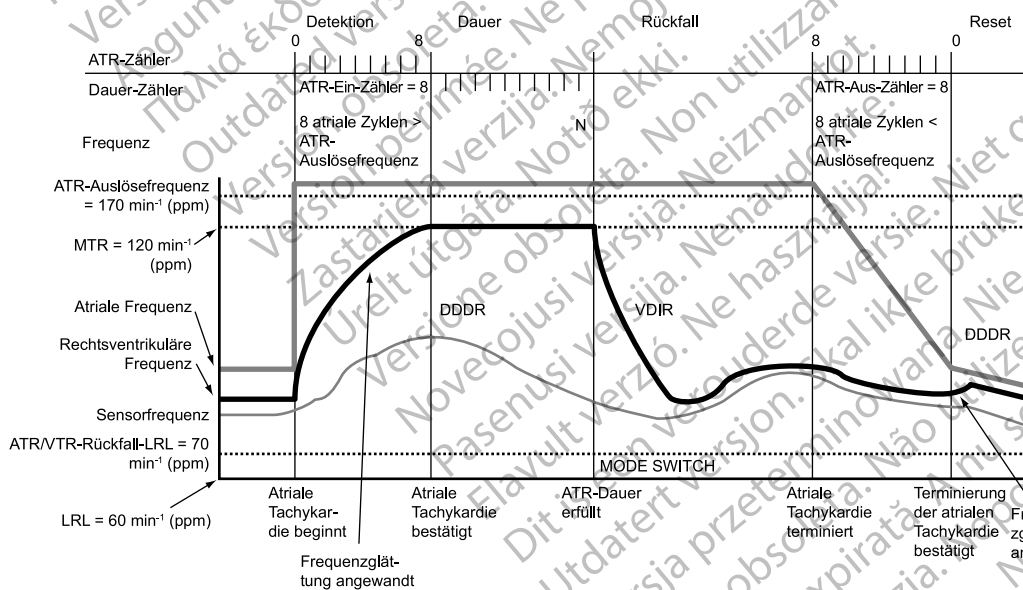


Abbildung 4–29. ATR-Verhalten

HINWEIS: Parametereinstellungen, die das atriale Detektionsfenster verkürzen, können zu einer Inhibierung der ATR-Therapie führen.

ATR-Auslösefrequenz

Die ATR-Auslösefrequenz bestimmt die Frequenz, an welcher das Aggregat beginnt, Vorhofftachykardien zu detektieren.

Das Aggregat überwacht atriale Ereignisse über den gesamten Stimulationszyklus, außer während der atrialen Blankingzeit und der Störungsunterdrückungsintervalle. Atriale Ereignisse,

die schneller als die 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 zu einem beliebigen Zeitpunkt vom programmierten ATR-Aus-Zähler bis auf Null herunterzählt, werden die ATR-Dauer und/oder der Rückfall beendet und der ATR-Algorithmus 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 Vorhofftachykardie-Episoden vermeiden. Wenn der ATR-Zähler während der ATR-Dauer Null erreicht, wird der ATR-Algorithmus zurückgesetzt und es erfolgt kein Mode Switch.

Wenn die Vorhofftachykardie 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, desto 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 Stimulations-Modus 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.

HINWEIS: Die Werte für den Rückfall-Modus bei Zweikammer-Stimulation sind nur verfügbar, wenn der Normal-Stimulations-Modus auch auf Zweikammerstimulation 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
- AV Suche +
- PVARP-Verlängerung

Rückfall LRL

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 VVI Backup-Stimulationsfrequenz während der Backup-Stimulation bei Vorliegen detektierter ventrikulärer Arrhythmien.

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 0. Wenn der ATR Aus-Zähler 0 erreicht hat, schaltet der Stimulations-Modus automatisch in den programmierten Tracking-Modus um, und es wird wieder ein AV-synchroner Betrieb aufgenommen.

Ventrikuläre Tachykardie 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 Stimulations-Modus auf VVI (RV) oder auf „Aus“ (wenn die aktuelle Betriebsart 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.

Ventrikuläre Frequenzregulierung (VRR)

Die VRR dient zur Reduzierung der VV-Zykluslängenvariabilität während partiell übergeleiteter atrialer Arrhythmien durch eine moderate Anhebung der ventrikulären Stimulationsfrequenz.

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 Ereignisse 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 weiterhin durch die LRL und die VRRMPR beschränkt.

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.

Atriale Flutter-Reaktion (AFR)

Die Atriale Flutter-Reaktion soll:

- Eine Stimulation in der vulnerablen Phase nach einem detektierten atrialen Ereignis verhindern. Eine Stimulation in der vulnerablen Phase könnte auftreten, wenn eine atriale Stimulation 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 AFR-Auslösefrequenz kontinuierlich überschreiten.

Beispiel: Wenn AFR auf 170 min^{-1} programmiert ist, startet ein detektiertes atriales Ereignis innerhalb der PVARP oder eines vorher ausgelösten AFR-Intervalls 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 atriale 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.

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.

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 Funktion „ATR-Dauer“ 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 Herzschrittmarkerinduzierte Tachykardiebedingungen (PMT) 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 Stimulations-Modi DDD(R)- und VDD(R) kann das Gerät retrograd übergeleitete P-Wellen detektieren, die außerhalb der PVARP liegen. Der wiederholte Detektions- und Tracking-Zyklus ist als Herzschrittmarker-induzierte Tachykardie (PMT) bekannt, die zu getriggerten ventrikulären Stimulationsfrequenzen bis hinauf zur MTR führen kann. Durch die Programmierung bestimmter Refraktärzeit-Perioden (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 Geräteprogrammierung gesteuert wurde, wird PMT-Terminierung (wenn sie auf „Ein“ programmiert ist) verwendet, um PMT innerhalb von 16 Zyklen nach Beginn 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 PMT 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 PMT zu beenden. Wenn nicht beide Bedingungen erfüllt sind, überwacht das Aggregat weiterhin die folgenden ventrikulären Stimulationen auf das Vorliegen einer PMT.

Wenn die PMT-Terminierung auf „Ein“ programmiert ist, speichert das Aggregat PMT-Episoden im Arrhythmie-Logbuch.

HINWEIS: Auch wenn die Bewertung des VA-Intervalls dazu beiträgt, echte PMT (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.

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, gehen Sie wie nachstehend beschrieben vor, um mit Hilfe des PRM die Bewertung des VA-Intervalls vorzunehmen:

1. Aus dem Bildschirm „Tests“ die Registerkarte „Temporär Brady“ wählen.
2. Geeigneten atrialen Detektions-Modus programmieren, der 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 bis 450 ms).¹

4. LRL 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 den vorgegebenen LRL-Wert beendet ist, Schaltfläche „Stop“ 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. Sofern erforderlich, wiederholen Sie dieses Verfahren mit unterschiedlichen LRL-Werten, da retrograde Überleitung bei verschiedenen Frequenzen auftreten kann.

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.

FREQUENZVERHALTEN

Frequenzhysterese

Frequenzhysterese kann die Funktionsdauer des Geräts verlängern, indem die Anzahl der Stimulationsimpulse gesenkt wird. In Zweikammermodellen ist diese Funktion in den Modi DDD, DDI, VVI und AAI verfügbar. In Einkammermodellen ist diese Funktion im VVI-Modus verfügbar. In den Modi DDD, DDI und AAI wird die Frequenzhysterese von einem einzelnen nicht refraktär atrial detektierten Ereignis aktiviert.

HINWEIS: Im VVI-Modus wird die Frequenzhysterese durch ventrikuläre Ereignisse (z. B. intrinsische Aktivität, stimulierte Aktivität) aktiviert und deaktiviert.

In den Modi DDD, DDI und AAI wird die Hysterese durch eine einzelne atriale Stimulation mit Hysteresefrequenz deaktiviert. Im DDD-Modus wird die Hysterese durch eine atriale Frequenz oberhalb der MTR deaktiviert.

Wenn die Funktion „Frequenzglättungs-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.

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 atrialer Aktivität ungefähr alle 3,7 Minuten ($256 \div 70 = 3,7$) 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 eine atriale Stimulation mit der Hysterese-Korrektur-Frequenz auftritt.

Die Frequenzglättung wird während der Suchzyklen deaktiviert. Wenn während der Suche über acht Zyklen keine intrinsische atriale Aktivität detektiert wird, wird die Stimulationsfrequenz auf die LRL angehoben. Falls „Frequenzglättungs-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 Einkammermodi arbeitet die Frequenzglättung zwischen:

- Der LRL und der MPR, wenn sie auf VI oder AAI programmiert sind
- Der LRL und der MSR, wenn sie auf VVIR oder AAIR programmiert sind

In Zweikammermodi 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 „ATR Rückfall“, 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

Programmierbare Werte

Die Werte für die Frequenzglättung werden als prozentualer Anteil des RV-RR-Intervalls (3 % bis 25 % in Schritten von 3 %) ausgedrückt und können unabhängig voneinander für folgende Parameter programmiert werden:

- Anstieg – Frequenzglättungs-Anstieg
- Abfall – Frequenzglättungs-Abfall
- Aus

Das jeweils aktuelle RR-Intervall wird im Aggregat gespeichert. R-Wellen können entweder intrinsisch oder stimuliert sein. Auf der Grundlage dieses RR-Intervalls und des programmierten Frequenzglättung-Werts begrenzt das Gerät die Variation der Stimulationsfrequenz von Schlag zu Schlag.

Die physiologische Veränderung von Zyklus zu Zyklus beim jeweiligen Patienten muss bestimmt und der Frequenzglättung-Parameter auf einen Wert programmiert werden, der den Patienten vor pathologischen Intervallveränderungen schützt, aber trotzdem physiologische Intervallveränderungen in Reaktion auf erhöhte Aktivität oder Belastung erlaubt.

Frequenzglättungs-Anstieg

Der Parameter „Frequenzglättungs-Anstieg“ steuert den größten erlaubten Anstieg der Stimulationsfrequenz, wenn die intrinsische oder die Sensorfrequenz steigt.

Frequenzglättungs-Abfall

Der Parameter „Frequenzglättungs-Abfall“ steuert den maximalen Abfall der Stimulationsfrequenz, der beim Sinken der intrinsischen Frequenz oder der Sensorfrequenz erlaubt werden soll.

HINWEIS: Wenn „Frequenzglättungs-Abfall“ auf „Ein“ und „Frequenzglättungs-Anstieg“ auf „Aus“ programmiert ist, verhindert das Aggregat automatisch, dass schnelle intrinsische Schläge (z. B. VES) die Auslösefrequenz für „Frequenzglättungs-Abfall“ schneller als 12 % pro Zyklus zurücksetzen.

Frequenzglättung maximale Stim.-Frequenz (MPR)

Die Funktion „Frequenzglättung maximale Stim.-Frequenz“ begrenzt die maximale Stimulationsfrequenz, die bei einer Frequenzglättung erreicht werden kann.

Wenn das Aggregat auf AAI, VVI oder DDI programmiert ist, verlangt der Parameter „Frequenzglättungs-Abfall“ die Programmierung einer MPR. Die Frequenzglättung wird dann nur zwischen der MPR und der LRL oder der Hysteresefrequenz (falls zutreffend) eingesetzt.

Wenn im VVI(R)- oder DDI(R)-Modus sowohl VRR als auch Frequenzglättung auf „Ein“ programmiert sind, hat VRR Priorität.

Beispiel einer Frequenzglättung im Zweikammer-Tracking-Modus

Basierend auf dem neuesten gespeicherten RR-Intervall und dem programmierten Frequenzglättung-Wert richtet das Aggregat zwei Synchronisationsfenster für den nächsten Zyklus ein: eines für das Atrium und eines für den Ventrikel. Die Synchronisationsfenster sind folgendermaßen definiert:

Ventrikuläres Synchronisationsfenster: vorheriges RR-Intervall \pm Frequenzglättung-Wert

Atriales Synchronisationsfenster: (vorheriges RR-Intervall \pm Frequenzglättung-Wert) – AV-Verzögerung

Das folgende Beispiel zeigt, wie diese Fenster berechnet werden (Abbildung 4–30 Frequenzglättung Synchronisationsfenster auf Seite 4-49):

- Vorheriges RR-Intervall = 800 ms
- AV-Verzögerung = 150 ms
- Frequenzglättungs-Anstieg = 9 %
- Frequenzglättungs-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

Das Timing für beide Fenster wird am Ende jedes ventrikulären Ereignisses (RR-Intervall) gestartet.

Falls eine Stimulation erfolgen soll, muss sie innerhalb des entsprechenden Synchronisationsfensters durchgeführt werden.

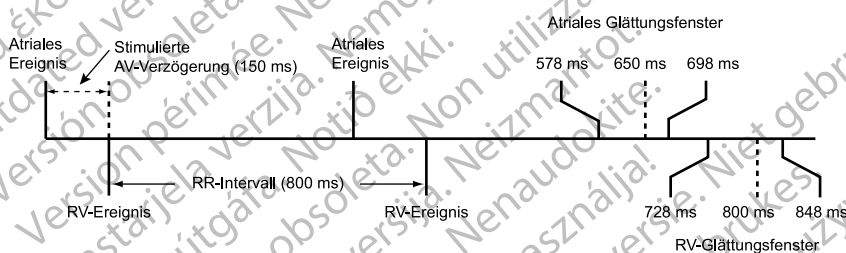


Abbildung 4–30. Frequenzglättung Synchronisationsfenster

ELEKTRODENKONFIGURATION

Das Aggregat hat unabhängig programmierbare Elektrodenkonfigurationen für folgende Kammern:

- Atrium (bei Zweikammermodellen)
- Rechter Ventrikel

Die atrialen und RV-Elektroden werden auf „Bipolar“-Stimulation und -Detektion eingestellt. Die atriale Elektrode kann auch auf „Aus“ programmiert werden.

Die Eingangsimpedanz ist > 100 K Ω für jedes Detektions-/Stimulationselektrodenpaar.

AV-VERZÖGERUNG

Die AV-Verzögerung ist der programmierbare Zeitraum, der nach Eintreten eines stimulierten oder detektierten rechtsatrialen Ereignisses bis zu einem stimulierten RV-Ereignis vergehen muss.

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 nach Detektion

Die AV-Verzögerung ist in den Modi DDD(R), DDI(R), DOO oder VDD(R) anwendbar.

HINWEIS: Um unnötige RV-Stimulation zu vermeiden, können lange, feste AV-Intervalle gewählt werden. Allerdings kann die Programmierung langer, fester AV-Intervalle in manchen Fällen mit PMT, diastolischer Mitralsuffizienz oder Herzschrittmachersyndrom einhergehen. Ziehen Sie als Alternative zur Programmierung langer, fester AV-Intervalle „AV Suche +“ in Erwägung, um unnötige RV-Stimulation zu vermeiden.

AV-Verzögerung bei Stimulation

„AV-Verzögerung bei Stimulation“ entspricht der AV-Verzögerung nach einer atrialen Stimulation.

Wenn der Wert für die minimale AV-Verzögerung niedriger als der Wert für die maximale AV-Verzögerung ist, wird die „AV-Verzögerung bei Stimulation“ 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 die AV-Verzögerung nach 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.

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 nicht angepasst nach einer VES 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.

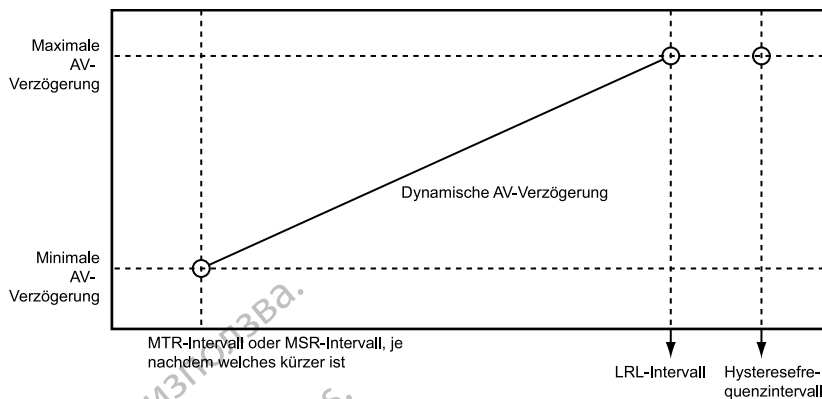


Abbildung 4-31. Dynamische AV-Verzögerung

Die AV-Verzögerung kann folgendermaßen auf einen festen oder dynamischen Wert programmiert werden:

- Feste AV-Verzögerung – tritt ein, wenn das Minimum und das Maximum der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ gleich sind
- Dynamische AV-Verzögerung – tritt auf, wenn das Minimum und das Maximum der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ verschieden sind

AV-Verzögerung nach Detektion

„AV-Verzögerung nach Detektion“ entspricht der AV-Verzögerung nach einem detektierten atrialen Ereignis.

Die „AV-Verzögerung nach 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 4-32 AV-Verzögerung bei Detektion auf Seite 4-51).

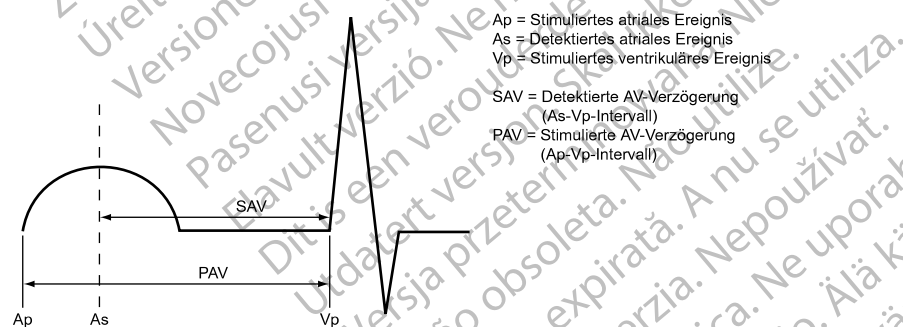


Abbildung 4-32. AV-Verzögerung bei Detektion

Die hämodynamischen Auswirkungen der „AV-Verzögerung nach 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 nach Detektion“ also auf den gleichen Wert wie „AV-Verzögerung bei Stimulation“ programmiert ist, unterscheidet das hämodynamische AV-Intervall zwischen stimulierten und detektierten atrialen Ereignissen.

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 Parametereinstellungen für „AV-Verzögerung bei Stimulation“ und „AV-Verzögerung nach 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 nach Detektion“ auf den programmierten Wert für „AV-Verzögerung nach Detektion“ festgelegt.

„AV-Verzögerung nach Detektion“ mit „AV-Verzögerung bei Stimulation“ – Dynamisch

Wenn „AV-Verzögerung bei Stimulation“ als dynamischer Wert programmiert wird, ist die „AV-Verzögerung nach Detektion“ ebenfalls dynamisch.

Die dynamische „AV-Verzögerung nach 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 Hysterese Frequenz) auf einen Wert, der vom Verhältnis der minimalen und maximalen AV-Verzögerung bei MTR, MSR oder MPR (je nachdem, welcher Wert am höchsten ist) bestimmt wird (Abbildung 4–33 Dynamische und detektierte AV-Verzögerungsfunktion auf Seite 4-52). Wenn die Dynamische AV-Verzögerung genutzt wird, also der Höchstwert für die „AV-Verzögerung nach Detektion“ kürzer als der Höchstwert für die „AV-Verzögerung bei Stimulation“ programmiert wird, dann ist auch der Mindestwert der „AV-Verzögerung nach Detektion“ kürzer als der Mindestwert der „AV-Verzögerung bei Stimulation“.

HINWEIS: Der Mindestwert für die „AV-Verzögerung nach Detektion“ kann nur im Modus VDD (R) programmiert werden.

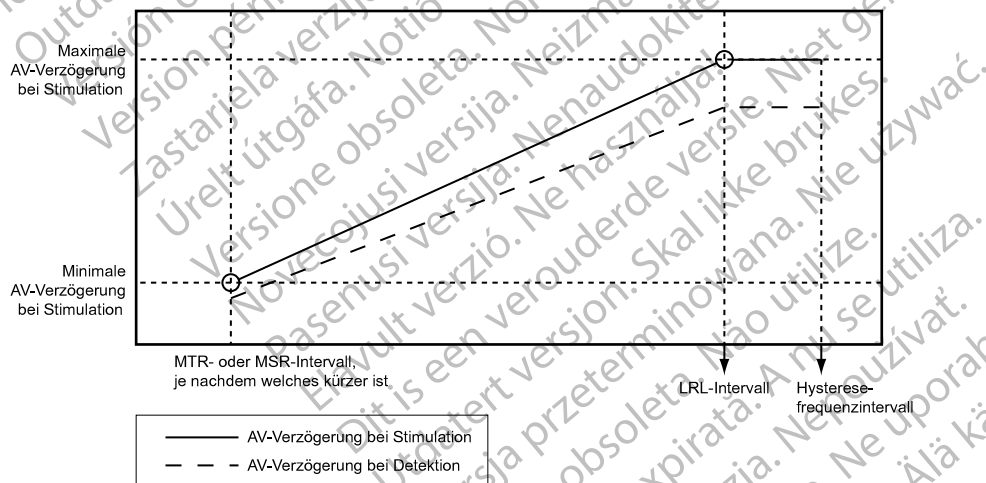


Abbildung 4–33. Dynamische und detektierte AV-Verzögerungsfunktion

AV-Suche +

„AV Suche +“ dient dazu, die intrinsische AV-Überleitung (falls vorhanden) zu fördern, indem eine intrinsische AV-Überleitung über die programmierte AV-Verzögerung hinaus zugelassen wird. Bei Patienten mit belastungsabhängigem AV-Knotenblock ersten oder zweiten Grades kann diese intrinsische AV-Überleitung die Hämodynamik verbessern und die Funktionsdauer des Geräts aufgrund einer geringeren Anzahl ventrikulärer Stimulationsimpulse verlängern.

Wenn „AV Suche +“ aktiviert ist, wird die AV-Verzögerung regelmäßig (Suchintervall) um bis zu acht aufeinanderfolgende stimulierte oder detektierte Herzzyklen verlängert. Die „AV Suche +AV-

Verzögerung“ bleibt aktiv, solange die intrinsischen PR-Intervalle kürzer als der programmierte AV-Suchhysterese-Wert bleiben.

Das Aggregat schaltet in folgenden Situationen wieder auf die programmierte AV-Verzögerung um:

- Wenn die Suche über 8 Zyklen beendet wurde, ohne dass intrinsische ventrikuläre Aktivität detektiert wurde
- Wenn innerhalb eines gleitenden Fensters von 10 Zyklen zwei ventrikulär stimulierte Ereignisse auftreten

AV-Suchhysterese

Der Parameter „AV-Suchhysterese“ bestimmt die Länge der AV-Verzögerung nach Detektion und bei Stimulation während der Suchzyklen und während der AV-Hysterese-Periode.

HINWEIS: Der Wert für „AV-Suchhysterese“ muss höher als der Maximalwert der „AV-Verzögerung bei Stimulation“ programmiert werden. „Dynamische AV-Verzögerung“ und „AV-Verzögerung nach Detektion“ werden während „AV Suche +“ nicht angewandt.

Bei der Berechnung des TARP-Intervalls berücksichtigt das PRM die mit der AV Suche + assoziierte AV-Verzögerung nicht. Auf diese Weise können für Patienten mit intakter AV-Überleitung längere AV-Verzögerungen ohne Interaktionen programmiert werden. Wenn AV Suche + auf diese Weise verwendet wird, ist zu beachten, dass bei Frequenzen unterhalb der MTR bei Verlust der Überleitung ein Wenckebach-ähnliches Verhalten auftreten kann.

HINWEIS: Um unnötige RV-Stimulation zu vermeiden, können lange, feste AV-Intervalle gewählt werden. Allerdings kann die Programmierung langer, fester AV-Intervalle in manchen Fällen mit PMT, diastolischer Mitralinsuffizienz oder Herzschrittmachersyndrom einhergehen. Ziehen Sie als Alternative zur Programmierung langer, fester AV-Intervalle „AV Suche +“ in Erwägung, um unnötige RV-Stimulation zu vermeiden.

Suchintervall

Das Suchintervall steuert die Frequenz, bei der AV Suche + eine Suche versucht.

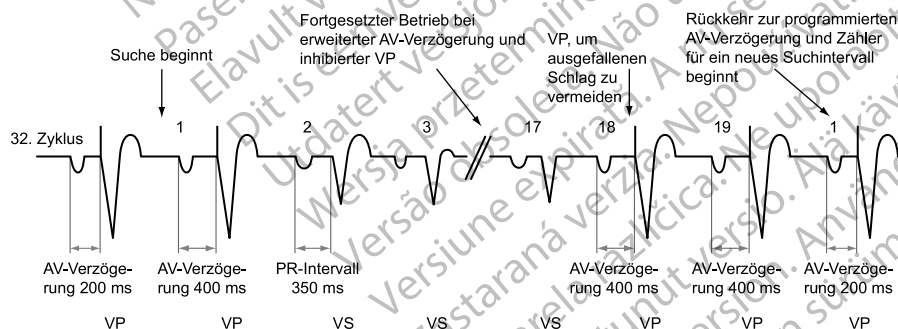


Abbildung 4-34. AV-Suche +

RYTHMIQ

RYTHMIQ reduziert erwiesenermaßen unnötige ventrikuläre Stimulation² und verhindert klinisch signifikante Pausen gemäß den 2008 ACC/AHA/HRS-Richtlinien³

In Phasen normaler Überleitung arbeitet RYTHMIQ in einem AAI(R)-Stimulations-Modus mit VVI-Backup. Wenn ein Verlust der AV-Synchronität detektiert wird, wechselt der Modus automatisch zu DDD(R), um die AV-Synchronität wiederherzustellen. Wenn wieder eine normale Überleitung erfolgt, wird automatisch in den AAI(R)-Modus mit VVI-Backup zurückgeschaltet. Ein Ausfall ventrikulärer Schläge ist nicht erforderlich, um auf DDD(R)-Stimulation umzuschalten.

RYTHMIQ ist nur dann verfügbar, wenn „Normal Brady Betriebsart“ auf DDD(R) programmiert ist. Wenn „Normal Brady Betriebsart“ DDD ist, kann RYTHMIQ entweder auf „AAI mit VVI Backup“ oder auf „Aus“ programmiert werden. Wenn „Normal Brady Betriebsart“ DDDR ist, kann RYTHMIQ entweder auf „AAIR mit VVI Backup“ oder auf „Aus“ programmiert werden.

Folgendes passiert, wenn sich RYTHMIQ im AAI(R)-Modus mit VVI-Backup befindet:

- Das Gerät bietet AAI(R)-Stimulation an der LRL und/oder sensorgesteuerten Frequenz.
- Das Gerät erzeugt eine Backup VVI-Stimulation mit einer Frequenz, die um 15 min^{-1} niedriger als die LRL ist. Die Backup VVI-Stimulationsfrequenz wird auf einen Bereich von 30 min^{-1} bis 60 min^{-1} begrenzt. Bei gleichmäßig guter Überleitung findet keine ventrikuläre Stimulation statt, da der VVI-Backup-Modus im Hintergrund mit einer reduzierten LRL läuft.
- Das Gerät überprüft, ob ein Verlust der AV-Synchronität auftritt. Wenn in einem Fenster von 11 Schlägen drei langsame ventrikuläre Schläge detektiert werden, schaltet das Gerät automatisch in den DDD(R)-Modus um. Für RYTHMIQ ist ein langsamer Schlag als eine ventrikuläre Stimulation oder als ein ventrikulär detektiertes Ereignis definiert, das mindestens 150 ms langsamer als das AAI(R)-Stimulationsintervall ist.

Folgendes passiert, wenn sich RYTHMIQ im DDD(R)-Modus befindet:

- Das Gerät bietet DDD(R)-Stimulation entsprechend den normalen programmierten Parametern.
- Das Gerät verwendet AV Suche +, um regelmäßig zu überprüfen, ob eine Rückkehr zur intrinsischen Überleitung erfolgt ist. Wenn AV Suche + mindestens 25 Herzzyklen lang in der AV-Hysterese bleibt und weniger als 2 der letzten 10 Zyklen ventrikulär stimuliert sind, schaltet das Gerät den Stimulations-Modus automatisch wieder auf AAI(R) mit VVI-Backup zurück.

Wenn RYTHMIQ einen Verlust der AV-Synchronität detektiert, zeichnet das Gerät eine RYTHMIQ-Episode zusammen mit Elektrogrammdateien über einen Zeitraum von 20 Sekunden auf (10 Sekunden vor dem Mode Switch, 10 Sekunden nach dem Mode Switch). Die RYTHMIQ-Episode wird vom PRM bemerkt und kann in allen Einzelheiten angesehen werden, indem die entsprechende Episode im Bildschirm „Arrhythmie-Logbuch“ gewählt wird. Wenn die DDD(R)-Phase von RYTHMIQ aktiv ist, wird die RYTHMIQ-Episode als „läuft“ gekennzeichnet.

Einige der in der DDD(R)-Phase von RYTHMIQ verfügbaren Funktionen sind während der AAI(R)-Phase von RYTHMIQ möglicherweise nicht verfügbar. Die Ausnahmen sind ATR, frequenzadaptive Stimulation und Frequenzglättung. Wenn ATR für DDD(R) auf „Ein“ programmiert ist, ist sie auch während AAI(R) aktiv und kann von jeder RYTHMIQ-Phase aus einen ATR Mode Switch durchführen. Wenn die atriale Arrhythmie beendet ist, wird die Stimulation mit der RYTHMIQ-Phase fortgesetzt, die vor dem ATR Mode Switch aktiv war. Wenn

2. Tolosana JM, Gras D, Le Polain De Waroux JB, et al. Reduction in right ventricular pacing with a new reverse mode switch algorithm: results from the IVORY trial. *Europace*. 2013;15 (suppl 2):P1036.
3. ACC/AHA/HRS 2008 Guidelines for Device-Based Therapy of Cardiac Rhythm Abnormalities verhindert. *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 51(21), May 27, 2008.

die Frequenzglättung für DDD(R) auf „Ein“ programmiert ist, ist die Frequenzglättung auch während AAI(R) aktiv; die Frequenzglättung verändert die VVI-Backup-Stimulationsfrequenz nicht.

Wenn Sie möchten, dass der Moduswechsel von AAI(R) mit VVI-Backup nach DDD(R) nur einmal erfolgt, programmieren Sie AV Suche + auf „Aus“. In diesem Fall bleibt das Aggregat bis zur Neuprogrammierung im Modus DDD(R).

REFRAKTÄRZEIT

Refraktärzeit-Perioden 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 Aggregat-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).

Weitere Informationen zu Refraktärzeit-Perioden ("Berechnung der Frequenzen und Refraktärzeiten" auf Seite 2-4)

HINWEIS: Die Frequenzadaptive Stimulation wird während der Refraktärzeit-Perioden nicht inhibiert.

A-Refraktärzeit – PVARP

PVARP ist entsprechend dem Stimulations-Modus definiert:

- Atriale Einkammer-Modi: AAI(R) – Zeitraum, der einem detektierten oder stimulierten atrialen Ereignis folgt und in dem ein atriales detektiertes Ereignis eine atriale Stimulation nicht inhibiert.
- Zweikammer-Modi: DDD(R), DDI(R), VDD(R) – der Zeitraum nach einem detektierten oder stimulierten RV-Ereignis, in dem ein atriales Ereignis weder eine atriale Stimulation inhibiert noch eine ventrikuläre Stimulation auslöst. Die Atriale Refraktärzeit-Periode 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 das Minimum kleiner als das Maximum ist.

Eine lange Atriale Refraktärzeit-Periode verkürzt das atriale Detektionsfenster bei Bradykardiestimulation. Die Programmierung langer Atriale Refraktärzeit-Perioden in Kombination mit bestimmten AV-Verzögerung-Perioden kann zu abruptem Auftreten eines 2:1-Blocks an der programmierten MTR führen.

In den Stimulations-Modi DDD(R) und VDD(R) kann das Aggregat 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 „Dynamische PVARP“ die Wahrscheinlichkeit von PMTs bei niedrigeren Frequenzen. „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 in (Abbildung 4–35 Dynamische PVARP auf Seite 4-56) dargestellten linearen Beziehung. Diese Beziehung wird von den programmierten Werten für „Minimum PVARP“, „Maximum PVARP“, LRL sowie MTR oder die anwendbare obere Frequenzgrenze bestimmt.

VORSICHT: Die Programmierung der minimalen PVARP auf einen Wert unterhalb der retrograden VA-Überleitungszeit kann die Wahrscheinlichkeit einer PMT erhöhen.

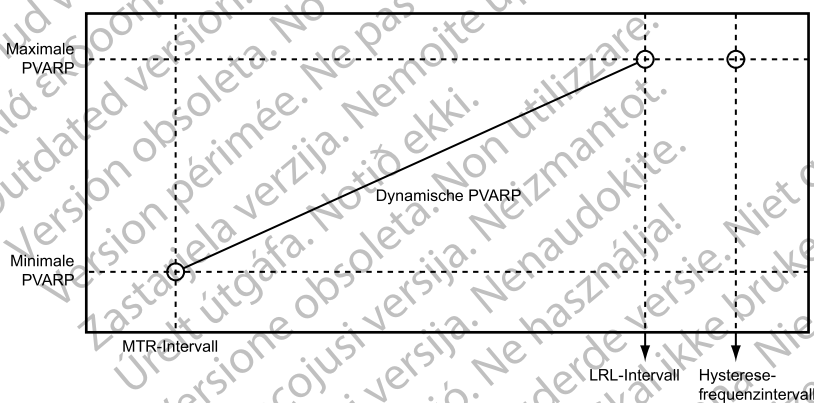


Abbildung 4–35. Dynamische PVARP

Maximum PVARP

Wenn die Durchschnittsfrequenz höchstens so hoch wie die LRL ist (z. B. Hysterese), wird die „Maximum PVARP“ verwendet.

Minimum PVARP

Wenn die Durchschnittsfrequenz mindestens so groß wie das MTR-Intervall ist, wird die programmierte „Minimum PVARP“ verwendet.

PVARP nach VES

Der Parameter „PVARP nach VES“ soll PMTs aufgrund retrograder Überleitung vermeiden, die während einer VES auftreten können.

Wenn das Aggregat ein detektiertes RV-Ereignis wahrnimmt, ohne ein vorheriges atrial detektiertes Ereignis (in oder außerhalb der Refraktärzeit) wahrgenommen oder eine atriale Stimulation abgegeben zu haben, wird die Atriale Refraktärzeit-Periode automatisch einen

Herzzyklus lang auf den programmierten „PVARP nach VES“-Wert verlängert. Nach Detektion einer VES werden die Timing Zyklen automatisch zurückgesetzt. Dadurch wird die PVARP nie öfter 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 eine atriale Stimulation aufgrund von „Atriale Flutter-Reaktion“ inhibiert wird
- Nach einer ventrikulären Auslösestimulation, der 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 Elektrokauterisations-Schutz oder dem MRT-Schutz-Modus auf einen atrialen Trackingmodus umschaltet

A-Refraktärzeit – selbe Kammer

Zweikammermodi

Die Atriale Refraktärzeit bestimmt ein Intervall nach einem atrial stimulierten oder detektierten Ereignis, in dem weitere detektierte atriale Ereignisse das Timing der Stimulationsabgabe nicht beeinflussen.

Nachstehend sind nicht programmierbare Intervalle für Zweikammermodi 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 RV-Stimulation-Ereignis, in dem RV-Detektion-Ereignisse das Timing der Stimulationsabgabe nicht beeinflussen.

Zusätzlich bestimmt eine 135 ms lange, nicht programmierbare Refraktärzeit-Periode ein Intervall nach einem RV-Detektion-Ereignis, in dem weitere RV-Detektion-Ereignisse das Timing der Stimulationsabgabe nicht beeinflussen.

Die Programmierung und Funktionsweise von „Ventrikuläre Refraktärzeit“ im VVI(R)-Modus ist in Zweikammer- und Einkammergeräten gleich. Ereignisse, die in die VRP fallen, werden nicht wahrgenommen oder markiert (außer wenn sie im Störfenster auftreten) und haben keinen Einfluss auf die Timing Zyklen.

Die RVRP steht in allen Modi zur Verfügung, in denen die ventrikuläre Detektion aktiviert ist. Die RVRP kann auf ein festes Intervall oder ein dynamisches Intervall programmiert werden (Abbildung 4–36 Verhältnis zwischen ventrikulärer Frequenz und Refraktärintervall auf Seite 4-58):

- Fest – Die RVRP bleibt auf dem programmierten festen RVRP-Wert zwischen der LRL und dem anwendbaren oberen Frequenzgrenzwert (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.

- Maximum – Wenn die Stimulationsfrequenz höchstens so hoch wie die LRL (d. h. Hysterese) ist, wird die programmierte maximale VRP als RVRP verwendet.
- Minimum – Wenn die Stimulationsfrequenz gleich der anwendbaren oberen Grenzfrequenz ist, wird die programmierte minimale VRP als RVRP verwendet.

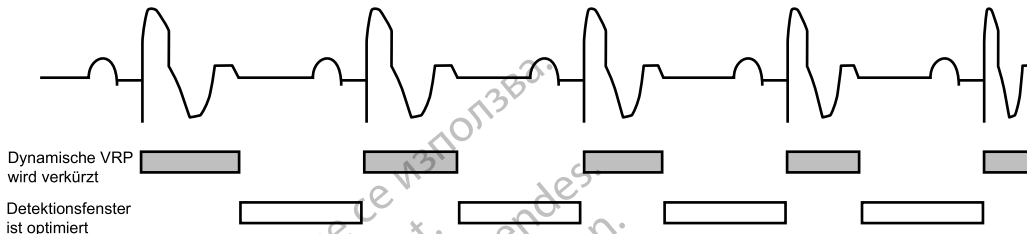


Abbildung 4-36. Verhältnis zwischen ventrikulärer Frequenz und Refraktärintervall

Um ein angemessenes Detektionsfenster zu gewährleisten, wird die Programmierung des folgenden Werts für die (feste oder dynamische) Refraktärzeit empfohlen:

- Einkammermodus – höchstens die halbe LRL in ms
- Zweikammermodus – höchstens die halbe anwendbare obere Grenzfrequenz in ms

Die Verwendung einer langen RVRP verkürzt das ventrikuläre Detektionsfenster.

Eine Programmierung von „Ventrikuläre 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.

Crosstalk-Blanking

Crosstalk-Blankingperioden 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 den rechten Vorhof abgegeben wird; dadurch wird verhindert, dass das Gerät das atrial stimulierte Ereignis im rechten Ventrikel detektiert.

Crosstalk-Blanking kann auf „Smart“ oder einen festen Wert programmiert werden.

„SmartBlanking“ 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 verhindern, indem die AGC-Reizschwelle für die Detektion nach Ablauf der „SmartBlanking“-Zeit automatisch erhöht wird.

„SmartBlanking“ hat keinen Einfluss auf die programmierten AGC-Empfindlichkeit-Einstellungen.

HINWEIS: „SmartBlanking“-Zeiten werden auf 85 ms verlängert, wenn bei Beginn des „SmartBlanking“ eine Blanking-Zeit in derselben Kammer oder ein wiederauslösbare Störfenster aktiv ist. Wenn beispielsweise ein RV-Detektions-Ereignis innerhalb der atrialen Refraktärzeit auftritt, beträgt die Crosstalk-Blankingperiode „A-Blanking nach RV-Detektion“ 85 ms.

VORSICHT: 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, Stimulationsenergie, programmierte Empfindlichkeit-Einstellungen, 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 RV-Ereignissen fördert und das Oversensing von Crosstalk-Ereignissen nach atrialer Stimulation verhindern soll.

Wenn „RV-Blanking nach A-Stimulation“ auf eine festen Zeitspanne programmiert wird, ignoriert das Aggregat für die gewählte Dauer RV-Ereignisse nach einer atrialen Stimulation. Bei einer festen Zeitspanne erhöht sich die Wahrscheinlichkeit, dass R-Wellen (z. B. VES) während der Crosstalk-Blankingzeit nach der atrialen Stimulation nicht adäquat detektiert werden.

Wenn der Wert auf Smart programmiert ist, hebt das Aggregat automatisch die AGC-Reizschwelle für die Detektion am Ende der Smart Blanking-Zeit an, um die Unterdrückung von atrialen Crosstalk-Ereignissen zu erleichtern. Dadurch wird die Detektion von R-Wellen gefördert, die sonst in die Crosstalk-Blanking-Zeit gefallen wären. Smart Blanking hat keinen Einfluss auf die programmierten Empfindlichkeit-Einstellungen.

Smart Blanking soll die Detektion von R-Wellen fördern und sollte nur dann in Betracht gezogen werden, wenn VES während der Crosstalk-Blankingzeit nach einer atrialen Stimulation 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 von Blanking ist Folgendes zu berücksichtigen:

- Wenn der Patient herzschritmacherabhängig ist, sollten Sie testen, ob nach einer Schocktherapie eine adäquate Detektion stattfindet. Falls Post-Schock-Oversensing auftritt, bereiten Sie sich darauf vor, den Befehl „STAT-STIM (NOT-VVI)“ zu benutzen.
- Um eine kontinuierliche Stimulation herzschritmacherabhängiger Patienten zu fördern, kann es vorteilhafter sein, das Risiko eines ventrikulären Oversenings atrial stimulierter Ereignisse 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.
- Bei Patienten mit einem hohen Prozentanteil an atrialer Stimulation und häufigen VES, die nicht herzschritmacherabhängig sind, kann es unter Umständen besser sein, die Blankingzeit zu verkürzen, um das Risiko des Undersenings einer VES (falls diese in der Crosstalk-Blankingzeit nach einem atrial stimulierten Ereignis auftritt) zu verringern. Eine kürzere Blankingzeit kann jedoch die Wahrscheinlichkeit erhöhen, dass ein ventrikuläres Oversensing eines atrial stimulierten Ereignisses auftritt.

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 einer ventrikulären Stimulation verhindern soll.

Wenn der Wert auf „Smart“ programmiert ist, hebt das Aggregat automatisch die AGC-Reizschwelle für die Detektion am Ende der Smart Blanking-Zeit 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 Empfindlichkeit-Einstellungen.

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 RV-Detektion-Ereignis verhindern soll.

Wenn der Wert auf „Smart“ programmiert ist, hebt das Aggregat automatisch die AGC-Reizschwelle für die Detektion am Ende der Smart Blanking-Zeit an, um die Unterdrückung von RV-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 Empfindlichkeit-Einstellungen.

Siehe folgende Abbildungen:

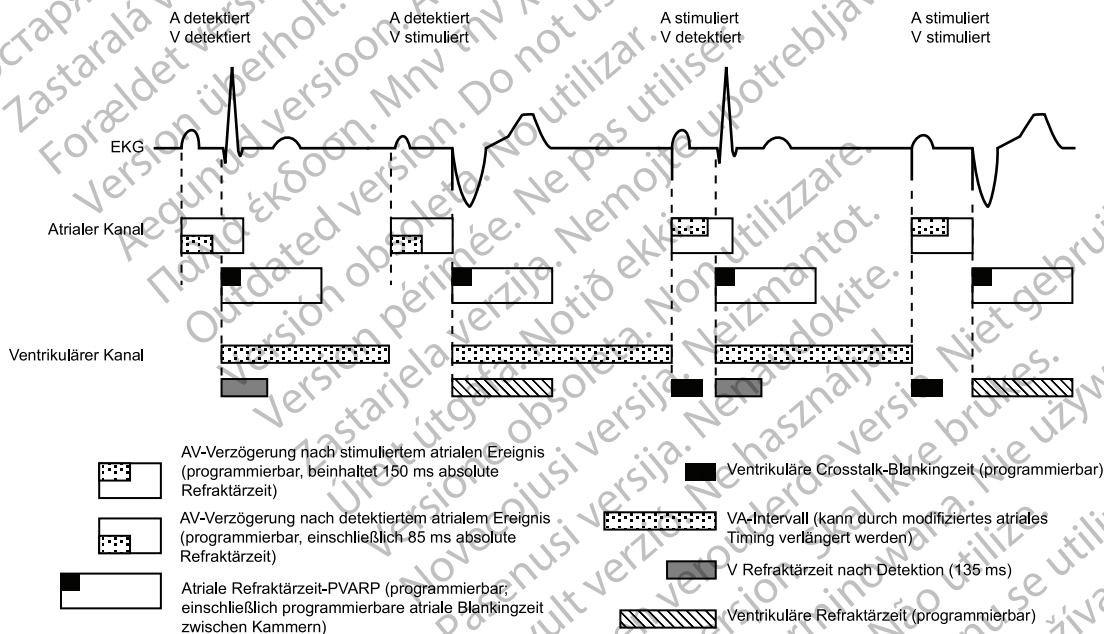


Abbildung 4-37. Refraktärzeiten; Zweikammer-Stimulationsmodus

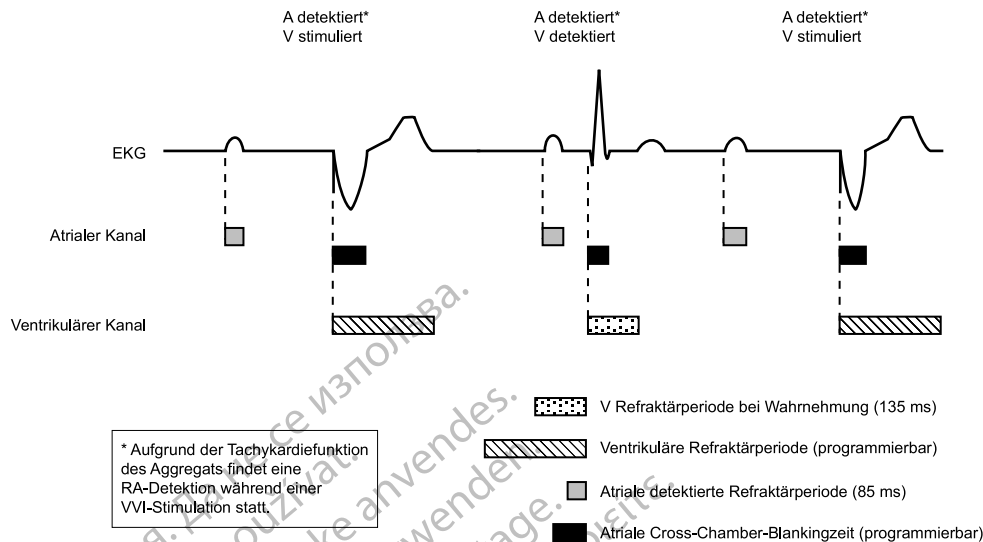


Abbildung 4–38. Refraktärzeiten, VVI-Stimulationsmodus

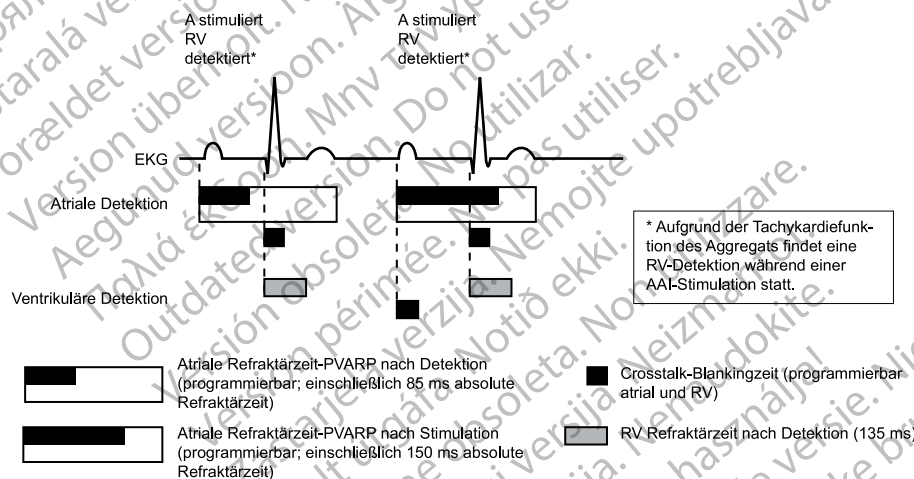


Abbildung 4–39. Refraktärzeiten, AAI-Stimulationsmodus; DR

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 klinische Anwender festlegen, ob im Falle von Störungen die Stimulation erfolgen oder inhibiert werden soll.

In jeder Refraktärzeit und festen (nicht „Smart“) Crosstalk-Blankingzeit gibt es ein wiederauslösbares, 40 ms langes Störabfragefenster. Das Fenster 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 das Timing 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.

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 „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 „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 Modus „Stimulation inhibieren“ ist für Patienten gedacht, deren Arrhythmien durch asynchrone Stimulation ausgelöst werden können.

Siehe folgende Abbildungen.

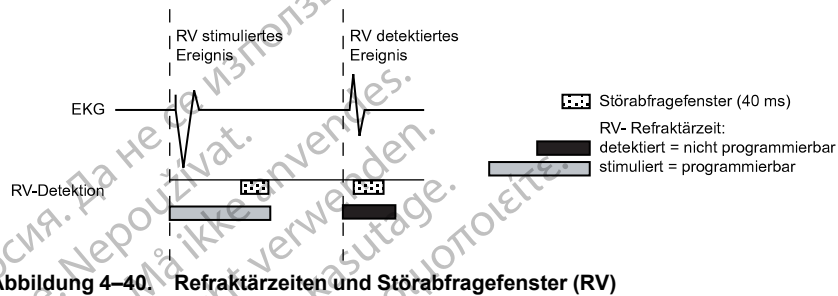


Abbildung 4-40. Refraktärzeiten und Störabfragefenster (RV)

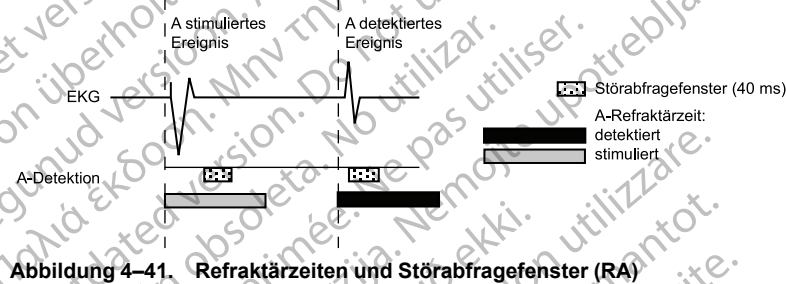


Abbildung 4-41. Refraktärzeiten und Störabfragefenster (RA)

Darüber hinaus ist in allen Frequenzkanälen ein nicht programmierbarer dynamischer Störalgorithmus (DNA) aktiv.

Der dynamische Störalgorithmus verwendet einen getrennten Störkanal, um regelmäßig das Grundlinien-Signal zu messen und die Detektionsuntergrenze 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.

Es werden folgende Ereignismarker für Störungen generiert:

Einkammer

- Der Marker [VS] erscheint, wenn das Störabfragefenster nach einer V-Stimulation erstmals ausgelöst wird
- Wenn es in den 340 ms erneut ausgelöst wird, erscheint der Marker VN
- Der Marker VN wird häufig angezeigt, wenn das Störabfragefenster ständig neu ausgelöst wird

Zweikammer

- Je nach der Kammer, in der die Störung auftritt, erscheint der Marker [AS] oder [VS], wenn das Störabfragefenster nach einer Stimulation erstmals ausgelöst wird
- Wenn es in den 340 ms erneut ausgelöst wird, erscheint der Marker AN oder VN

- Der Marker AN oder VN wird häufig angezeigt, wenn das Störabfragefenster ständig neu ausgelöst wird
- Wenn aufgrund anhaltender Störungen asynchrone Stimulation abgegeben wird, erscheinen die Marker AP-Ns und VP-Ns

HINWEIS: Wenn die Störreaktion bei herzschrümmacherabhängigen Patienten auf „Stimulation inhibieren“ programmiert werden soll, ist Vorsicht geboten, da bei Störungen keine Stimulation stattfindet.

Beispiel für eine Störreaktion

Crosstalk, der früh in der AV-Verzögerung auftritt, kann von den RV-Detektion-Verstärkern 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 Dauer der AV-Verzögerung hinaus anhält, gibt das Gerät 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 4–42 Störreaktion (Blanking mit festem Wert) auf Seite 4-63).

Wenn die Störung vor Ablauf der AV-Verzögerung endet, 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.

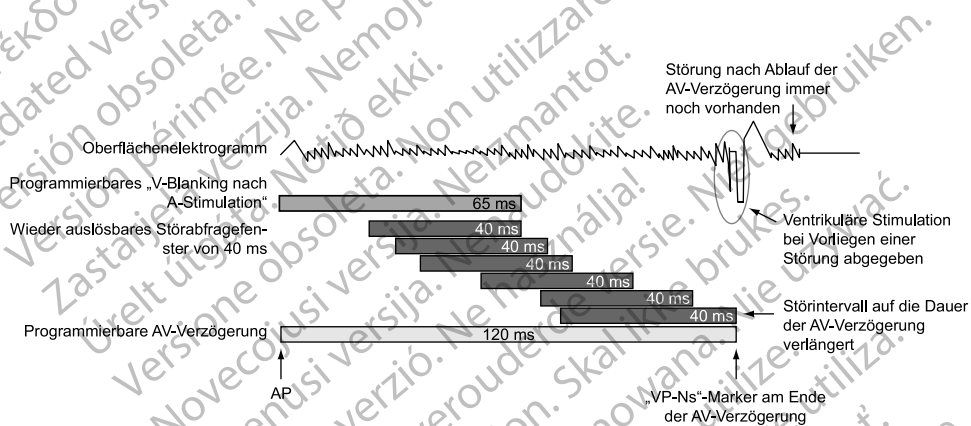


Abbildung 4–42. Störreaktion (Blanking mit festem Wert)

INTERAKTIONEN BEI DER VENTRIKULÄREN TACHY-DETEKTION

Refraktärzeit-Perioden und Blanking-Intervalle 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 Refraktärzeit-Perioden und Blanking-Intervallen auftreten. Daher werden alle Ereignisse (Aggregatartefakte, intrinsische Artefakte, und intrinsische Ereignisse), die während einer Refraktärzeit-Periode oder einem Blanking-Intervall auftreten, zugunsten von Stimulations-Timing Zyklen und „Ventrikuläre Tachy-Detektion“ ignoriert.

Bestimmte Kombinationen programmierter Stimulationsparameter interferieren bekanntermaßen mit der ventrikulären Tachy-Detektion. Wenn ein intrinsischer Schlag einer VT während der Refraktärzeit-Periode 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 2-13).

Beispiele für Stimulationsparameter-Kombinationen

Die folgenden Beispiele veranschaulichen die Auswirkungen bestimmter Stimulationsparameter-Kombinationen auf die ventrikuläre Detektion. Bei der Programmierung der Stimulations- und Tachy-Detektionsparameter des Aggregats sind die eventuellen Interaktionen dieser Funktionen im Hinblick auf erwartete Arrhythmien zu berücksichtigen. Im Allgemeinen wird der Nutzer durch Parameterinteraktionen-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 Stimulations-Frequenz, der AV-Verzögerung und/oder der Refraktärzeit-Perioden/Blankingzeiten gelöst werden.

Beispiel 1: Ventrikuläres Undersensing aufgrund der ventrikulären Refraktärzeit

Wenn das Aggregat wie folgt programmiert ist, wird eine VT, 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 LRL (800 ms) ab. Jeder ventrikulären Stimulation folgt eine VRP von 500 ms. VT-Schläge, die während der VRP auftreten, werden zugunsten des Herzschrittmacher-Timings und „Ventrikuläre Tachy-Detektion/-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 einer ventrikulären Stimulation oder 400 ms danach (Abbildung 4–43 Ventrikuläres Undersensing aufgrund der VRP auf Seite 4-64).

HINWEIS: Ein Undersensing kann auch auftreten, wenn die VT nicht zusammen mit einer Stimulation einsetzt. In diesem Beispiel wird jede Stimulation inhibiert und die Tachy-Detektion kann erfolgen, sobald ein einziger VT-Schlag detektiert wird.

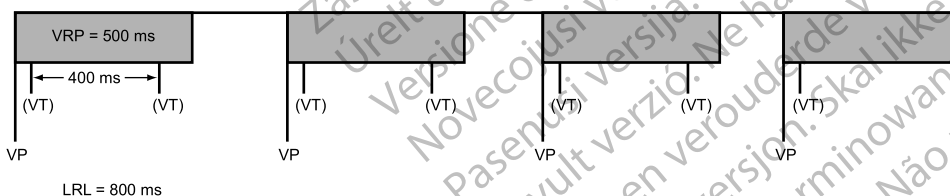


Abbildung 4–43. Ventrikuläres Undersensing aufgrund der VRP

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-Modi (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 „Ventrikuläre Tachy-Detektion“ interferieren. Bei Zweikammerstimulation werden die Refraktärzeiten des Aggregats sowohl durch atriale als auch durch ventrikuläre Impulse eingeleitet. Die ventrikuläre Refraktärzeit wird nach einer

Überlegungen zur Programmierung

Bestimmte Kombinationen programmierter Stimulationsparameter interferieren bekanntermaßen mit „Ventrikuläre Tachy-Detektion“. Das Risiko, dass ventrikuläre Tachykardien aufgrund der Refraktärzeit-Perioden des Geräts 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-Stimulations-Modus mit Frequenzglättung oder mit „Frequenzadaptive Stimulation“ notwendig ist:
 - LRL reduzieren
 - AV-Verzögerung verkürzen oder Dynamische AV-Verzögerung benutzen und Einstellungen der minimalen „Dynamische AV-Verzögerung“ herabsetzen
 - AV-Suchhysterese für AV Suche + reduzieren
 - Erhöhen Sie die Prozentzahl „Frequenzglättung Abfall“ auf den größtmöglichen Wert
 - Erholungszeit für „Frequenzadaptive Stimulation“-Modi verkürzen
 - MTR oder MPR herabsetzen, falls „Frequenzglättung Abfall“ auf „Ein“ programmiert ist
 - MSR reduzieren, falls der Stimulations-Modus frequenzadaptiv ist
- Wenn Frequenzglättung oder Frequenzadaptive Stimulation bei dem Patienten nicht benötigt werden, können diese Funktionen auf „Aus“ programmiert werden. Durch Programmierung dieser Funktionen auf „Aus“ wird die Wahrscheinlichkeit einer atrialen Stimulation bei erhöhten Frequenzen gesenkt.
- Wenn der Patient keiner atrialen Stimulation bedarf, erwägen Sie, den VDD- statt des DDD-Stimulations-Modus 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 durch die Funktion „Brady-/Tachykardie-Reaktion“ (BTR) automatisch angepasst, um die Bestätigung einer vermuteten VT zu erleichtern. Wenn keine VT 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 Parameterinteraktion-Warnung des Typs „Achtung“ 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 berücksichtigen. Im Allgemeinen werden Sie durch „Parameterinteraktion“-Warnungen auf dem Bildschirm des PRM auf diese Interaktionen hingewiesen und können das Problem durch Umprogrammierung der Stimulations-Frequenz, der AV-Verzögerung und/oder der Refraktär-/Blankingzeiten lösen.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útгáфа. Notið ekki.
Versione obsolete. Non utilizzare.
Zastarjela verzija. Neizmantot.
Úreлт útгáфа. Ne használja!
Novcojusi versija. Nenaudokite.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívat.
Zastarela različica. Nie uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. No utilizar.
Novecojsi versija. Non utilizzare.
Pasenult verzija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívat.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

SYSTEMDIAGNOSTIK

KAPITEL 5

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- “Übersichtsdialogfenster” auf Seite 5-2
- “Batteriestatus” auf Seite 5-2
- “Elektrodenstatus” auf Seite 5-7
- “Elektrodentests” auf Seite 5-12

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne utilizar.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útгáфа. Notið ekki.
Versione obsolete. Non utilizzare.
Pasenuši versija. Neizmantoť.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

ÜBERSICHTSDIALOGFENSTER

Bei der Abfrage wird das Dialogfenster „Überblick“ eingeblendet. Es enthält Statusangaben zu den Elektroden und zur Batterie, 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.

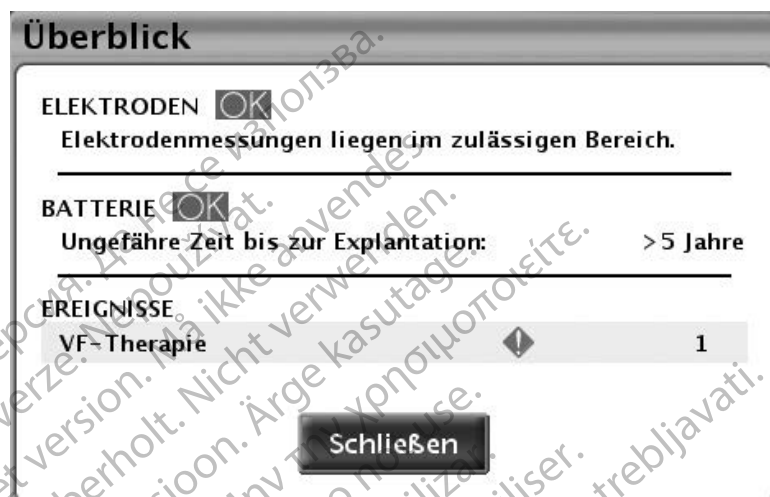


Abbildung 5-1. Dialogfenster „Überblick“

Potenzielle Statussymbole sind „OK“, „Achtung“ oder „Warnung“ („Einsatz von Farbe“ auf Seite 1-7). Potenzielle 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 eine beliebige Schaltfläche für den Reset des Therapiespeicherzählers gewählt 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 ("Übersichtsdialogfenster" auf Seite 5-2).
- Registerkarte „Überblick“ (auf dem Hauptbildschirm) – zeigt die gleiche allgemeine Statusmeldung wie das Übersichtsdialogfenster „Überblick“ 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.

- Bildschirm „Batterie-Details“ (Zugriff über den Überblickbildschirm „Batteriestatus“) – liefert detaillierte Informationen über die Batterienutzung, -kapazität und -leistung (“Überblickbildschirm „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:

- Batteriestatus-Anzeige – stellt die verbleibende Zeit bis zur Explantation grafisch dar.
- 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 der Leistungsaufnahme 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 Stimationsenergie beeinflussen, neu programmiert werden, beruht die Berechnung der „ungefähren Zeit bis zur Explantation“ auf den erwarteten Änderungen der Leistungsaufnahme durch die neu programmierten Funktionen. Bei der nächsten Abfrage des Aggregats zeigt das PRM wieder die „ungefähre Zeit bis zur Explantation“ an, die auf den aktuellen Einstellungen 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“ (“Überblickbildschirm „Batterie-Details““ auf Seite 5-5).

Batteriestatusanzeigen

Folgende Batteriestatus-Anzeigen erscheinen im Batteriestatus-Anzeiger. 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).

Explantieren – Die Batterie des Aggregats ist fast erschöpft, 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 die Abgabe einer Therapie kann nicht mehr garantiert werden. Dieser Status wird drei Monate nach Erreichen des „Explantieren“-Status erreicht. Der Patient sollte zu einem sofortigen Geräteaustausch bestellt werden. Bei der Abfrage wird der Bildschirm „Beschränkte Geräte-Funktionalität“ angezeigt (alle anderen Bildschirme sind deaktiviert). Dieser Bildschirm bietet Informationen über den Batteriestatus und Zugriff auf die verbleibenden Gerätefunktionen. Die ZIP-Telemetrie steht nicht mehr zur Verfügung.

HINWEIS: Es wird ein LATITUDE-Alarm generiert, nach dem LATITUDE NXT die Abfragen des Aggregats einstellt.

Wenn das Aggregat den Status „Batteriekapazität erschöpft“ erreicht hat, stehen nur noch folgende Funktionen zur Verfügung:

- Der Brady-Modus wird wie unten beschrieben geändert:

Brady-Modus vor dem Indikator „Batteriekapazität erschöpft“	Brady-Modus nach dem Indikator „Batteriekapazität erschöpft“
DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R)	VVI
AAI(R)	AAI
Aus	Aus

- „Brady-Modus“ und „Ventrikulärer Tachy-Modus“ können auf „Aus“ programmiert werden; es sind keine anderen Parameter programmierbar
- Eine ventrikuläre Zone (VF) mit einer Frequenz-Reizschwelle von 165 min⁻¹
- Nur Telemetrie mit Programmierkopf (RF-Telemetrie ist deaktiviert)
- Nur Schocks mit maximaler Energie und manuelle Kondensator-Reformierungen (ATP-Therapie und Schocks mit niedriger Energie sind deaktiviert)
- Eine LRL von 50 min⁻¹

Im Status „Batteriekapazität erschöpft“ sind folgende Funktionen deaktiviert:

- Trends „Tägliche Messung“
- Kriterien zur Verbesserung der Brady-Detektion (z. B. Frequenzreaktion, Frequenzglättung)
- PaceSafeRV Automatische Reizschwelle (die Stimulation ist auf den aktuellen Stimulationswert festgelegt)
- PaceSafeRA Automatic Capture (die Stimulation ist auf den aktuellen Stimulationswert festgelegt)
- Episodenspeicherung
- Diagnostik und EP-Tests
- Echtzeit-EGMs

- AMV-Sensor
- Akzelerometer

Wenn das Aggregat einen Punkt erreicht, an dem die Batteriekapazität für einen fortgesetzten Betrieb nicht mehr ausreicht, kehrt es in den Modus „Lagerung“ zurück. Im Modus „Lagerung“ stehen keine Funktionen zur Verfügung.

WARNUNG: Wenn die MRT-Untersuchung durchgeführt wird, nachdem der „Explantieren“-Status erreicht wurde, kann dies zu einer vorzeitigen Erschöpfung der Batterie, zu einem verkürzten Austauschfenster oder zum plötzlichen Therapieverlust führen. Überprüfen Sie nach der Durchführung eines MRT-Scans bei einem Gerät, das den Status „Explantieren“ erreicht hat, die Funktion des Aggregats und planen Sie den Austausch des Geräts.

HINWEIS: Das Gerät 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.

Überblicksbildschirm „Batterie-Details“

Der Überblicksbildschirm „Batterie-Details“ zeigt folgende Informationen zum Batteriestatus des Aggregats (Abbildung 5-2 Bildschirm "Überblick Batterie-Details" auf Seite 5-6):

- Letzter abgegebener Schock – Datum, Energie, Ladezeit und Schock-Impedanz-Daten.
- Piepton wenn Explantation indiziert ist – wenn diese Funktion auf „Ein“ programmiert ist, gibt das Aggregat alle sechs Stunden 16 Pieptöne ab, wenn der Indikator „Explantieren“ erreicht ist. Das Piepen kann dann auf „Aus“ programmiert werden. Auch wenn diese Funktion auf „Aus“ programmiert ist, wird sie automatisch wieder aktiviert, wenn der Indikator „Batteriekapazität erschöpft“ erreicht 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.
- Man. Kondensator-Reformierung – mit dieser Funktion kann bei Bedarf eine Kondensator-Reformierung durchgeführt werden.
- Verbleibende Ladung (gemessen in Ah) – die noch verbleibende Ladung bis die Batterie leer ist; basiert auf den programmierten Parametern des Aggregats.
- Leistungsaufnahme (gemessen in μW) – 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.
- Prozentuale Leistungsaufnahme – vergleicht den Stromverbrauch des Aggregats basierend auf den derzeit programmierten Parametern mit dem Stromverbrauch basierend auf den Parametern, die für die Abschätzung der Funktionsdauer des Geräts zugrunde gelegt wurden.

Wenn einer der folgenden Parameter (die die Stimulationsenergie beeinflussen) umprogrammiert wird, werden die Leistungsaufnahme und die prozentuale Leistungsaufnahme entsprechend angepasst:

- Amplitude
- Impulsdauer
- Brady-Modus
- LRL
- MSR
- PaceSafe

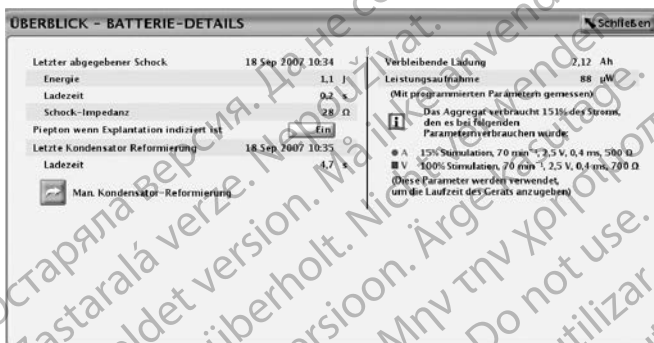


Abbildung 5-2. Bildschirm "Überblick Batterie-Details"

Kondensator-Reformierung

Automatische Kondensator-Reformierung. Über Zeiträume, in denen keine Schocks abgegeben werden, kann eine Deformation der Kondensatoren auftreten, die zu längeren Ladezeiten führt. Um die Auswirkungen der Kondensatordeformation 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 während Kondensatoraufladung“ auf „Ein“ programmiert wurde). Während einer Kondensator-Reformierung wird die Ladezeit gemessen und gespeichert, um sie später abrufen zu können.

Manuelle Kondensator-Reformierung. 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 Telemetrikommunikation hergestellt ist. Es erscheint eine Meldung, die mitteilt, dass die Kondensatoren aufgeladen werden. Wenn „Piepton während Kondensatoraufladung“ auf „Ein“ programmiert ist, ertönt während des Ladens ein auf- und abschwelliger 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 Kondensator-Reformierungen oder möglicherweise abgeleitete Schocks ausgenommen. Wenn ein Fehler auftritt (z. B. Impedanz „Hoch“ oder „Niedrig“), 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 zeichnet die Werte täglich auf:

- Messung „Tägliche Intrinsische Amplitude“: das Aggregat versucht automatisch, unabhängig vom Stimulationsmodus die Amplituden der intrinsischen P- und R-Wellen für jede Herzkammer zu messen, für die die Messung „Tägliche Intrinsische Amplitude“ aktiviert ist. Diese Messung hat keinen Einfluss auf die normale Stimulation. Das Gerät überwacht bis zu 255 Herzzyklen, um ein detektiertes Signal zu finden und eine erfolgreiche Messung zu erhalten.
- Tägliche Elektrodenmessung (Stimulationsimpedanz):
 - Stimulationselektrode(n) – das Gerät versucht automatisch, unabhängig vom Stimulations-Modus die Stimulationselektrodenimpedanz für jede Kammer zu messen, für die der tägliche Stimulation-Impedanz-Test aktiviert ist. Zur Durchführung des Elektrodenimpedanztests verwendet das Gerät ein Signal unterhalb der Reizschwelle, das nicht mit der normalen Stimulation oder Detektion interferiert.
 - Die Impedanz-Grenze Hoch ist nominell auf 2000 Ω eingestellt, und ist in Schritten von 250 Ω zwischen 2000 Ω und 3000 Ω programmierbar. Die Impedanz-Grenze Niedrig ist nominell auf 200 Ω eingestellt, und ist in Schritten von 50 Ω zwischen 200 und 500 Ω programmierbar.

Die folgenden Faktoren sollten bei der Wahl der Impedanz-Grenzen berücksichtigt werden:

- Bei dauerhaften Elektroden: die für die Elektrode gespeicherten Impedanzmesswerte sowie andere Indikatoren für die elektrische Leistung wie die langfristige Stabilität
- Bei neu implantierten Elektroden: der Anfangsimpedanzwert

HINWEIS: Je nachdem, wie sich ein Einwachsen der Elektrode auswirkt, kann der Arzt die Impedanz-Grenzen im Rahmen eines Nachsorgetests neu programmieren.

- Stimulationsabhängigkeit des Patienten

- Empfohlener Impedanzbereich für die verwendeten Elektroden (sofern vorhanden)
 - Tägliche Elektrodenmessung (Schock-Impedanz):
 - Schockelektrode – das Gerät versucht automatisch, die Impedanz der Schockelektrode zu messen. Während des Schock-Elektrodenimpedanztests 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.
 - Die Impedanz-Grenze „Niedrig für Schock“ ist fest auf 20 Ω eingestellt. Die Impedanz-Grenze „Hoch für Schock“ ist nominell auf 125 Ω eingestellt und ist in Schritten von 25 Ω zwischen 125 und 200 Ω programmierbar. Die folgenden Faktoren sollten bei der Wahl des Werts für die Impedanz-Grenze „Hoch“ berücksichtigt werden:
 - Bei dauerhaften Elektroden: die für die Elektrode gespeicherten Impedanzmesswerte sowie andere Indikatoren für die elektrische Leistung wie die langfristige Stabilität
 - Bei neu implantierten Elektroden: der Anfangsimpedanzwert
- HINWEIS:** Je nachdem, wie sich ein Einwachsen der Elektrode auswirkt, kann der Arzt die Impedanz-Grenze „Hoch“ im Rahmen eines Nachsorgetests neu programmieren.
- Empfohlener Impedanzbereich für die verwendete(n) Elektrode(n) (sofern vorhanden)
 - Impedanzwert eines Schock-Impedanz-Tests mit hoher oder maximaler Energie
- HINWEIS:** Wenn das Ergebnis eines befohlenen oder täglichen Schock-Elektrodenimpedanztests höher als 125 Ω und die Schock-Impedanz-Grenze „Hoch“ auf einen größeren Wert als 125 Ω eingestellt ist, den ordnungsgemäßen Systembetrieb durch Abgabe eines Schocks mit hoher Energie bestätigen.
- Das Aggregat verfügt über Piepton-Funktionen, die anhand von akustischen Signalen über den Status informieren. Wenn eine bestimmte Piepton-Funktion auf „Ein“ programmiert ist, gibt das Aggregat Töne aus, wenn die Werte für „Tägliche Impedanz“ außerhalb des zulässigen Bereichs liegen. Der Indikator „Piepton wenn außerhalb des Bereichs“ besteht aus 16 Tönen, die alle sechs Stunden wiederholt werden. Wenn diese Funktion auf „Aus“ programmiert ist, gibt es keine akustische Rückmeldung, wenn die Werte von „Tägliche Impedanz“ außerhalb des Bereichs liegen. Siehe "Piepton-Funktion" auf Seite 6-23
- PaceSafe tägliche Reizschwellenmessungen – wenn PaceSafe auf „Auto“ oder „Täglicher Trend“ programmiert ist, versucht das Gerät automatisch, die Reizschwelle in der Kammer zu messen, für die PaceSafe programmiert ist. Zur Durchführung des Tests passt das Gerät die notwendigen Parameter an, um den Test zu erleichtern.

Wichtige Informationen zum Elektrodenstatus werden auf dem Bildschirm „Überblick“ angezeigt. Auf dem Überblicksbildschirm „Elektrodenstatus“ werden detaillierte Daten in grafischer Form angezeigt. Der Zugriff auf diese Daten erfolgt über das Elektrodensymbol auf dem Bildschirm „Überblick“ (Abbildung 5–3 Bildschirm „Überblick – Elektrodenstatus“ auf Seite 5-10).

Mögliche Statusmeldungen für Elektroden (Tabelle 5–1 Bericht der Elektrodenmessungen auf Seite 5-9):

- Elektrodenmessungen liegen im zulässigen Bereich.
- Elektrode überprüfen (die Meldung präzisiert, welche Elektrode) – weist darauf hin, dass die Werte der täglichen Elektrodenmessung(en) außerhalb des zulässigen Bereichs liegen. Um

festzustellen, welcher Wert außerhalb des zulässigen Bereichs liegt, sehen Sie sich die Ergebnisse der täglichen Messungen für die jeweilige Elektrode an.

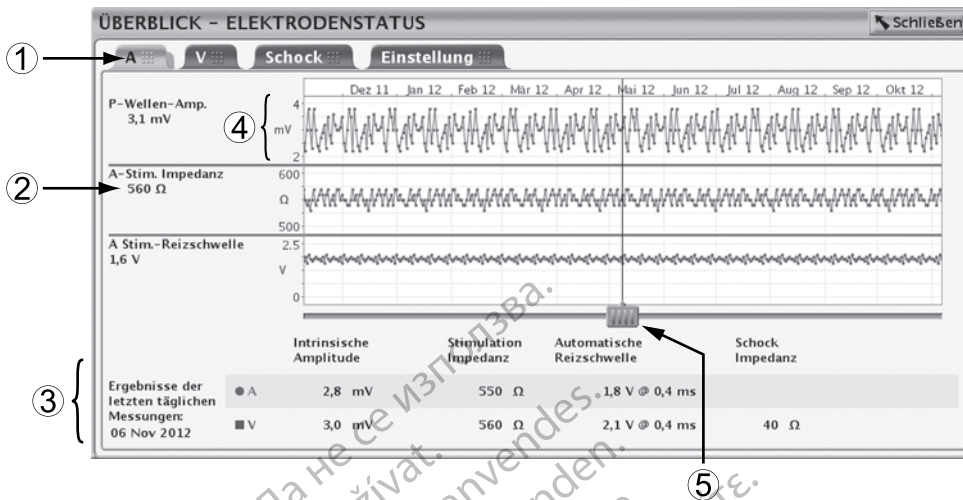
HINWEIS: Eine genaue Beschreibung der PaceSafe-spezifischen Meldungen, einschließlich des Hinweises auf erfolglose Elektrodentests und Elektrodenalarme, steht zur Verfügung ("PaceSafe" auf Seite 4-9).

Tabelle 5–1. Bericht der Elektrodenmessungen

Elektrodenmessung	Aufgezeichnete Werte	Grenzwerte
A-Stimulations-Impedanz (Ω)	200 bis 3000	Niedrig: \leq programmierte atriale Impedanz-Grenze „Niedrig“ Hoch: \geq programmierte atriale Impedanz-Grenze „Hoch“
RV-Stim. Impedanz (Ω)	200 bis 3000	Niedrig: \leq programmierte rechtsventrikuläre Impedanz-Grenze „Niedrig“ Hoch: \geq programmierte rechtsventrikuläre Impedanz-Grenze „Hoch“
Schock-Impedanz (Ω)	0 bis 200	Niedrig: \leq 20 Hoch: \geq programmierte Impedanz-Grenze „SchockHoch“
P-Wellen-Amp. (mV)	0,1 bis 25,0	Niedrig: \leq 0,5 Hoch: keine
R-Wellen- (RV) Ampl. (mV)	0,1 bis 25,0	Niedrig: \leq 3,0 Hoch: keine

Der Überblickbildschirm „Elektrodenstatus“ liefert Details zu den täglichen Messungen der jeweiligen Elektroden (Abbildung 5–3 Bildschirm „Überblick – Elektrodenstatus“ 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. Auf der Registerkarte „Einstellung“ können Sie bestimmte tägliche Elektrodenmessungen aktivieren oder deaktivieren und die Untergrenzen für die Impedanz festlegen.
- 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 Maximum- oder Minimum-Wert 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.



[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 „Überblick – Elektrodenstatus“

Wenn das Gerät nicht in der Lage ist, einen oder mehrere Messwerte zum geplanten Zeitpunkt zu erhalten, werden in stündlichen Intervallen 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 gespeichert“ (N/R) registriert.

Da in sieben Tagen acht Messwerte aufgezeichnet werden, gibt es für einen Tag zwei Messungen:

- Ist ein Messwert für „Amplitude“ und „Impedanz“ gültig und einer ungültig, wird der ungültige Messwert berichtet. Wenn beide Messungen gültig sind, wird der jüngere Wert berichtet. Für die Reizschwelle wird der gültige Messwert berichtet, falls eine Messung gültig und eine Messung ungültig ist. Wenn beide Messungen gültig sind, wird der höhere Wert berichtet.

Wenn der Bildschirm „Überblick“ angibt, dass eine Elektrode überprüft werden sollte, auf den Abbildungen „Intrinsische Amplitude“ und „Impedanz“ aber keine Lücken oder Werte außerhalb der Grenzwerte zu sehen sind, erfüllt die Messung, die zu Werten außerhalb des zulässigen Bereichs führte, eine der folgenden Bedingungen:

- Die Messung wurde 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	Geploetter Punkt
Elektrodenkonfiguration auf „Aus“/„Keine“ programmiert	Keine Daten gespeichert	Lücke
Alle Ereignisse während der Testperiode sind stimuliert	Stimuliert	Lücke
Störung während der Testperiode detektiert	Störung	Lücke

Tabelle 5–2. Intrinsic Amplitude: Bedingungen der täglichen Messungen, Anzeige auf dem Programmiergerät und grafische Darstellung (Fortsetzung)

Bedingung	Anzeige auf dem Programmiergerät	Graphische Darstellung
Detektierte Ereignisse als VES definiert	VES	Lücke
Detektierte Ereignisse als SVES definiert	PAC	Lücke
Amplitudenmessung außerhalb der Grenzwerte (mV)	0,1, 0,2, ..., 0,5 (RA-Elektrode) mit „Achtung“-Symbol 0,1, 0,2, ..., 3,0 (ventrikuläre Elektrode) mit „Achtung“-Symbol	Geplotteter Punkt
	< 0,1 mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt am entsprechenden Minimum
	> 25 mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt am entsprechenden Maximum ^a

a. Wenn der gemessene Wert > 25 mV ist, wird ein Symbol „Achtung“ an der Kurve angezeigt, auch wenn kein Alarm auf den Überblickbildschirmen generiert wird.

Tabelle 5–3. Elektrodenimpedanz: Bedingungen der täglichen Messungen, Anzeige auf dem Programmiergerät und grafische Darstellung

Bedingung	Anzeige auf dem Programmiergerät	Graphische Darstellung
Impedanzmesswert innerhalb des gültigen Bereichs	Messwert	Geplotteter Punkt
Elektrodenkonfiguration auf „Aus“, „Keine“ programmiert	Ungültige Daten	Lücke
Störung während der Testperiode detektiert	Störung	Lücke
Impedanzmessungen außerhalb der Grenzwerte (Stimulationselektroden) (Ω)	Gemessener Wert größer oder gleich der Stimulationsimpedanz-Grenze „Hoch“ mit Symbol „Achtung“ Gemessener Wert kleiner oder gleich der Stimulationsimpedanz-Grenze „Niedrig“ mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt
	> maximale Stimulationsimpedanz-Grenze „Hoch“ mit Symbol „Achtung“ < minimale Stimulationsimpedanz-Grenze „Niedrig“ mit Symbol „Achtung“	Geplotteter Punkt am entsprechenden Minimum oder Maximum ^a
Impedanzmessungen außerhalb der Grenzwerte (Schockelektrode) (Ω)	Gemessener Wert größer oder gleich der programmierten Schock-Impedanzgrenze „Hoch“ (125–200) mit Symbol „Achtung“ 0; Symbol „Achtung“ angezeigt bei ≤ 20	Geplotteter Punkt
	> 200; Symbol „Achtung“ angezeigt	Geplotteter Punkt am entsprechenden Maximum ^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 nicht der numerische Wert angezeigt, aber es wird angegeben, dass der Wert über dem oberen Grenzwert liegt.

Tabelle 5–4. PaceSafe Automatische Reizschwelle: Bedingungen der täglichen Messungen, Anzeige auf dem Programmiergerät und grafische Darstellung

Bedingung	Anzeige auf dem Programmiergerät	Graphische Darstellung
Reizschwellen-Messwert innerhalb des zulässigen Bereichs	Messwert	Geplotteter Punkt
Die Funktion ist nicht aktiviert	Keine Daten gesp.	Lücke
Testfehler oder Messwerte außerhalb der Grenzwerte	Verschiedenes	Lücke

HINWEIS: Siehe detaillierte Liste der Fehlercodes für PaceSafe Reizschwellentests ("PaceSafe" auf Seite 4-9).

Unter folgenden Bedingungen wird nicht versucht, „Intrinsische Amplitude“ und die Elektroden-Impedanz zu messen. Auf der Anzeige des Programmiergeräts wird „Keine Daten gespeichert“ oder „Ungültige Daten“ angezeigt, und in 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 befindet sich im Elektrokauterisations-Schutz
- Aggregat befindet sich im MRT-Schutz-Modus

Siehe detaillierte Beschreibung der Bedingungen, unter denen keine PaceSafe-Messungen versucht werden ("PaceSafe" auf Seite 4-9).

ELEKTRODENTESTS

Folgende Elektrodentests stehen zur Verfügung (Abbildung 5–4 Bildschirm für Elektrodentests auf Seite 5-12):

- Stimulations-Impedanz
- Schock-Impedanz
- Intrinsische Amplitude
- Stimulations-Reizschwelle

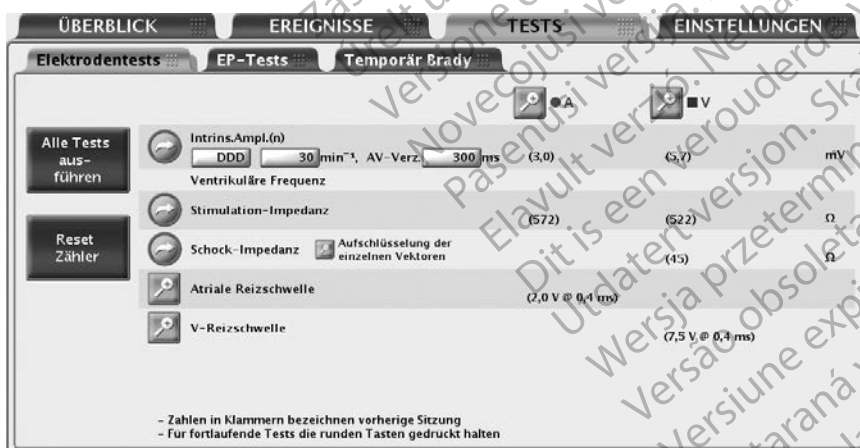


Abbildung 5–4. Bildschirm für Elektrodentests

Auf Elektrodentests kann folgendermaßen zugegriffen werden:

1. Aus dem Hauptbildschirm die Registerkarte „Tests“ wählen.
2. Aus dem Bildschirm „Test“ die Registerkarte „Elektrodentests“ wählen.

Alle Elektrodentests können auf drei verschiedene Arten durchgeführt werden:

- Über den Bildschirm „Elektroentests“ – hier können Sie die gleichen Elektroentests in allen Kammern durchführen
- Durch Anwählen der Schaltfläche mit der gewünschten Kammer – hier können Sie alle Tests an derselben Elektrode durchführen
- Durch Anwählen der Schaltfläche Alle Tests ausführen – in diesem Fall werden Tests für die Intrins.Ampl.(n) und die Elektrodenimp automatisch durchgeführt und Sie können Strimulationsreizschwelen-Tests durchführen

Test der intrinsischen Amplitude

„Test Intrinsische Amplitude“ misst die intrinsischen P- und R-Wellen-Amplituden der jeweiligen Kammer.

Ein „Test Intrinsische Amplitude“ kann folgendermaßen aus dem Bildschirm „Elektroentests“ durchgeführt werden:

1. Die folgenden vorgewählten Werte können nach Bedarf geändert werden, um die intrinsischen Signale in der/den gewünschten Kammer(n) zu testen:
 - Programmierte Normal Brady Betriebsart
 - LRL bei 30 min⁻¹
 - AV-Verzögerung bei 300 ms
2. Schaltfläche „Intrins.Ampl.(n)“ wählen. Während des Tests zeigt ein Fenster den Testfortschritt an. Wenn die Schaltfläche „Intrins.Ampl.(n)“ gewählt und gedrückt gehalten wird, werden die Messungen bis zu 10 Sekunden lang wiederholt, oder bis die Schaltfläche losgelassen wird. Wenn das Fenster sich schließt, kann der gleiche Test nochmals durchgeführt werden, indem die Schaltfläche „Intrins.Ampl.(n)“ gewählt wird. 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 Messwerte „Intrins.Ampl.(n)“ als Messwerte „Aktuell“ angezeigt (nicht in Klammern). Wird der Test in derselben Sitzung wiederholt, werden die Messwerte „Aktuell“ mit den neuen Ergebnissen aktualisiert. Bitte beachten Sie, dass die Messwerte „Vorh. 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 „Elektroentests“ 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 Elektrodenystems mithilfe von Standardtests zur Funktionskontrolle von Elektroden überprüft werden.

Dazu zählen unter anderem folgende Tests:

- Elektrogrammanalyse mit Manipulationen an der Aggregattasche und/oder isometrischen Übungen
- Röntgen- oder Durchleuchtungsaufnahmen
- Zusätzliche Schocks mit maximaler Energie
- Programmierung des Schockelektroden-Vektors
- 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 „Letzter abgegebener Schock“-Impedanz (wird auf dem Bildschirm „Batterie-Details“ angezeigt) oder der Schock-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 elektromagnetischen Störquellen).

Schockelektrodenversagen aufgrund eines Kurzschlusses oder einer Leitungsunterbrechung wird als 0Ω bzw. $> 200 \Omega$ angegeben.

HINWEIS: Der Schock-Impedanz-Test kann zu etwas höheren Werten führen als die Messungen der Schock-Impedanz beim abgegebenen Schock.

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. Elektrodenleiterbruch 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 potenziellen Leitungsunterbrechung an der Elektrode.
- Ein Elektrodenimpedanztest mit niedriger Energie deckt nicht alle Formen von Kurzschlüssen auf. Ein Impedanztest mit niedriger Energie kann normal erscheinen, wenn bestimmte Kurzschlussituationen 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 Maximalenergie ist daher ein robusteres Mittel zur Identifizierung und Verifizierung eines potenziellen 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 oder bis die Schaltfläche losgelassen wird wiederholt.
2. Während des Tests wird in einem Fenster der Ablauf 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 Messwerte „Aktuell“ angezeigt (nicht in Klammern). Wird der Test in derselben Sitzung wiederholt, werden die Messwerte „Aktuell“ mit den neuen Ergebnissen aktualisiert. Bitte beachten Sie, dass die Messwerte im Bereich „Vorherige Sitzung“ (in Klammern angezeigt) aus der letzten Sitzung stammen, in der dieser Test durchgeführt wurde.
4. Um zusätzliche außerhalb des zulässigen Bereichs liegende Werte des „Schockimpedanz“-Tests anzuzeigen, wählen Sie die Schaltfläche „Aufschlüsselung der einzelnen Vektoren“. Die Ergebnisse der vorherigen und aktuellen Sitzung für einzelne Schockvektoren werden angezeigt.
5. Falls Sie als Testergebnis STÖRUNG erhalten, ziehen Sie die folgenden Möglichkeiten zur Abschwächung der Störungen in Betracht:
 - Test wiederholen
 - Telemetrie-Modi umschalten
 - Andere Quellen elektromagnetischer 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 Reizschwellentest bestimmt die Mindeststimulationsenergie, die für eine effektive Stimulation in einer bestimmten Kammer notwendig ist.

Die ventrikulären und atrialen Stimulationsamplitudenreizschwellentests können manuell oder automatisch durchgeführt werden. Wenn PaceSafe auf „Auto“ programmiert ist, wird das Ergebnis der befohlenen automatischen Amplitudentests zur Einstellung der PaceSafe-Energieniveaus verwendet.

Zur manuellen Durchführung der ventrikulären und atrialen Impulsdauer-Reizschwellentests die Option „Impulsdauer“ im Details-Bildschirm „Stimulations-Reizschwelle“ wählen.

Manueller Reizschwellentest

Auf den Reizschwellen beruhend wird für jede Herzkammer eine Mindestsicherheitsmarge von Faktor 2 für die Spannung und von Faktor 3 für die Impulsdauer empfohlen, die eine ausreichende Sicherheitsmarge bietet und die Funktionsdauer der Batterie verlängert. Die anfänglichen Parameterwerte werden vor dem Testen automatisch berechnet. 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: 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.

Nachdem der Test gestartet wurde, arbeitet das Gerät mit den programmierten Brady-Parametern. Unter Verwendung der programmierten Anzahl von Zyklen je Schritt verringert das Gerät dann schrittweise den Parameter der gewählten Art des Tests (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.

Ein Reizschwellentest kann folgendermaßen vom Bildschirm „Elektrodentests“ aus durchgeführt werden:

1. Zu testende Kammer auswählen.
2. Details-Schaltfläche „Stimulations-Reizschwelle“ wählen.
3. Art des Tests 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
 - Amplitude
 - Impulsdauer
 - Zyklen/Schritt

Im DDD-Modus wird die „Normal Brady“, „MTR“ verwendet.

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 Stimulationsverlust (Loss of Capture) 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). Eine 10 Sekunden lange Aufzeichnung (vor dem Stimulationsverlust) wird automatisch gespeichert und kann auf der Registerkarte Momentaufnahme angezeigt und analysiert werden ("Momentaufnahme" auf Seite 6-8).

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 Messwerte „Aktuell“ angezeigt (nicht in Klammern). Wird der Test in derselben Sitzung wiederholt, werden die Messwerte „Aktuell“ mit den neuen Ergebnissen aktualisiert. Bitte beachten Sie, dass die Messwerte „Vorherige 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 abgerufen und in den Bildschirmen „Elektrodiagnostik“ und „Elektrodiagnostikstatus“ angezeigt. Die Messergebnisse erscheinen auch im Bericht „Quick Notes“.

Befehlener automatischer Reizschwellentest

Befohlene automatische Reizschwellentests unterscheiden sich in folgenden Punkten von manuellen Tests:

- Befohlene automatische Reizschwellentests sind für die Amplitude, nicht aber für die Impulsdauer verfügbar.
- Folgende Parameter sind fest (während sie in manuellen Tests programmierbar sind):
 - AV-Verzögerung bei Stimulation
 - Impulsdauer
 - Zyklen/Schritt

HINWEIS: Die folgenden programmierbaren Parameterwerte, die für eine Stimulation in der zu testenden Kammer erforderlich sind, wunschgemäß ändern.

- Es stehen zusätzliche Ereignismarker wie Stimulationsverlust (Loss of Capture), Fusion und ggf. Backup-Stimulation zur Verfügung.
- Wenn ein befohlener automatischer Reizschwellentest begonnen wurde, kann er nicht unterbrochen, sondern nur abgebrochen werden.
- PaceSafe bestimmt automatisch, wann der Test beendet ist, und stoppt ihn dann automatisch.
- Nach der Durchführung stoppt der Test automatisch und zeigt die Reizschwelle an, die dem letzten Energieniveau entspricht, bei dem durchgehend eine effektive Stimulation erreicht wurde. Eine 10 Sekunden lange Aufzeichnung (vor dem Stimulationsverlust) wird automatisch gespeichert und kann auf der Registerkarte Momentaufnahme angezeigt und analysiert werden ("Momentaufnahme" auf Seite 6-8).
- Die Testergebnisse können nicht bearbeitet werden.

HINWEIS: Während eines befohlenen automatischen rechtsatrialen Reizschwellentests steht keine atriale Backup-Stimulation zur Verfügung.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Ärge kasutage.
Αεγονυδ versioon. Mην την χρησιμοποιείτε.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsolete. Non utilizzare.
Pasenosi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívat.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

PATIENTENDIAGNOSTIK UND NACHSORGE

KAPITEL 6

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- “Therapiespeicher” auf Seite 6-2
- “Arrhythmie-Logbuch” auf Seite 6-2
- “Momentaufnahme” auf Seite 6-8
- “Histogramme” auf Seite 6-9
- “Zähler” auf Seite 6-10
- “Herzfrequenzvariabilität” auf Seite 6-11
- “Trends” auf Seite 6-14
- “Post-Implantationseigenschaften” auf Seite 6-22

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 6-9 und "Zähler" auf Seite 6-10)
- Herzfrequenzvariabilität (HRV) – misst die Veränderungen der intrinsischen Herzfrequenz eines Patienten, die über einen Zeitraum von 24 Stunden aufgetreten sind ("Herzfrequenzvariabilität" auf Seite 6-11)
- Trends – liefern eine grafische Ansicht bestimmter Patienten-, Aggregat- und Elektroden Daten ("Trends" auf Seite 6-14)

HINWEIS: Das Dialogfenster „Überblick“ und die Registerkarte „Überblick“ zeigen eine nach Priorität sortierte Liste der Ereignisse an, die seit dem letzten Reset aufgetreten sind. Diese Liste enthält nur VF- und VT/VT-1- und ATR-Episoden (falls sie länger als 48 Stunden andauert haben) sowie MRT-Schutz-Modus-Ereignisse.

ARRHYTHMIE-LOGBUCH

Das Arrhythmie-Logbuch enthält folgende Einzelheiten zu allen Typen von Episoden (Abbildung 6-1 Bildschirm „Arrhythmie-Logbuch“ auf Seite 6-3):

- Nummer, Datum und Uhrzeit des Ereignisses
- Typ des Ereignisses mit Tachyarrhythmiezone
- Überblick über abgegebene oder versuchte Therapie (wenn vorhanden)
- Dauer des Ereignisses (wenn vorhanden)
- Elektrogramme mit annotierten Markern
- Intervalle

HINWEIS: Die Daten umfassen Informationen von allen aktiven Elektrodenpolen. Das Gerät 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).

<input checked="" type="checkbox"/>	▼ Ereignis	Datum/Uhrzeit	Typ	Therapie	Dauer
<input type="checkbox"/>	V-10	27 Jan 2012 16:16	VT	ATPx1	00:00:18
<input type="checkbox"/>	V-9	27 Jan 2012 16:16	Bef. V	Befohlen: Therapie abgegeben	00:00:40
<input type="checkbox"/>	V-8	27 Jan 2012 16:14	VF	Keine Therapie	00:00:18
<input type="checkbox"/>	V-7	27 Jan 2012 16:10	VF	26J	00:00:44
<input type="checkbox"/>	V-6	27 Jan 2012 16:07	VT	♦ ATPx3, 11J	00:01:00
<input type="checkbox"/>	V-5	13 Jan 2012 10:43	NonSustV	Nicht anhaltend	00:00:13
<input type="checkbox"/>	V-4	12 Jan 2012 17:37	NonSustV	Nicht anhaltend	00:00:14

Speichert alle Daten und ausgewählte Episoden. Zusätzlich werden ebenfalls Episodenberichte gespeichert, wenn auf den Programmmer gespeichert wird.

Letzte Nachkontrolle: 27 Jan 2012

Abbildung 6-1. Bildschirm „Arrhythmie-Logbuch“

Die Priorität sowie die Höchst- und Mindestanzahl der Episoden, die das Aggregat unter normalen Bedingungen speichert, variieren je nach Episodentyp (Tabelle 6–1 Episodenpriorität auf Seite 6-4). Solange der für Episodendaten vorgesehene Gerätespeicher nicht voll ist, speichert das Aggregat alle Episoden, bis die für den jeweiligen Episodentyp erlaubte Höchstanzahl erreicht ist. Die Mindestanzahl von Episoden je Episodentyp sorgt dafür, dass alle Episodentypen 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, dann werden die ältesten Episoden mit der geringsten Priorität aus diesen Episodentypen gelöscht (unabhängig davon, ob die Mindestanzahl von Episoden gespeichert ist).
 2. Wenn der Gerätespeicher voll ist und von bestimmten Episodentypen mehr Episoden als die Mindestanzahl gespeichert sind, werden von diesen Episodentypen die ältesten der Episoden mit geringster Priorität gelöscht. In diesem Fall werden Episoden mit niedriger Priorität nicht gelöscht, wenn die Anzahl der gespeicherten Episoden kleiner als die Mindestanzahl ist.
 3. Wenn der Gerätespeicher voll ist und keine Episodentypen vorhanden sind, von denen mehr Episoden als die Mindestanzahl gespeichert sind, werden die ältesten Episoden mit der geringsten Priorität aller Episodentypen gelöscht.
 4. Wenn für einen Episodentyp die Höchstanzahl erreicht ist, wird die älteste Episode dieses Typs gelöscht.
- Für nichtbefohlene Episoden wird der Episodentyp von VT-1-, VT- und VF-Episoden entsprechend der Zonen-Dauer bestimmt, die zuerst abläuft. Läuft während einer Episode keine Zonen-Dauer ab, wird sie dem Episodentyp „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 Geräteabfrage eingesehen werden.

Tabelle 6–1. Episodenpriorität

Episoden-Typ	Priorität	Höchstanzahl gespeicherter Episoden	Mindestanzahl gespeicherter Episoden mit detaillierten Berichten	Höchstanzahl gespeicherter Episoden mit detaillierten Berichten
VF/VT/VT-1 mit Schock ^a	1	50	5	30
PTM (Vom Patienten ausgelöste Überwachung)	1	5	1	1
VF/VT/VT-1 mit ATP ^{b f}	2	30	2	15
VF/VT/VT-1 ohne Therapie (Dauer erfüllt) ^f	3	20	1	10
Bef.V	4	2	0	2
NonSustV (Dauer nicht erfüllt)	4	10	0	2
RA Auto ^d	4	1	1	1
RV Autom.	4	1	1	1
ATR ^d	4	10	1	3
PMT ^d	4	5	1	3
APM RT ^e	4	1	1	1
RYTHMIQ ^d	4	10	1	3

- Kann auch ATP-Therapie einschließen.
- ATP ohne Schock-Therapie
- Keine Therapie definiert, da „Dauer erfüllt“ bei: Inhibierungs-Entscheidung, Detektion in Zone „Nur Überwachung“, letztes detektiertes Intervall nicht in der Zone oder eine „Ableitung-Neubestätigung“.
- In VR-Modellen nicht verfügbar.
- APM RT-Ereignisse (Erweitertes Patientenmanagement in Echtzeit) sind Eingangs-EGMs, die während einer Abfrage mit dem LATITUDE Communicator vom Aggregat aufgezeichnet und gespeichert wurden.
- Quick Convert ATP in der VF-Zone ist nur bei manchen Geräten verfügbar.

Gehen Sie folgendermaßen vor, um die Daten des Arrhythmie-Logbuchs anzuzeigen:

- Schaltfläche „Arrhythmie-Logbuch“ aus der Registerkarte „Ereignisse“ wählen. Das Aggregat wird, wenn erforderlich, automatisch abgefragt und die aktuellen Daten werden angezeigt. Gespeicherte Patientendaten können ebenfalls angezeigt werden („Datenaufzeichnung“ auf Seite 1-17).
- 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.
- Der Datumsbereich für die Ereignisse, die in der Tabelle angezeigt werden sollen, wird mit dem Schieber oder der Schaltfläche „Zeigen“ gesteuert.
- 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. Wenn Sie die Spaltenüberschrift erneut wählen, wird die Reihenfolge umgekehrt.
 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 Bericht Ausgewählte Episoden auswählen und die Schaltfläche „Drucken“ anklicken.

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. Der Bildschirm „Gespeichertes Ereignis“ wird eingeblendet, auf dem Sie zwischen den Registerkarten „Überblick“, „EGM“ und „Intervalle“ wählen können.

Überblick Ereignisse

Der Bildschirm „Überblick Ereignisse“ zeigt zusätzliche Einzelheiten über die Episode, die auf dem Bildschirm „Arrhythmie-Logbuch“ ausgewählt wurde.

Der Überblick umfasst Folgendes:

- Episodenummer, Datum, Uhrzeit, Typ (z. B. VF, VT, VT-1, spontan/Induziert oder PTM)
- Durchschnittliche atriale und ventrikuläre Frequenzen
- Typ der abgegebenen Therapie
- Für ATP-Therapie: Zeitpunkt der Therapieabgabe und Anzahl der Bursts
- Für 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:

- Schock-Elektrode
- RV-Stimulations-/Detektions-Elektrode
- Atriale Stimulations-/Detektions-Elektrode
- PaceSafe Evozierte Reaktion (ER) (nur PaceSafe-Episoden)

Welche annotierten Elektrogramme im Einzelnen gespeichert werden, hängt vom Episodentyp 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 Gerät 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 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 bis zu 20 Sekunden zumindest des ersten und letzten Bursts in jedem Schema gespeichert
- „Post Therapie“ oder „Abgeleitete Therapie“ speichern Daten bis zu 10 Sekunden

Episodenanfang bezieht sich auf den Zeitraum im EGM (gemessen in Sekunden), der vor dem ersten Versuch liegt.

Onset umfasst folgende Informationen:

- Typ des Ereignisses
- Durchschnittliche RA-Frequenz bei Beginn von „Ereignis“
- Durchschnittliche RV-Frequenz bei Beginn von „Ereignis“
- Programmierung von Kriterien zur Verbesserung der Detektion („Nur Frequenz“, „Rhythm ID“ oder „Onset/Stabilität“)
- Zeitstempel für die Erstellung eines Rhythm ID-Referenzmusters
- RhythmMatch Schwelle (wie programmiert) (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- und MOMENTUM-Aggregate)
- Gemessener RhythmMatch-Wert (wenn ein Referenzmuster erfasst wurde, das Ereignis keine Versuche hat und das Aggregat die Therapie inhibierte) (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- und MOMENTUM-Aggregate)

Die Informationen zum Versuch können als „Versuch“ oder „läuft“ angezeigt werden, wenn ein Versuch noch läuft. „Versuch“ umfasst folgende Informationen:

- Detektionsinformation:
 - Durchschnittliche RA-Frequenz bei Start von dem Versuch
 - Durchschnittliche RV-Frequenz bei Start von dem Versuch
 - Frequenzzone
- Messwerte der Kriterien zur Verbesserung der Detektion
- Informationen zum Therapie-Versuch:
 - Versuch Nummer
 - Typ (abgebrochen, befohlen oder inhibiert)
 - Anzahl der Bursts (ATP-Versuch)
 - Ladezeit (Schockversuch)

- Elektrodenimpedanz (Schockversuch)
- Elektrodenpolarität (Schockversuch)
- Schock fehlerhaft (Schockversuch)
- Grund für „Keine Therapie“

Die Aufzeichnung nach Endedes EGM-Speichers startet nach der Therapieabgabe und speichert bis zu 10 Sekunden des EGM. Die folgende Abbildung zeigt den Zusammenhang zwischen der EGM-Speicherung bei ventrikulären Tachy-Episoden und dem Oberflächen-EKG-Schreiber (Abbildung 6–2 Verhältnis zwischen EGM-Speicherung und Oberflächen-EKG-Schreiber für ventrikuläre Tachy-Episoden auf Seite 6-7).

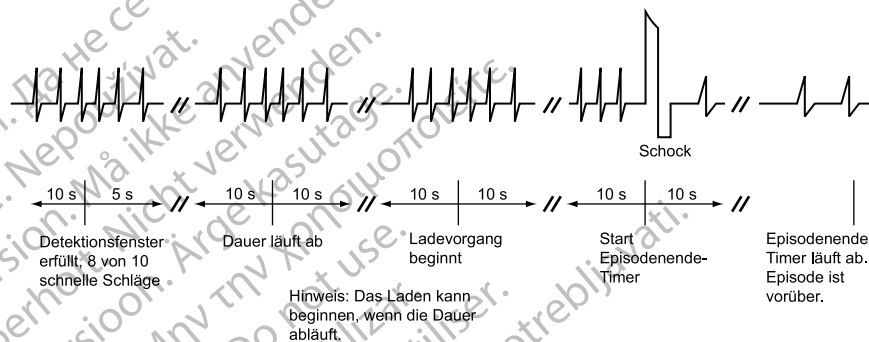


Abbildung 6-2. Verhältnis zwischen EGM-Speicherung und Oberflächen-EKG-Schreiber für ventrikuläre Tachy-Episoden

HINWEIS: Siehe "Verwendung atrialer Informationen" auf Seite 2-6 für weitere Informationen zum Leistungsverhalten des Geräts, 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 EGMs 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 Geschwindigkeit je nach Bedarf einstellen (10, 25, 50, 100 mm/s). Mit Zunahme der Geschwindigkeit wird die Zeit-/horizontale Skala erweitert.

HINWEIS: Die Einstellung der Geschwindigkeit dient nur der Ansicht auf dem Bildschirm; die Druckgeschwindigkeit eines gespeicherten EGM ist auf 25 mm/s eingestellt.

- Den elektronischen Messschieber (Schieberegler) verwenden, um den Abstand/die Zeit zwischen Signalen sowie die Amplitude der Signale zu messen.

- Der Abstand zwischen Signalen kann durch Bewegen jedes Messschiebers zu den gewünschten Stellen auf dem EGM gemessen werden. Die Zeit (in Millisekunden oder Sekunden) zwischen den zwei Messschiebern wird angezeigt.
 - Die Amplitude des Signals kann durch Bewegen des linken Messschiebers über die Spitze des gewünschten Signals gemessen werden. Der Wert (in Millivolt) des Signals wird auf der linken Seite des EGM angezeigt. Das Signal wird von der Grundlinie bis zur Spitze entweder positiv oder negativ gemessen. Die Geschwindigkeit und/oder die Skalierung der Amplitude je nach Bedarf einstellen, um die Messung der Amplitude zu erleichtern.
- Die Amplitude/vertikale Skalierung je nach Bedarf (0,2, 0,5, 1, 2, 5 mm/mV) für jeden Kanal mithilfe der Pfeile nach oben/nach unten rechts von der angezeigten Kurve einstellen. Mit Zunahme der Verstärkung wird die Amplitude des Signals vergrößert.
2. Die Schaltfläche „Voriges Ereignis“ oder „Nächstes Ereignis“ wählen, um den Streifen eines anderen Ereignisses anzuzeigen.
 3. Schaltfläche „Ereignis drucken“ wählen, um den gesamten Episodenbericht zu drucken. Um den gesamten Episodenbericht zu speichern, wählen Sie die Schaltfläche „Speichern“.

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 „Gespeichertes Ereignis“ 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 eine ältere oder neuere Episode einzeln anzuzeigen.
3. Schaltfläche „Ereignis drucken“ wählen, um den gesamten Episodenbericht zu drucken.
4. Um den gesamten Episodenbericht zu speichern, Schaltfläche „Speichern“ wählen.

MOMENTAUFNAHME

Eine 12 Sekunden lange Aufzeichnung der ECG/EGM-Anzeige kann jederzeit und von jedem Bildschirm aus über die Taste „Momentaufnahme“ gespeichert werden. Nach einem Reizschwellentest wird eine Aufzeichnung automatisch gespeichert. Nachdem eine Aufzeichnung gespeichert wurde, kann sie über die Registerkarte „Momentaufnahme“ angezeigt und analysiert werden.

Die aktuell in der ECG/EGM-Anzeige ausgewählten Aufzeichnungen sowie kommentierte Ereignismarkierungen werden bis zu 10 Sekunden vor und bis zu 2 Sekunden nach Auswahl der Taste „Momentaufnahme“ aufgenommen. Wenn während eines Reizschwellentests eine Momentaufnahme automatisch gespeichert wurde, ist diese 10 Sekunden lang und endet mit dem Beenden des Tests.

HINWEIS: Die Länge der Momentaufnahme wird verkürzt, wenn die Aufzeichnungen auf der ECG/EGM-Anzeige geändert werden oder die Sitzung innerhalb von 10 Sekunden nach Auswahl der Taste „Momentaufnahme“ begann.

Im PRM-Speicher werden allein für die aktuelle Sitzung bis zu 6 Momentaufnahmen mit Zeitstempel gespeichert. Sobald die Sitzung durch Verlassen der Anwendungssoftware oder

durch Abfrage eines neuen Patienten beendet wird, gehen die Daten verloren. Wenn mehr als 6 Momentaufnahmen während einer PRM-Sitzung gespeichert werden, wird die älteste überschrieben.

Folgendermaßen vorgehen, um eine gespeicherte Momentaufnahme zu betrachten:

1. Die Registerkarte „Momentaufnahme“ über die Registerkarte „Ereignisse“ wählen.
2. Die Schaltfläche „Vorherige Momentaufnahme“ oder „Nächste Momentaufnahme“ wählen, um eine andere Aufzeichnung anzuzeigen.
3. Den Schieber unter dem oberen Anzeigefenster verwenden, um verschiedene Abschnitte der gespeicherten Momentaufnahme anzusehen.
4. Die Geschwindigkeit je nach Bedarf einstellen (10, 25, 50, 100 mm/s). Mit Zunahme der Geschwindigkeit wird die Zeit-/horizontale Skala erweitert.

HINWEIS: Die Einstellung der Geschwindigkeit dient nur der Ansicht auf dem Bildschirm; die Druckgeschwindigkeit einer gespeicherten Momentaufnahme ist auf 25 mm/s eingestellt.

5. Den elektronischen Messschieber (Schieber) verwenden, um den Abstand/die Zeit zwischen Signalen sowie die Amplitude der Signale zu messen.
 - Der Abstand zwischen Signalen kann durch Bewegen jedes Messschiebers zu den gewünschten Stellen auf der Momentaufnahme gemessen werden. Die Zeit (in Millisekunden oder Sekunden) zwischen den zwei Messschiebern wird angezeigt.
 - Die Amplitude des Signals kann durch Bewegen des linken Messschiebers über die Spitze des gewünschten Signals gemessen werden. Der Wert (in Millivolt) des Signals wird auf der linken Seite der Momentaufnahme angezeigt. Das Signal wird von der Grundlinie bis zur Spitze entweder positiv oder negativ gemessen. Die Geschwindigkeit und/oder die Skalierung der Amplitude je nach Bedarf einstellen, um die Messung der Amplitude zu erleichtern.
6. Die Amplitude/vertikale Skalierung je nach Bedarf (0,2, 0,5, 1, 2, 5 mm/mV) für jeden Kanal mithilfe der Pfeile nach oben/nach unten rechts von der angezeigten Kurve einstellen. Mit Zunahme der Verstärkung wird die Amplitude des Signals vergrößert.
7. Die Schaltfläche „Drucken“ wählen, um die aktuell angezeigte Momentaufnahme zu drucken. Die Schaltfläche „Speichern“ wählen, um die aktuell angezeigte Momentaufnahme zu speichern. Um alle gespeicherten Momentaufnahmen zu sichern, wählen Sie „Alle Aufnahmen sichern“.

HISTOGRAMME

Mit der Funktion „Histogramme“ können Daten aus dem Aggregat abgerufen und die Gesamtzahl und die prozentualen Anteile stimulierter und detektierter Ereignisse für die Kammer angezeigt werden.

Histogramme-Daten liefern folgende klinische Informationen:

- Verteilung der Herzfrequenzen des Patienten
- Wie das Verhältnis von stimulierten zu detektierten Schlägen nach Frequenz variiert
- Wie der Ventrikel auf stimulierte und detektierte atriale Schläge über die Frequenzen hinweg reagiert

Folgendermaßen vorgehen, um den Bildschirm „Histogramme“ zu öffnen:

1. Aus dem Bildschirm „Ereignisse“ 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. Bei RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- und MOMENTUM-Aggregaten kann dies genutzt werden, um RV-Frequenzzählungen während AT/AF-Ereignissen einzusehen.

Alle Histogramme können durch Wahl der Schaltfläche „Reset“ in einem beliebigen Bildschirm „PatientendiagnostikDetails“ zurückgesetzt werden. Histogrammdaten können im PRM gespeichert und über die Registerkarte „Berichte“ ausgedruckt werden.

ZÄHLER

Folgende Zähler werden vom Aggregat aufgezeichnet und im Bildschirm „Patientendiagnostik“ angezeigt:

- Ventrikuläre Tachykardie
- Brady

Ventrikuläre Tachy-Zähler

Informationen zu Ventrikulären Tachy-Zählern können durch Wahl der Schaltfläche „Ventrikuläre Tachy-ZählerDetails“ abgerufen werden. Dieser Bildschirm zeigt ventrikuläre Episoden- und Therapie-zähler sowie klinische Zähler an. Für jeden Zähler werden die Anzahl der „Ereignisse seit letztem Reset“ und die Gesamtwerte des Geräts angezeigt. Ventrikuläre Tachyepisodes-zähler umfassen folgende Daten:

- Episoden insgesamt
- Behandelt – VF, VT, VT-1 und Befohlen
- Nicht behandelt – Keine Therapie programmiert, Nicht anhaltend und Weitere unbehandelte Episoden

Ventrikuläre Tachykardie-Therapie-Zähler umfassen ventrikuläre Schock- und ATP-Therapieversuche. Sie liefern nützliche Informationen über die Effizienz des Therapieplans eines Patienten. Die Zähler umfassen folgende Informationen:

- ATP Abgegeben
- 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 Schocks 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.

Die MRT-Zähler im Abschnitt „Klinische Zähler“ geben an, wie oft das Aggregat in den MRT-Schutz-Modus programmiert wurde, unabhängig davon, ob ein MRT-Scan durchgeführt wurde oder nicht (nur bei bedingt MRT-tauglichen Aggregaten verfügbar).

Brady-Zähler

Die Schaltfläche „Brady-ZählerDetails“ ruft Informationen zu Brady-Zählern auf. Dieser Bildschirm zeigt die Brady-Episodenzähler an. Für jeden Zähler wird die Anzahl der Ereignisse seit dem letzten und vor letztem Reset angezeigt. Brady-Zähler umfassen folgende Details:

- Anteil atrialer Stimulation
- Anteil RV-Stimulation
- Intrinsische Aktionen fördern – umfasst Frequenzhysterese% erfolgreich und AV-Suche +% erfolgreich
- Atriale Arrhythmie – einschließlich prozentualer Anteil der Zeit in AT/AF, Gesamtdauer in AT/AF (min, h oder Tage), Episoden nach Zeitdauer und Gesamt SVES. Zudem gilt für RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- und MOMENTUM-Aggregate: Wenn seit dem letzten Reset mindestens ein ATR-Ereignis gespeichert wurde, werden die Daten für „Längste AT/AF“ und „Schnellste VS-Frequenz in AT/AF“ im Bildschirm „Überblick“ dargestellt und in gedruckten Berichten ausgegeben.

HINWEIS: „% AT/AF“ und „Gesamtdauer in AT/AF“ erfasst Daten für maximal ein Jahr und zeigt sie an.

- Ventrikuläre Zähler – einschließlich „Gesamt VES“ und „Drei oder mehr VES“

Alle Zähler können mit der Schaltfläche „Zurücksetzen“ aus jedem Bildschirm PatientendiagnostikDetails zurückgesetzt werden. Zählerdaten können im PRM gespeichert und über die Registerkarte „Berichte“ ausgedruckt werden.

HERZFREQUENZVARIABILITÄT (HRV)

Die Herzfrequenzvariabilität (HRV) ist ein Maß für die Änderungen, die über einen Zeitraum von 24 Stunden in der intrinsischen Herzfrequenz eines Patienten aufgetreten sind.

HRV-Daten werden nur in Zweikammergeräten gesammelt.

Diese Funktion erleichtert die Bewertung des klinischen Zustands von Herzinsuffizienzpatienten.

Die Herzfrequenzvariabilität (HRV), die durch SDANN und HRV Footprint gemessen wird, ist eine objektive, physiologische Messgröße, mit der Herzinsuffizienzpatienten 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 ist 127 plus oder minus 35 ms.² Höhere SDANN-Werte, die auf eine höhere Herzfrequenzvariabilität hindeuten, wurden mit einem niedrigeren Mortalitätsrisiko

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. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043-1065, 1996.

assoziiert.³⁴⁵ In ähnlicher Weise deutet ein großer HRV-Footprint auf eine höhere Herzfrequenzvariabilität hin und wurde mit einem niedrigeren Mortalitätsrisiko assoziiert.⁶⁷⁸

Die HRV-Überwachungsfunktion nutzt die Daten der intrinsischen Intervalle aus dem 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraum, die die HRV-Aufzeichnungskriterien erfüllen, um folgende Informationen bereitzustellen ("Anzeige der Herzfrequenzvariabilität" auf Seite 6-12):

- 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 gültigen 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.
 - Aktuelle „Normal Brady“-Parameter – Modus, LRL, MTR, AV-Verzögerung nach Detektion.
 - Grafische Darstellung der HRV aktueller und vergangener Aufzeichnungsperioden. Eine Linie zeigt die durchschnittliche Herzfrequenz an. Das HRV-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 die jeweilige Kombination aus Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität dar.

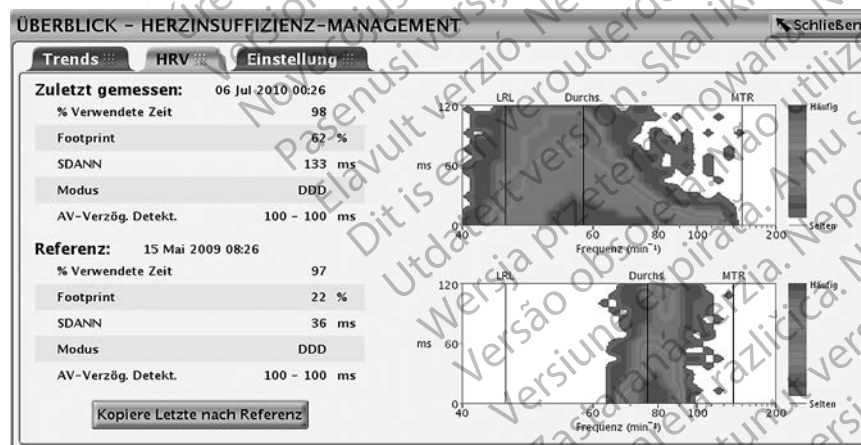


Abbildung 6–3. Anzeige der Herzfrequenzvariabilität

3. F.R. Gilliam et al., Journal of Electrocardiology, 40:336-342, 2007.
4. F.R. Gilliam et al., PACE, 30:56-64, 2007.
5. J.P. Singh et al., Europace, 12:7–8, 2010.
6. F.R. Gilliam et al., Journal of Electrocardiology, 40:336-342, 2007.
7. F.R. Gilliam et al., PACE, 30:56-64, 2007.
8. J.P. Singh et al., Europace, 12:7–8, 2010.

Berücksichtigen Sie bei der Verwendung der HRV die folgenden Informationen:

- Der Herzzyklus (RR-Intervall) wird für die HRV auf der Grundlage RV detektierter und stimulierter Ereignisse berechnet.
- Das Programmieren der Stimulationsparameter führt dazu, dass die Daten, die während der aktuellen 24-Stunden-Aufzeichnungsphase gespeichert wurden, ungültig werden.
- Das Gerät speichert nur einen Datensatz und das entsprechende HRV-Diagramm für den Referenz-Abschnitt 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 Bildschirm „Referenz“ die Daten des ersten gültigen 24-Stunden-Aufzeichnungszeitraums an.

Zum Ansehen der HRV-Funktionen gehen Sie folgendermaßen vor:

1. Um auf den Monitor-Bildschirm „HRV“ zuzugreifen, die Registerkarte „Ereignisse“ wählen.
2. Aus dem Bildschirm „Ereignisse“ die Registerkarte „Patientendiagnostik“ wählen.
3. Wählen Sie die Schaltfläche „Herzinsuffizienz-Management-Details“.
4. Zum Anzeigen der Daten aus den Bereichen „Zuletzt gemessen“ und „Referenz“ wählen Sie die Registerkarte HRV.
5. Um die HRV-Messwerte aus dem Bereich „Zuletzt gemessen“ in den Bereich „Referenz“ zu kopieren, wählen Sie die Schaltfläche „Kopiere Letzte nach Referenz“.

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 zwar im Bereich „Zuletzt gemessen“ des Bildschirms. Ältere Aufzeichnungen werden im Bereich „Referenz“ angezeigt. Beide Datensätze können auch gleichzeitig abgerufen werden und ermöglichen so einen Datenvergleich, um eventuelle Trends in den HRV-Veränderungen über einen bestimmten Zeitraum zu erkennen. Werden die Messwerte aus „Zuletzt gemessen“ in den Bereich „Referenz“ kopiert, können die letzten Messwerte auch zu einem späteren Zeitpunkt abgerufen 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 bei 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 Beispiel für eine HRV-Datenaufzeichnung auf Seite 6-14) 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 Gerät aus der Betriebsart „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 nach Abschluss von Aufzeichnungszeitraum 5 angezeigt.

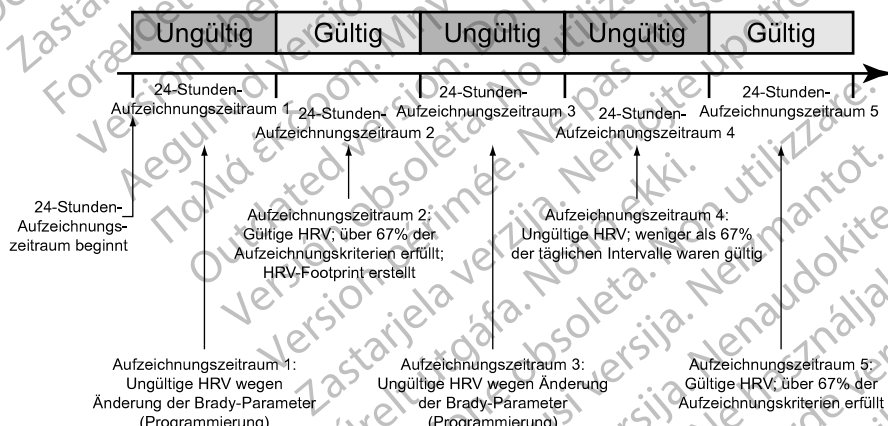


Abbildung 6–4. Beispiel für eine HRV-Datenaufzeichnung

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 können programmiert werden:

- Ereignisse – zeigt im Arrhythmie-Logbuch gespeicherte atriale und ventrikuläre Ereignisse, die nach Datum und Typ 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 als „Tagesaktivität in Prozent“ an.

- AT/AF Burden – zeigt den Trend der Gesamtanzahl der „ATR Mode Switch“-Ereignisse und die Gesamtdauer der „ATR Mode Switch“-Ereignisse pro Tag.
- RV-Freq. während AT/AF (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- und MOMENTUM-Aggregate) – zeigt einen Trend der durchschnittlichen und der maximalen RV-Frequenz des Patienten während ATR-Ereignissen. Die durchschnittliche Frequenz wird anhand der stimulierten und detektierten Schläge berechnet, während die maximale Frequenz ein rollender Durchschnitt detektierte Schläge ist. In einigen Fällen kann die durchschnittliche Frequenz höher als die maximale Frequenz sein.
- Prozent stimuliert (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- und MOMENTUM-Aggregate) – zeigt für jede der Kammern den Prozentsatz der stimulierten Ereignisse an.
- Atemfrequenz – zeigt einen Trend der täglichen minimalen, maximalen und mittleren Werte der Atemfrequenz des Patienten an ("Atemfrequenz-Trend" auf Seite 6-16).
- AP Scan (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- und MOMENTUM-Aggregate) – zeigt einen Trend der durchschnittlichen stündlichen Zahl der vom Aggregat während der programmierten Schlafperiode gemessenen Atemstörungen des Patienten ("AP Scan" auf Seite 6-17).
- Herzfrequenz – zeigt einen Trend der täglichen maximalen, durchschnittlichen und minimalen Herzfrequenz des Patienten.
- SDANN (Standardabweichung gemittelter normal-zu-normal 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.⁹
- 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" auf Seite 6-11).
- Elektrodenimpedanz und Amplitude – zeigt Trends der Messungen der täglichen intrinsischen Amplitude und der Elektrodenimpedanz ("Elektrodenstatus" auf Seite 5-7).
- A Stim.-Reizschwelle – zeigt einen Trend der täglichen rechtsatrialen Stimulationsreizschwellen.
- RV Stim.-Reizschwelle – zeigt einen Trend der täglichen rechtsventrikulären Stimulationsreizschwellen.
- Thorakale Impedanz – zeigt einen Trend der durchschnittlichen thorakalen Impedanz des Patienten. Einsehbar nur im Bildschirm „Herzinsuffizienz-Management“ (Details siehe "Thorakale Impedanz" auf Seite 6-20).
- Nacht-Herzfrequenz – zeigt einen Trend der durchschnittlichen Herzfrequenz des Patienten zwischen Mitternacht und 6 Uhr morgens. Einsehbar nur im Bildschirm „Herzinsuffizienz-Management“ (Details siehe "Nacht-Herzfrequenz" auf Seite 6-20).

9. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043-65, 1996.

- Schlafhaltung – zeigt einen Trend der durchschnittlichen Haltung (Neigung) des Patienten während der Schlafenszeit. Einsehbar nur im Bildschirm „Herzinsuffizienz-Management“. Details siehe "Schlafhaltung" auf Seite 6-20.

Für den Zugriff auf die Trends gehen Sie folgendermaßen vor:

1. Wählen Sie im Bildschirm „Ereignisse“ die Registerkarte „Trends“.
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-Trends.
 - Atriale Arrhythmie – umfasst AT/AF Burden, RV-Freq. während AT/AF und Atemfrequenz (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- und MOMENTUM-Aggregate). Bei anderen Modellen umfasst die Kategorie „Atriale Arrhythmie“ Trends für Ereignisse, Herzfrequenz und AT/AF Burden.
 - Aktivität – einschließlich Herzfrequenz-, Aktivitätsgrad- und Atemfrequenz-Trends.
 - Individ. – hier können Sie verschiedene Trends auswählen, deren Informationen auf einem Bildschirm „Trends“ angezeigt werden sollen.

Die Anzeige auf dem Bildschirm kann folgendermaßen dargestellt werden:

- Wählen Sie den gewünschten Zeitraum auf der Schaltfläche „Zeigen“, um die Länge der angezeigten Trenddaten zu bestimmen.
- Passen Sie das Start- und das Enddatum an, indem Sie den horizontalen Schieber oben im Fenster an die gewünschte Position ziehen. Sie können die Daten auch mit den Symbolen „Scrollen nach links“ und „Scrollen nach rechts“ anpassen.
- Bewegen Sie die vertikale Achse über das Diagramm, indem Sie den horizontalen Schieber unten am Fensterrand bewegen.

Zudem ist bei LATITUDE NXT der folgende Trend verfügbar:

- V-Therapie – Gibt an, ob an dem jeweiligen Tag ein Schock oder eine ATP-Therapie abgegeben wurde. Wurden an einem Tag sowohl ein Schock als auch eine ATP-Therapie abgegeben, wird für diesen Tag die Abgabe eines Schocks angegeben.

Atemfrequenz-Trend

Der Atemfrequenz-Trend zeigt ein Diagramm der täglichen minimalen, maximalen und mittleren 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.¹⁰

Sicherstellen, dass der AMV-/Atmungssensor auf „Ein“ (oder – beim AMV-Sensor – „Passiv“) programmiert ist, damit Trenddaten zur Atemfrequenz aufgezeichnet und angezeigt werden ("Atemminutenvolumen-(AMV-)/Atmungssensor" auf Seite 6-18).

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

10. ACC/AHA Heart Failure Clinical Data Standards. 112 (12), September 20, 2005.

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.“ (keine Angabe) gekennzeichnet, was anzeigt, dass zu wenige oder keine Daten aufgezeichnet wurden.

AP Scan

Die Funktion „AP Scan“ ist bei RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- und MOMENTUM-Aggregaten verfügbar.

AP Scan ist ein Trend der durchschnittlichen Zahl vom Aggregat gemessener Atmungsstörsungs-Ereignisse 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.

AP Scan wurde nach anerkannten Bewertungsmethoden von Schlafkliniken für die Detektion von Apnoe und Hypopnoe gestaltet.¹¹ Das Aggregat betrachtet ein Ereignis als schlafbezogene Atmungsstörung, wenn die Amplitude des Atemsignals mindestens 10 Sekunden lang um mindestens 26 % reduziert ist. Der Durchschnittswert wird durch Division der Gesamtanzahl der Atmungsstörsungs-Ereignisse durch die Anzahl der Stunden in der programmierten Schlafperiode berechnet. Diese Durchschnittswerte werden einmal pro Tag im AP Scan-Trend dargestellt.

Berücksichtigen Sie bitte die folgenden Informationen, wenn Sie AP Scan einsetzen:

- Um die Interpretation des Trends zu erleichtern, wird auf der Kurve bei durchschnittlich 32 Ereignissen pro Stunde eine Reizschwelle angezeigt. Diese Reizschwelle entspricht in etwa der klinischen Reizschwelle für schwere Apnoe. Daten oberhalb dieser Reizschwelle 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.
- Die Genauigkeit des AP Scan Trends 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, Atmungsstörsungs-Ereignisse zu detektieren
 - Der Patient wird gegen Schlafapnoe behandelt (z. B. CPAP-Therapie)

AP Scan wird folgendermaßen aktiviert:

1. Sicherstellen, dass der AMV-/Atmungssensor auf „Ein“ (oder – beim AMV-Sensor – „Passiv“) programmiert ist ("Atemminutenvolumen-(AMV-)/Atmungssensor" auf Seite 6-18).
2. Die folgenden Schlaf-Plan-Parameter programmieren (über die Registerkarte „Allgemein“ auf dem Bildschirm „Patientendaten“):
 - Schlaf-Start-Zeit – Zeit, zu der der Patient wahrscheinlich im Normalfall abends einschläft
 - Schlaf-Dauer – Zeit, die der Patient wahrscheinlich im Normalfall jede Nacht schläft

11. Meoli et al., Sleep, Vol. 24 (4), 469–470, 2001.

HINWEIS: Zur Aktivierung von AP Scan sicherstellen, dass der AMV-/Atmungssensor auf „Ein“ (oder – beim AMV-Sensor – „Passiv“) programmiert ist. Die Programmierung der Schlaf-Plan-Parameter wird nicht berücksichtigt, wenn der AMV-/Atmungssensor auf „Aus“ programmiert ist.

Um die Wahrscheinlichkeit zu erhöhen, dass der Patient während der Datenaufzeichnung schläft, beginnt das Aggregat erst eine Stunde nach der Schlaf-Start-Zeit mit der Datenaufnahme und beendet sie eine Stunde vor dem programmierten Ende der Schlaf-Dauer.

Beispiel: Wenn Sie als Schlaf-Start-Zeit 22:00 Uhr wählen und die Schlaf-Dauer auf 8 Stunden einstellen, überwacht das Aggregat beginnend um 23:00 Uhr und endend um 5:00 Uhr auf Atemstörungen.

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 im AP Scan-Trend 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.“ (keine Angabe) gekennzeichnet, was anzeigt, dass zu wenige oder keine Daten aufgezeichnet wurden.

Atemminutenvolumen-(AMV-)/Atmungssensor

Die folgenden Informationen zum Atemminutenvolumen-(AMV-)Sensor/Atmungssensor gelten für die RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA-, VIGILANT- und MOMENTUM-Aggregate.

Die Funktion „Atemminutenvolumen (AMV)“ ist bei RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- und MOMENTUM-Aggregaten verfügbar.

Der Atmungssensor ist bei CHARISMA- und VIGILANT-Aggregaten verfügbar.

Der AMV-/Atmungssensor nutzt transthorakale Impedanzmessungen, um Atmungsdaten für die Erzeugung der Trends „Atemfrequenz“ und „AP Scan“ aufzuzeichnen.

VORSICHT: Programmieren Sie den AMV-/Atmungssensor während einer mechanischen Beatmung auf Aus. Andernfalls kann Folgendes eintreten:

- Inadäquate AMV-Sensor-gesteuerte Frequenz
- Irreführende atmungsbasierte Trendanalyse

Ca. alle 50 ms (20 Hz) gibt das Aggregat eine Strom-Erregungs-Schockform zwischen der RA-Ringelektrode und dem Gehäuse (primärer Vektor) ab. Die Abgabe der Stromimpulse zwischen diesen Elektrodenpolen 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 RA-Elektroden spitze und dem Gehäuse. Aufgrund moderner Filtertechnik werden Atemfrequenzen bis zu 72 (AMV-Sensor) bzw. 65 (Atmungssensor) Atemzüge pro Minute unterstützt.

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. Atemmonitore, Oberflächen-EKG-Monitore, Geräte zur Überwachung der Hämodynamik) können die impedanzbasierten Diagnostikfunktionen des Aggregats (z. B. Schockelektroden-Impedanzmessungen, Atemfrequenztrend) beeinträchtigen. Diese Interferenz kann die Stimulationsfrequenz erhöhen, ggf. bis zur maximalen sensorgesteuerten Frequenz, wenn AMV auf Ein programmiert ist. Zur Beseitigung vermuteter Interaktionen mit dem AMV-Sensor diesen deaktivieren, indem er auf Aus (in diesem Fall findet keine AMV-Frequenzsteuerung und

keine AMV-Sensor-basierte Trendanalyse mehr statt) oder auf „Passiv“ (in diesem Fall findet keine AMV-Frequenzsteuerung statt) programmiert wird. Alternativ kann der Brady-Modus auf einen nicht-frequenzadaptiven Modus programmiert werden (in diesem Fall findet ebenfalls keine AMV-Frequenz-Steuerung statt).

Zur Beseitigung vermuteter Interaktionen mit den auf dem Atmungssensor basierenden Diagnostikfunktionen den Atmungssensor des Aggregats durch Programmierung auf Aus deaktivieren.

HINWEIS: Das Signal des AMV-Sensors verursacht keinen Anstieg der Herzfrequenz, wenn dieser auf „Passiv“ programmiert ist. 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.

VORSICHT: Wenn im EGM AMV-/Atmungssensor-Signalartefakte beobachtet werden und nachgewiesen wurde, dass 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 AMV-Sensor 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:

- Eine Episode des Typs Ventrikuläre Tachykardie wird erklärt (8 von 10 Schlägen sind schnell) – Der Sensor wird für die Dauer der Episode ausgesetzt. Sobald die Episode endet, wird die AMV-gesteuerte Stimulation fortgesetzt, sofern keine automatische 6-stündige Kalibrierung aufgrund einer langen Episode oder außerhalb des zulässigen Bereichs liegender Elektrodenimpedanzen durchgeführt wird (Test erfolgt am Ende der Episode).
- Hohe elektrische Störpegel – Das Aggregat misst kontinuierlich elektrische Störpegel. Der Sensor wird bei einem hohen Störpegel vorübergehend ausgeschaltet (als AMV-Sensorstatus wird „Ausgesetzt: Störungen erkannt“ angezeigt) und wieder eingeschaltet, wenn der Störpegel auf ein akzeptables Niveau abgesunken ist.
- Verlust der Elektrodenintegrität – Die Elektrodenimpedanzen für den Sensor werden stündlich 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 RV-Coil zum Gehäuse, der von der RV-Elektroden spitze 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 Elektrodenimpedanzmessung vorübergehend ausgesetzt.

HINWEIS: Wenn keine RA-Elektrode verwendet wird, ist nur der sekundäre Vektor verfügbar.

- Das Aggregat misst die Elektrodenimpedanz weiterhin stündlich, um festzustellen, ob der Sensor auf den primären bzw. sekundären Vektor zurückgeschaltet oder ausgesetzt bleiben sollte. Akzeptable Elektrodenimpedanzwerte liegen im Bereich von 200 bis

2000 Ω für den Spitze-zu-Gehäuse-Vektor, von 100 bis 1500 Ω für den Ring-zu-Gehäuse-Vektor und von 20 bis 200 Ω für den RV-Coil zu Gehäuse-Vektor.

Folgendermaßen vorgehen, um den AMV-Sensor zu programmieren:

1. Aus dem Hauptbildschirm die Registerkarte „Einstellungen“ wählen und hier „Überblick Einstellungen“ wählen.
2. Schaltfläche „Brady-Einstellungen“ wählen.
3. Gewünschte Option für den AMV-Sensor wählen.

Folgendermaßen vorgehen, um den Atmungssensor zu programmieren:

1. Aus der Registerkarte „Überblick“ die Funktion „Elektroden“ wählen.
2. Schaltfläche „Einstellung“ wählen.
3. Wählen Sie die gewünschte Option für „Atmungs-bezogene Trends“.

VORSICHT: Um eine akkurate AMV-Basislinie zu erhalten, wird der AMV-Sensor automatisch oder manuell kalibriert. Eine neue manuelle Kalibrierung muss durchgeführt werden, wenn das Aggregat nach der Implantation aus der Tasche genommen wird. Dies ist beispielsweise bei einer Umpositionierung einer Elektrode der Fall oder wenn die Möglichkeit besteht, dass die AMV-Basislinie durch Faktoren wie Elektrodenalterung, Luftschlüsse in der Tasche, Bewegung des Aggregats aufgrund einer inadäquaten Naht, externe Defibrillation oder Cardioversion oder andere Patientenkomplikationen (z. B. Pneumothorax) beeinflusst worden sein könnte.

Thorakale Impedanz

Der Sensor für die thorakale Impedanz misst die Impedanz zwischen den Polen der RV Elektrode und dem Aggregate-Gehäuse. Die thorakale Impedanz kann mit dem Flüssigkeitsgehalt im Brustkorb des Patienten korrelieren und Veränderungen dieses Flüssigkeitsgehalts abbilden. Nimmt der Flüssigkeitsgehalt im Brustkorb zu, sinkt die thorakale Impedanz.

Nacht-Herzfrequenz

Der Sensor „Nacht-Herzfrequenz“ misst die Herzfrequenz eines Patienten in den Stunden von Mitternacht bis 6 Uhr morgens. Diese Periode ist nicht programmierbar. Reist der Patient in eine andere Zeitzone oder ist die Uhr des Aggregats nicht richtig gestellt, kann es zu einer Verfälschung der Daten dieses Trends kommen. Die Programmierung der Aggregate-Uhr kann erfolgen, indem diese zum Zeitpunkt der Abfrage des Aggregats mit der Uhr des Programmiergeräts synchronisiert wird. Für eine genaue Einstellung der Aggregate-Uhr ist sicherzustellen, dass die Uhr des Programmiergeräts korrekt gestellt ist.

Schlafhaltung

Der Schlafhaltungssensor misst die durchschnittlichen Neigungswinkel des Patienten zur Nacht (Schlafhaltung).

Bevor die Bildung eines Schlafhaltungstrends aufgenommen wird, muss der Sensor initialisiert und kalibriert werden. Die Initialisierung erfolgt automatisch; die Kalibrierung erfordert die Beteiligung von klinischem Anwender und Patient.

- **Initialisierung**

Die Initialisierung des Schlafhaltungssensors erfolgt automatisch nach der Implantation und nimmt typischerweise 5 bis 7 Tage in Anspruch. Die Initialisierung kann mehr Zeit in Anspruch nehmen, wenn der Patient während dieses Zeitraums nur eine stark eingeschränkte Zahl von Körperhaltungen einnimmt.

Nach Abschluss der Initialisierung kann die Kalibrierung stattfinden.

- **Kalibrierung**

Die Kalibrierung unter Verwendung des Programmiergeräts erfolgt nach der Implantation im Rahmen eines Nachsorgebesuchs, nachdem die Initialisierung abgeschlossen ist. Bei der Kalibrierung wird die Ausrichtung des Aggregats im Körper des Patienten bestimmt. Zur Durchführung der Kalibrierung muss der Patient eine aufrechte Haltung – wahlweise im Sitzen oder Stehen – einnehmen; anschließend drückt der Arzt die Schaltfläche „Kalibrieren“ am Programmiergerät. Abbildung 6–5 Bildschirm „Herzinsuffizienz-Management-Einstellung“ auf Seite 6-21 zeigt die Schaltfläche „Kalibrieren“.

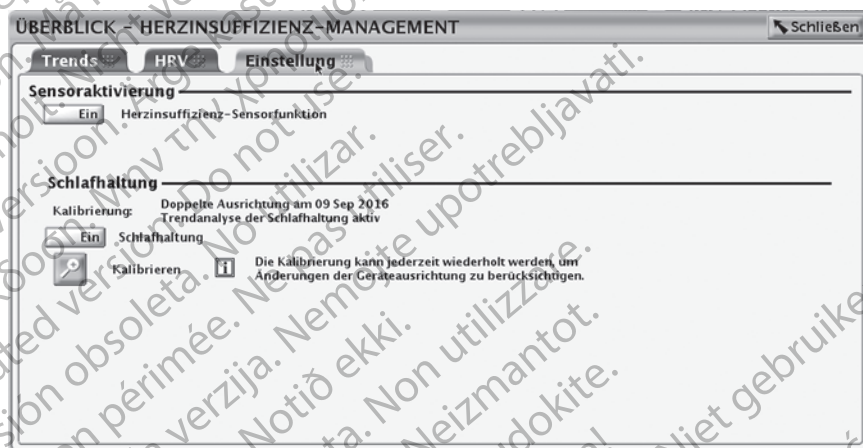


Abbildung 6–5. Bildschirm „Herzinsuffizienz-Management-Einstellung“

Das Programmiergerät informiert den klinischen Anwender, sobald die Kalibrierung für die jeweilige Körperhaltung abgeschlossen ist. Konnten keine stabilen Daten in ausreichender Zahl erfasst werden, gibt das Programmiergerät dies an und fordert dazu auf, die Kalibrierung für die jeweilige Körperhaltung zu wiederholen.

Die Kalibrierung des Schlafhaltungssensors erfordert zwar die Einnahme nur einer aufrechten Körperhaltung, doch kann die Genauigkeit verbessert werden, indem eine zweite Kalibrierung im Liegen durchgeführt wird. Wiederholen Sie den vorstehenden Prozess, um Messwerte für die zweite Haltung zu erfassen.

Die Genauigkeit des Schlafhaltungstrends hängt von einer einwandfreien Kalibrierung des Körpers ab. Befindet sich der Patient bei der Erfassung der aufrechten bzw. liegenden Körperhaltung nicht absolut in der Senkrechten bzw. der Waagerechten, kommt es zu einer Verfälschung der Trendwerte.

Die Kalibrierung kann nach Ermessen des klinischen Anwender beliebig oft wiederholt werden.

- **Trendanalysen**

Der Schlafhaltungstrend spiegelt während der Schlafenszeit des Patienten („Schlaf-Plan“) regelmäßig durchgeführte Messungen wider. Die Programmierung des Schlaf-Plans des Patienten erfolgt über die Registerkarte „Allgemein“ im Bildschirm „Patienteninformationen“.

Die erste Messung erfolgt 1 Stunde nach der programmierten Einschlafzeit, die letzte Messung 1 Stunde vor dem Ende der programmierten Schlafdauer. Für eine erfolgreiche Messung darf sich der Patient zum jeweiligen Zeitpunkt möglichst wenig bewegen.

POST-IMPLANTATIONSEIGENSCHAFTEN

Vom Patienten ausgelöste Überwachung (PTM)

„Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ gestattet es dem Patienten, die Speicherung von EGM, Intervallen und annotierten Markern während einer symptomatischen Episode auszulösen, indem er einen Magneten über das Aggregat hält. Weisen Sie den Patienten an, dass er den Magneten kurz und nur einmal über das Gerät 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 PTM aktiviert ist, kann der Patient die Datenaufzeichnung auslösen, indem er für mindestens 2 Sekunden einen Magneten über das Gerät hält. Das Gerät speichert dann die Daten für den Zeitraum von bis zu 2 Minuten vor und bis zu 1 Minute nach der Magnetaktivierung. Die gespeicherten Daten umfassen die Episodennummer, die Frequenzen bei der Magnetanwendung sowie die Startzeit und das Datum der Magnetanwendung. Nachdem ein EGM erstellt und gespeichert wurde, wird PTM deaktiviert. Um ein weiteres EGM zu speichern, muss das Funktionsmerkmal „PTM“ mit dem Programmiergerät erneut aktiviert werden. Wenn der Patient nach 60 Tagen die Datenspeicherung nicht ausgelöst hat, wird PTM automatisch deaktiviert.

Beim Speichern von Daten wird der zugehörige Episodentyp im Arrhythmie-Logbuch als „PTM“ gespeichert.

VORSICHT: Die Verwendung der Funktion „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ ist sorgfältig abzuwägen, da sie während ihrer Aktivierung folgende Konsequenzen mit sich bringt:

- Alle anderen Magnetfunktionen einschließlich der Therapieinhibierung werden deaktiviert. Die Funktion „Magnet/Piepton“ zeigt keine Magnetposition an.
- Die Funktionsdauer des Geräts wird beeinträchtigt. Um die Auswirkungen auf die Funktionsdauer zu minimieren, ermöglicht PTM lediglich die Speicherung einer einzigen Episode. Außerdem wird PTM automatisch deaktiviert, wenn 60 Tage lang keine Datenaufzeichnung ausgelöst wurde.
- Nachdem das EGM gespeichert wurde (oder 60 Tage verstrichen sind), wird PTM deaktiviert, und die Magnetreaktion des Geräts wird automatisch auf Therapie inhib. eingestellt. Das Aggregat inhibiert jedoch erst die Therapie, wenn der Magnet 3 Sekunden lang entfernt und danach erneut über das Gerät gehalten wird.

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 Ventrikuläre Tachykardie-Therapie die Details-Schaltfläche Einstellung V-Tachy-Therapie wählen.
4. Magnetreaktion auf „EGM speichern“ programmieren.

5. 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.
6. 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: Falls gewünscht, 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. belassen wird, könnte der Patient die Tachyarrhythmie-Detektion und -therapie deaktivieren.

WARNUNG: Sobald die Funktion Vom Patienten ausgelöste Überwachung durch den 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 Tachyarrhythmie-therapie inhibiert werden könnte.

HINWEIS: Wenn die Programmierung der Magnetreaktion automatisch auf „Therapie inhibieren“ gesetzt wurde, gibt das Gerät beim Aufsetzen des Magneten Warntöne aus. Weisen Sie den Patienten darauf hin, dass er den Magneten entfernen muss, wenn das Gerät beim Aufsetzen des Magneten akustische Signale von sich gibt.

7. „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ kann nur 60 Tage lang aktiv bleiben. Um die Funktion innerhalb dieser Zeitdauer von 60 Tagen 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 die Magnetreaktion geht auf „Therapie inhibieren“ zurück. Um die Funktion erneut zu aktivieren, diese Schritte wiederholen.

Weitere Informationen erhalten Sie von Boston Scientific (die Kontaktdaten finden Sie auf der Rückseite).

Piepton-Funktion

Das Aggregat besitzt einen Signaltonger, der mittels akustischer Signale über den Status informiert. Der Piepton umfasst sowohl programmierbare als auch nicht programmierbare Funktionen.

Programmierbare Funktionen

Die folgenden Pieptonfunktionen sind programmierbar:

- Piepton während Kondensatoraufladung – Wenn diese Funktion unabhängig vom Tachy-Modus auf „Ein“ programmiert wird, ertönt ein anhaltendes akustisches Signal, während das Aggregat lädt (außer während des Ladens für die automatische Reformierung der Kondensatoren). Der Ton hält an, bis der Ladevorgang abgeschlossen ist. Wenn diese Funktion auf „Aus“ programmiert wird, gibt es keine akustische Anzeige, dass das Aggregat lädt. Diese Funktion ist bei EP-Tests hilfreich.
- Piepton wenn Austausch angezeigt ist – Wenn diese Funktion auf „Ein“ programmiert ist, gibt das Aggregat Pieptöne von sich, wenn der Zeitpunkt „Explantieren“ erreicht ist. Das Indikator „Explantieren“ besteht aus 16 Pieptönen, die nach Erreichen des Zeitpunkts „Explantieren“ durch das Aggregat alle sechs Stunden abgegeben werden, bis die Funktion mit dem Programmiergerät ausgeschaltet wird. Wenn diese Funktion auf „Aus“ programmiert wird, gibt es keine akustische Anzeige für „Explantieren“.

- Piepton wenn außerhalb des Bereichs – Wenn die Funktion auf „Ein“, programmiert ist, gibt das Aggregat Pieptöne aus, sobald die „Tägliche Impedanz“-Werte sich außerhalb des zulässigen Bereichs befinden. Diese Funktion kann für jede Stimulationselektroden- und jede Schock-Impedanz separat programmiert werden. Der Piepton des Indikators, der einen Wert des zulässigen Bereichs 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 Impedanz“-Werte.

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.
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. Schaltfläche „Elektroden“ anklicken.
3. Aus dem Überblicksbildschirm „Elektrodenstatus“ die Registerkarte „Einstellungen“ wählen.
4. Die gewünschten Werte für „Piepton wenn außerhalb des Bereichs“ auswählen.

HINWEIS: Wenn die Magnetreaktion auf „Therapie inhibieren“ programmiert ist, sorgt die Magnetanwendung dafür, dass andere Typen von Pieptönen abgegeben werden, die vom Gerätemodus abhängen. Weitere Informationen finden Sie unter „Magnetfunktion“ auf Seite 6-25.

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
- Fehler-Code-Töne – Bei gewissen Fehler-Codes oder wenn der Sicherheits-Modus eingetreten ist, piept das Aggregat alle sechs Stunden 16-mal.

HINWEIS: Es ist möglich, dass als Reaktion auf einen Selbstdiagnostetest des Geräts auch unter nicht programmierbaren Szenarien Pieptöne abgegeben werden. Weisen Sie die Patienten darauf hin, dass das Aggregat überprüft werden muss, wenn das Gerät akustische Signale von sich gibt.

Konfigurieren der Pieptoneinstellungen (nach MRT):

Der Piepton kann nach einem MRT-Scan nicht mehr verwendet werden. Der Kontakt mit dem starken Magnetfeld eines MRT-Scanners hat einen permanenten Verlust des Pieptonvolumens zur Folge. Dies kann nicht wiederhergestellt werden, auch nicht, nachdem die MRT-Scanumgebung verlassen und der „MRT-Schutz-Modus“ beendet wurde. Das System deaktiviert proaktiv die programmierbaren und nicht programmierbaren „Piepton“-Funktionen wenn der „MRT-Schutz-Modus“ programmiert ist. Wird der „MRT-Schutz-Modus“ verlassen, bleibt der Piepton ausgeschaltet. Bei der Abfrage wird im Dialogfenster „Überblick“ eine entsprechende Benachrichtigung dazu angezeigt, dass der Piepton durch die Verwendung des „MRT-Schutz-Modus“ deaktiviert ist. Nach dem Verlassen des „MRT-Schutz-Modus“ kann der Piepton über die Option „Konfigurieren der Pieptoneinstellungen“ bei Bedarf wieder aktiviert werden. Stellen Sie nach dem erneuten Aktivieren des Pieptons sicher, dass dieser akustisch wahrnehmbar ist, indem Sie die Signale mit dem Magneten prüfen. Ist der Piepton nicht hörbar, programmieren Sie den Piepton wieder auf „Aus“.

WARNUNG: Der Piepton kann nach einem MRT-Scan nicht mehr verwendet werden. Der Kontakt mit dem starken Magnetfeld eines MRT-Scanners hat einen permanenten Verlust des Pieptonvolumens zur Folge. Dies kann nicht wiederhergestellt werden, auch nicht, nachdem die MRT-Scanumgebung verlassen und der „MRT-Schutz-Modus“ beendet wurde. Bevor ein MRT-Verfahren durchgeführt wird, sollten ein Arzt und der Patient die Vorteile des MRT-Verfahrens gegen das Risiko des Verlusts des Pieptons abwägen. Es wird dringend empfohlen, Patienten nach einem MRT-Scan in LATITUDE NXT zu betreuen, sofern dies noch nicht der Fall ist. Ist dies nicht möglich, wird ein Nachsorgeplan mit vierteljährlichen Kontrollterminen in der Klinik zur Überwachung der Aggregatleistung dringend empfohlen.

Die Option „Konfigurieren der Pieptoneinstellungen“ ist nur verfügbar, nachdem das Gerät in den „MRT-Schutz-Modus“ versetzt wurde. Wurde der Piepton wieder auf „Ein“ programmiert, werden alle programmierbaren und nicht programmierbaren Pieptonfunktionen auf ihre nominellen Werte zurückgesetzt ("Magnet- und Pieptonfunktionen PgmOp" auf Seite A-10).

Führen Sie folgende Schritte durch, um die Einstellungen der „Konfigurieren der Pieptoneinstellungen“ vorzunehmen:

1. Registerkarte „Einstellungen“ wählen.
2. Registerkarte „Piepton“ wählen.
3. Den gewünschten Wert für „Piepton“ wählen.
4. Vergewissern Sie sich nach dem erneuten Aktivieren des Pieptons, dass dieser akustisch wahrnehmbar ist, indem Sie einen Magneten über das Gerät halten und auf Signale achten. Ist der Piepton hörbar, lassen Sie den Pieptoneingeschaltet. Ist der Piepton nicht wahrnehmbar, programmieren Sie den Piepton auf „Aus“.

Weitere Informationen zum Piepton finden Sie im Technischen Leitfaden MRT zum ImageReady MRT-tauglichen Defibrillationssystem oder bei Boston Scientific. Verwenden Sie hierzu die Kontaktdaten auf der Rückseite.

Magnetfunktion

Die Magnetfunktion ermöglicht es, gewisse Aggregatfunktionen auszulösen, wenn ein Magnet in der Nähe des Aggregats platziert wird (Abbildung 6–6 Richtige Position des Magneten, Modell 6860, zur Aktivierung der Magnetfunktion des Aggregats auf Seite 6-26).

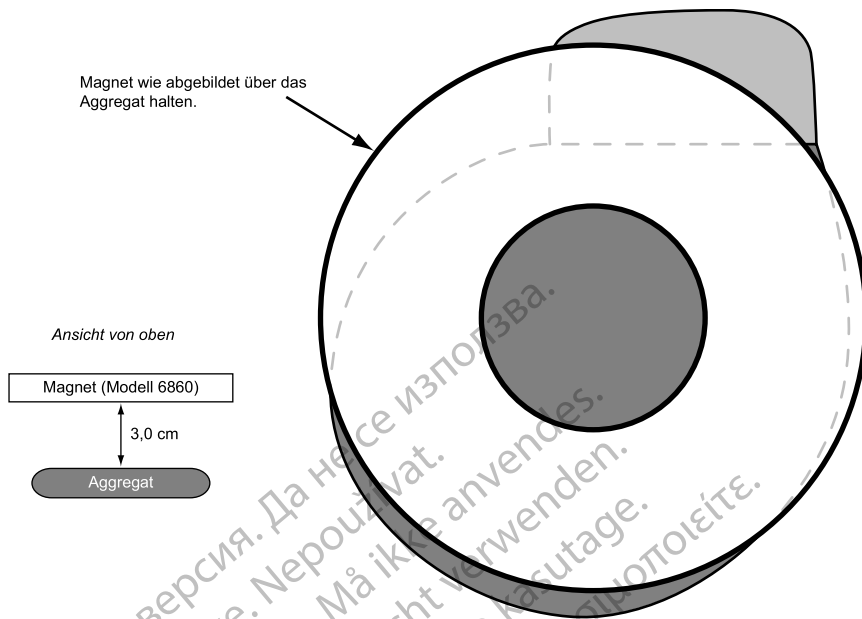


Abbildung 6-6. Richtige Position des Magneten, Modell 6860, zur Aktivierung der Magnetfunktion des Aggregats

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 inhibieren – die Therapie wird abgebrochen

Aus

Wenn die Magnetreaktion auf „Aus“ programmiert ist, hat die Anwendung des Magneten keinen Einfluss auf das Aggregat.

EGM speichern

Wenn die Magnetreaktion auf „EGM speichern“ programmiert ist, wird durch die Anwendung des Magneten die Funktion „Vom Patienten ausgelöste Überwachung“ aktiviert ("Vom Patienten ausgelöste Überwachung" auf Seite 6-22).

Therapie inhibieren

Wenn die Magnetreaktion auf „Therapie inhibieren“ 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 inhibieren“ programmiert ist, werden die Abgabe der Tachyarrhythmie-therapie und die Arrhythmieinduktion immer dann inhibiert, wenn der Magnet korrekt über dem Aggregat positioniert ist. Der Tachyarrhythmiedetektionsprozess wird fortgesetzt, aber Therapie oder Induktion können nicht ausgelöst werden. Wenn ein Magnet über dem Aggregat positioniert wird, geschieht Folgendes:

- Ist der Tachy-Modus auf „Überwachung+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 zum vorher programmierten Modus zurück.

- Falls das Aggregat lädt, um eine Schocktherapie abzugeben, wenn der Magnet angewendet 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 Gerät gehalten wird, eine Inhibierung der Therapie aber nicht gewünscht wird.) Das Aggregat bleibt vorübergehend im Modus „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 bis 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 Gerät nicht in einem Therapie-Modus befindet.
- Wenn der Tachy-Modus auf „Überwachung+Therapie“ programmiert ist, piept das Aggregat bei Magnetanwendung einmal pro Sekunde, um anzuzeigen, dass sich das Gerät in einem Therapie-Modus befindet.
- Wenn sich das Aggregat im Elektrokauterisations-Schutz befindet, piept das Aggregat bei Magnetanwendung entsprechend dem Tachy-Modus, der aktiv war, als das Aggregat in den Elektrokauterisations-Schutz geschaltet wurde. Wenn der Tachy-Modus bei der Aktivierung des Elektrokauterisations-Schutz beispielsweise auf „Überwachung+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 Gerät im Modus „Nur Überwachung“ befand.

HINWEIS: Wenn sich das Aggregat im MRT-Schutz-Modus befindet, ist die Magnetfunktion ausgesetzt.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne utilizar.

Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. No utilizar.

Novecojsi versija. Non utilizzare.
Pasenusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.

Versiuone expirată. A nu se utiliza.
Zastarana verzija. Nepoužívat.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

ELEKTROPHYSIOLOGISCHE TESTS

KAPITEL 7

Dieses Kapitel enthält die folgenden Themen:

- “EP-Test-Funktionen” auf Seite 7-2
- “Induktionsmethoden” auf Seite 7-4
- “Befohlene Therapie – Methoden” auf Seite 7-9

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne utilizar.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Nenaudokite.
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Nie uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

EP-TEST-FUNKTIONEN

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-Test-Funktionen 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:

- V Fib-Induktion
- T-Welle-Schock-Induktion
- Induktion/Terminierung durch programmierte elektrische Stimulation (PES)
- Induktion/Terminierung durch 50 Hz/Manueller Burst-Stimulation
- Befehlener Schock-Therapie
- Befohlene ATP-Therapie

Temporärer EP-Modus

Im temporären EP-Modus können Sie den Gerätemodus auf einen temporären Wert während des EP-Tests einstellen, ohne den normalen Gerätemodus zu verändern.

EP-Test-Bildschirm

Der Bildschirm „EP-Test“ zeigt den Echtzeitstatus des Detektions- und Therapie-Prozesses des Aggregats an, sofern eine Telemetrieverbindung besteht. Die Beobachtung 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 den Bildschirm „EP-Test“ (Abbildung 7-1 EP-Test-Bildschirm auf Seite 7-2).

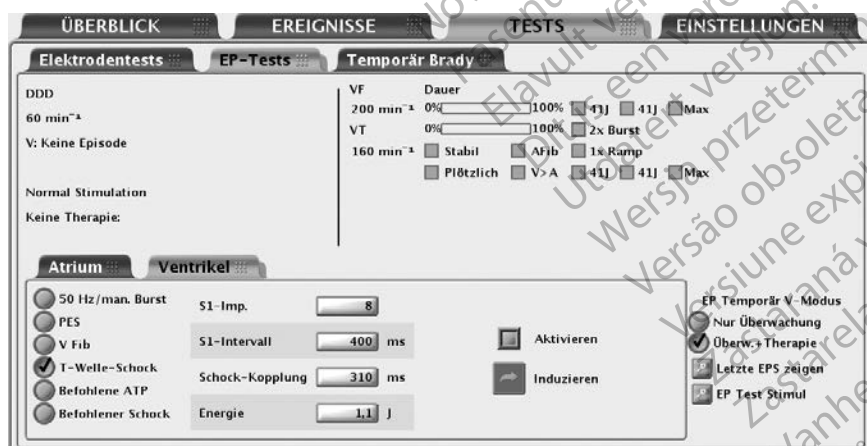


Abbildung 7-1. EP-Test-Bildschirm

Der Bildschirm gibt die folgenden Informationen:

- 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 eine „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.
- Typ 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 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.
- Therapieschemen – 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 werden 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-Test-Funktionen gehen Sie folgendermaßen vor:

1. Registerkarte „Tests“ wählen, dann Registerkarte „EP-Tests“ wählen.
2. Stellen Sie die Telemetrie Verbindung her. Die Telemetrie Verbindung zwischen dem Programmiergerät und dem Aggregat sollte während allen EP-Test-Verfahren aufrechterhalten werden.
3. Stellen Sie „Backup-Stimulation“ und „EP Test Stimulationsenergie“ auf die gewünschten Werte.

HINWEIS: In Einkammergeräten ist während der EP-Tests keine Backup-Stimulation verfügbar.

4. „EP Temporär V-Modus“ entsprechend der EP-Test-Methode (Tabelle 7-1 „EP Temporär V-Modus“ für EP-Test-Funktionen auf Seite 7-3) programmieren.

Tabelle 7-1. „EP Temporär V-Modus“ für EP-Test-Funktionen

EP-Test-Methode ^a	EP-Temp-V-Modus		
	Überw.+Therapie ^d	Nur Überwachung ^e	Aus
50 Hz/Manueller Burst ^b	X		
PES ^b	X		

Tabelle 7-1. „EP Temporär V-Modus“ für EP-Test-Funktionen (Fortsetzung)

EP-Test-Methode ^a	EP-Temp-V-Modus		
	Überw.+Therapie ^d	Nur Überwachung ^e	Aus
V Fib ^c	X		
T-Welle-Schock ^c	X		
Befohlene ATP ^c		X	
Befohlener Schock ^c	X	X	

- a. EP-Funktionen können nicht durchgeführt werden, wenn das Aggregat auf den Modus „Lagerung“ programmiert ist.
 b. Verfügbare Methode für atriale und ventrikuläre Induktion.
 c. Verfügbare Methode nur für ventrikuläre Induktion.
 d. „Ventrikulärer Tachy-Modus“ muss auf „Überwachung + Therapie“ programmiert sein.
 e. „Ventrikulärer Tachy-Modus“ muss auf „Nur Überwachung“ oder auf „Überwachung + Therapie“ programmiert sein.

INDUKTIONSMETHODEN

Jede „EP-Test“-Methode, die im Bildschirm „EP-Test“ verfügbar ist, wird im Folgenden zusammen mit den Anweisungen beschrieben. Während Induktionen/Terminierungen jeglichen Typs führt das Aggregat keine weitere Aktivität aus, bis der Test abgeschlossen ist, wobei dann der programmierte Modus aktiviert wird und das Aggregat entsprechend reagiert.

Berücksichtigen Sie bitte die folgenden Informationen, wenn Sie diese Methoden anwenden:

- Alle Induktionen und Tachykardietherapieabgaben werden inhibiert, wenn ein Magnet über dem Aggregat platziert wird (wenn die Magnetreaktion auf „Therapie inhibieren“ programmiert ist)
- Die Stimulationsimpulse werden während der Induktion entsprechend der programmierten EP-Test-Stimulationsparameter abgegeben

VFib-Induktion

Für die V Fib-Induktion werden die Schockelektroden 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 Stimulations-Schockform mit 9 Volt
- „V Fib Hoch“ liefert eine Stimulations-Schockform mit 15 Volt

Durchführung einer V Fib-Induktion

HINWEIS: Der Patient sollte vor der Abgabe von Fibrillationsinduktionsimpulsen sediert werden. Durch die große Elektrodenoberfläche der Schockelektroden 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“ wählen.
3. Die gewünschte Schaltfläche „Fib High“ drücken“ oder „Fib Low“ drücken“ wählen, um die Abgabe der Fibrillationsinduktion zu initiieren. Die Induktion wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche gehalten und die Telemetrieverbindung aufrechterhalten wird, höchstens aber 15 Sekunden.

Während der Induktion ist die Detektionsfunktion des Aggregats automatisch deaktiviert und wird nach Beendigung der Induktion automatisch wieder aktiviert. Wenn die V Fib-Induktion während einer Episode gestartet wird, wird das Episodenende erklärt, bevor die V Fib-Induktionsimpulse gestartet werden. Eine neue Episode (mit anfänglicher Detektion und Therapie) kann erklärt werden, nachdem die V Fib-Induktion abgeschlossen ist. Ereignismarker und EGMs werden während der V Fib-Induktion unterbrochen und nach der Induktion automatisch wieder gestartet.

4. Um die Induktion anzuhalten, geben Sie die Schaltfläche wieder frei (die Schaltfläche wird wieder abgeblendet). Nach der Induktion startet das Aggregat die Detektion automatisch neu, und die Post-Schock-Stimulation wird aktiviert.
5. Diese Schritte wiederholen, um eine weitere Fibrillationsinduktion abzugeben.

Induktion eines T-Welle-Schocks

Die Induktionsmethode „T-Welle-Schock“ ermöglicht es dem Gerät, eine Impulsfolge (bis zu 30 zeitlich gleiche Stimulationsimpulse oder S1-Impulse) über die ventrikulären Stimulations-/Detektions-Elektroden abzugeben, gefolgt von der Abgabe eines Schocks über die Schockelektroden (Abbildung 7-2 Impulsfolge für T-Wellen-Schock-Induktion auf Seite 7-5).

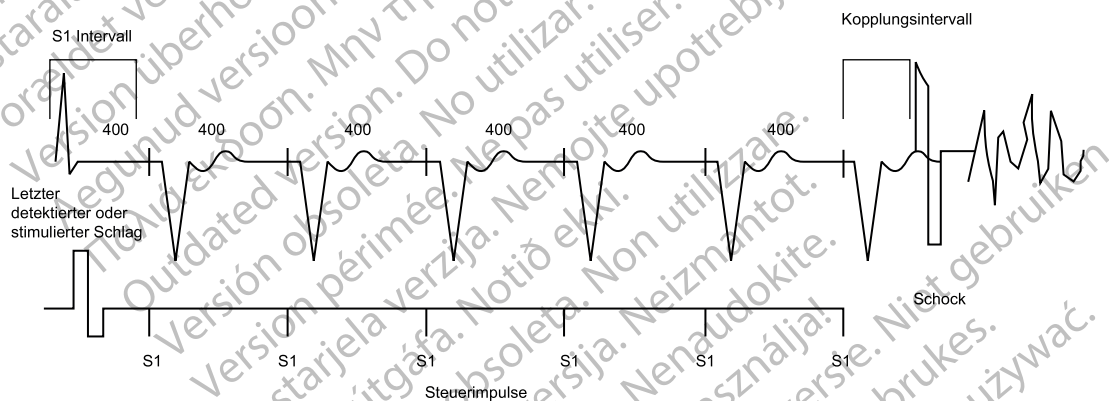


Abbildung 7-2. Impulsfolge für T-Wellen-Schock-Induktion

Der anfängliche 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-Welle-Schock-Induktion

1. Option „T-Welle-Schock“ wählen. Die programmierbaren Induktionsparameter werden angezeigt.
2. Den gewünschten Wert für jeden Parameter wählen.
3. Kontrollkästchen „Aktivieren“ wählen. Die Schaltfläche „Induzieren“ ist nicht länger abgeblendet.
4. Schaltfläche „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. Die Induktion des T-Welle-Schocks ist abgeschlossen, wenn die Impulsfolge und der Schock abgegeben wurden. Zu diesem Zeitpunkt nimmt das Aggregat automatisch wieder die Detektion auf, anschließend wird die Post-Schock-Stimulation aktiviert.

HINWEIS: Vor der Abgabe der Impulsfolge sind Töne zu hören, die das Laden der Kondensatoren zur Vorbereitung der Schockabgabe anzeigen.

HINWEIS: Der während der T-Welle-Schock-Induktion abgegebene Schock erhöht den Episoden- oder den Therapiezähler nicht.

Ventrikuläre Backup-Stimulation während atrialem EP-Test

Die ventrikuläre Backup-Stimulation ist während atrialer EP-Tests (PES, 50 Hz/Manueller Burst) unabhängig von den programmierten normalen oder Post-Therapie-Stimulations-Modi verfügbar.

HINWEIS: Die Backup-Stimulation erfolgt im VOO-Modus.

HINWEIS: In Einkammergeräten ist während der EP-Tests keine Backup-Stimulation verfügbar.

In Zweikammergeräten werden Parameter für die Backup-Stimulation über die Schaltfläche „EP Test Stimulation“ programmiert. Parameter für die Backup-Stimulation sind unabhängig von den permanenten Stimulationsparametern programmierbar. Die Backup-Stimulation kann auch deaktiviert werden, indem der Backup-Stimulation-Modus auf „Aus“ programmiert wird.

Programmierte elektrische Stimulation (PES)

Mit der PES-Induktion kann das Aggregat bis zu 30 identische Stimulationsimpulse (S1) abgeben, 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 Impulsfolge PES-Induktion 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 den EP-Test abgegeben.

Für Atriale PES stehen Backup-Stimulation-Parameter zur Verfügung.

HINWEIS: In Einkammergeräten ist während der EP-Tests keine Backup-Stimulation verfügbar.

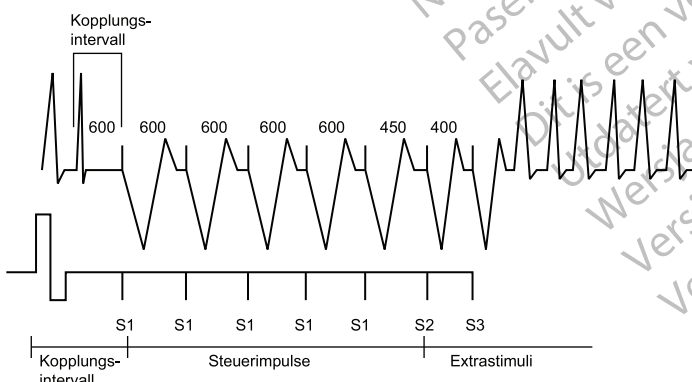


Abbildung 7–3. Impulsfolge PES-Induktion

Durchführung der PES-Induktion

1. In Zweikammergeräten je nach Kammer, die stimuliert werden soll, Registerkarte „Atrium“ oder „Ventrikel“ wählen.

- Option „PES“ wählen. Die Schaltflächen für die Impulse S1–S5 und die entsprechenden Burstzykluslängen werden angezeigt.
- Den gewünschten Wert für die S1–S5-Intervalle wählen (Abbildung 7–4 Optionen für die PES-Induktion 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.

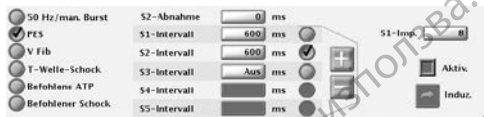


Abbildung 7–4. Optionen für die PES-Induktion

- Kontrollkästchen „Aktivieren“ wählen.
- Schaltfläche „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 PES-Abgabe nicht gestoppt, wenn Sie die Telemetrieverbindung unterbrechen. (Bei aktivierter Telemetrie kann die Induktionsabgabe durch Drücken der Taste THERAPIE ABLEITEN gestoppt werden.)
- 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 kommentierte 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 „Manueller Burst“ sind die Stimulationsparameter programmierbar, während sie für die 50-Hz-Stimulation festgelegt sind.

„Manuelle Burststimulation“- und 50-Hz-Stimulation-Impulse werden im Modus XOO (wobei X für die Kammer steht) entsprechend der programmierten Stimulationsparameter für den EP-Test abgegeben. Für „Atrialer Manueller Burst“ und „50 Hz“ stehen Backup-Stimulation-Parameter zur Verfügung.

HINWEIS: In Einkammergeräten ist während der EP-Tests keine Backup-Stimulation verfügbar.

Durchführung der Manueller Burst-Stimulation

1. In Zweikammergeräten je nach Kammer, die stimuliert werden soll, Registerkarte „Atrium“ oder „Ventrikel“ wählen.
2. Option „50 Hz/Manueller Burst“ wählen.
3. Den gewünschten Wert für „Burstintervall“, „Minimum“ und „Abnahme“ wählen. Dies gibt die Zykluslänge der Intervalle in der Impulsfolge an.
4. Kontrollkästchen „Aktivieren“ wählen.
5. Um den Burst abzugeben, Schaltfläche „Burst abgeben“ wählen und gedrückt halten.

Der ventrikuläre manuelle Burst wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Burst abgeben“ gedrückt gehalten und die Telemetrie Verbindung aufrecht erhalten wird, aber höchstens 30 Sekunden.

Der atriale manuelle Burst wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Burst abgeben“ gedrückt gehalten und die Telemetrie Verbindung aufrecht erhalten wird, aber höchstens 45 Sekunden.

Die Intervalle werden weiter verkürzt, bis das Intervall „Minimum“ erreicht ist. Anschließend werden alle weiteren Impulse mit dem Intervall „Minimum“ abgegeben.

6. Um die Burstabgabe zu stoppen, die Schaltfläche „Burst abgeben“ loslassen. Die Schaltfläche „Burst abgeben“ wird wieder abgeblendet.
7. Um eine zusätzliche Manueller Burst-Stimulation abzugeben, diese Schritte wiederholen.

50 Hz Burststimulation ausführen

1. In Zweikammergeräten je nach Kammer, die stimuliert werden soll, Registerkarte „Atrium“ oder „Ventrikel“ wählen.
2. Option „50 Hz/Manueller Burst“ wählen.
3. Kontrollkästchen „Aktivieren“ wählen.
4. Um den Burst abzugeben, Schaltfläche „Drücken für 50 Hz Burst“ wählen und gedrückt halten.

Der ventrikuläre 50 Hz Burst wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Burst abgeben“ gedrückt gehalten und die Telemetrie Verbindung aufrecht erhalten wird, aber höchstens 30 Sekunden.

Der atriale 50 Hz Burst wird so lange abgegeben, wie die Schaltfläche „Burst abgeben“ gedrückt gehalten und die Telemetrie Verbindung aufrecht erhalten wird, aber höchstens 45 Sekunden.

HINWEIS: Während der Stimulation mit „Drücken für 50 Hz Burst“ wird das S1-Intervall automatisch auf 20 ms und Abnahme auf 0 gesetzt. Diese Werte werden nicht auf dem Bildschirm angezeigt.

5. Um die Burstabgabe zu stoppen, die Schaltfläche „Drücken für 50 Hz Burst“ loslassen. Die Schaltfläche „Drücken für 50 Hz Burst“ wird wieder abgeblendet.
6. Um eine zusätzliche 50-Hz-Burststimulation abzugeben, diese Schritte wiederholen.

HINWEIS: Echtzeit-EGMs und kommentierte Ereignismarker werden während der gesamten Testsequenz weiterhin angezeigt.

BEFOHLENE THERAPIE – METHODEN

Die „befohlenen“ EP-Testmethoden, „Befohleener Schock“ und „Befohlene ATP“, können unabhängig von den programmierten Detektions- und Therapieparametern angewendet werden. Gibt das Aggregat gerade eine Therapie ab, wenn eine der „befohlenen“ Methoden gestartet wird, erhält die Funktion „EP-Test“ Priorität und bricht die laufende Therapie ab. Wenn gerade keine Episode stattfindet, wird eine befohleneventrikuläre Episode im Arrhythmie-Logbuch verzeichnet. Die Abgabe von „Befohleener Schock“ und „Befohlene ATP“ wird inhibiert, wenn die Schaltfläche „THERAPIE ABLEITEN“ gedrückt wird oder wenn ein Magnet über dem Aggregat platziert wird, sofern dieses auf „Therapie inhibieren“ programmiert ist.

Befohleener Schock

Die Funktion „Befohleener Schock“ ermöglicht die Abgabe eines Schocks mit programmierbarer Energie und programmierbarem Kopplungsintervall.

Alle befohlene Schocks sind „Committed“-Schocks und werden R-Wellen-synchron abgegeben (wenn „Kopplungsintervall“ auf „Sync“ programmiert ist). Schockform und 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 im Modus „Sync“ abgegeben worden wäre; er wird jedoch stattdessen am programmierten Kopplungsintervall abgegeben. Nach jeder befohlene Schockabgabe wird die Post-Schock-Redetektion verwendet und die Post-Schock-Stimulation aktiviert.

Durchführung einer Befohleener Schock-Abgabe

1. Option „Befohleener Schock“ wählen.
2. Die gewünschten Werte für „Kopplungsintervall“ 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 „Befohlene ATP“ können Sie ATP-Schemen unabhängig von den programmierten Detektions- und Therapieparametern manuell abgeben. Sie können „Befohlene ATP“ konfigurieren, indem Sie entweder den Typ des ATP-Schemas auswählen oder die ATP-Parameter auf dem Bildschirm „Details“ programmieren, um eine „Befohlene ATP“ abzugeben.

„EP Temporär V-Modus“ muss auf „Nur Überwachung“ programmiert sein, um sicherzustellen, dass die „Befohlene ATP“ die detektionsgesteuerte ATP nicht stört.

Durchführung einer befohlene ATP

1. Ist der „Ventrikuläre Tachy-Modus“ des Aggregats nicht bereits auf „Nur Überwachung“ programmiert, im „EP Temporär V-Modus“ die Option „Nur Überwachung“ wählen.
2. Den Typ des ATP-Schemas und dann den Wert für Anzahl der Bursts wählen.

3. Schaltfläche „Start Ventrikuläre 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 Schema abgegeben wurden, kehrt der Zähler „Verbleibende Bursts“ zum anfänglichen Wert zurück und die Schaltfläche „Weiter“ wird abgeblendet.
5. Es können jederzeit andere ATP-Schemen 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 „EP Temporär V-Modus“ auf „Überwachung +Therapie“ programmiert werden. Alternativ verlassen Sie den Bildschirm, sodass „EP Temporär V-Modus“ beendet und der permanente Tachy-Modus wieder aufgenommen wird.

HINWEIS: Wenn während der Abgabe eines „Befohlene ATP“-Schemas eine andere Schaltfläche als „Weiter“ gedrückt wird, wird das Schema rückgesetzt und im Feld „Verbleibende Bursts“ werden die Anfangswerte wiederhergestellt. Die Taste „Start Ventrikuläre ATP“ muss noch einmal gewählt werden, um das Schema erneut zu starten.

PROGRAMMIERBARE OPTIONEN

ANHANG A

Tabelle A-1 . Einstellungen der ZIP-Telemetrie

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell ^a
Kommunikationsmodus	ZIP-Telemetrie aktivieren (kann die eingeschränkte Benutzung des Programmierkopfes erfordern); Programmierkopf für jegliche Telemetrie verwenden	ZIP-Telemetrie aktivieren (erfordert eventuell begrenzte Verwendung des Programmierkopfes)

a. Wenn der Kommunikationsmodus über die Taste „Dienstprogr.“ auf dem Ausgangsbildschirm des PRM gewählt wird, entsprechen die nominellen Einstellungen in der Programmiergerät-Software-Anwendung ZOOMVIEW den auf dem Ausgangsbildschirm gewählten Werten.

Tabelle A-2 . Tachy-Modus-Parameter

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Tachy-Modus	Aus; Nur Überwachung; Überwachung +Therapie; Elektrokauter-Schutzmodus aktivieren; MRT-Schutzmodusa ^a	Lagerung

a. Verfügbar in Modellen mit der Funktion „MRT-Schutz-Modus“.

Tabelle A-3 . Parameter für ventrikuläre Zonen

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Ventrikuläre Zonen	1; 2; 3	2

Tabelle A-4 . Detektionsparameter für 1-Zonen-, 2-Zonen- und 3-Zonen-Konfigurationen

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 (s) 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 (s) 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 (s) 1 Zone	--	--	1,0; 1,5; ...; 5,0; 6,0; 7,0; ...; 15,0	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
Redetektionsdauer ^b (s) 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 (s) 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)

Tabelle A-4. Detektionsparameter für 1-Zonen-, 2-Zonen- und 3-Zonen-Konfigurationen (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Redetektionsdauer (s) 1 Zone	--	--	1,0 (nicht programmierbar)	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
Post-Schock-Dauer ^b (s) 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 (s) 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 (s) 1 Zone	--	--	1,0 (nicht programmierbar)	1,0 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)

- a. Die Frequenz-Differenz zwischen jeder Tachy-Zone muss mindestens 20 min⁻¹ betragen. Die niedrigste Reizschwelle für die Tachykardie-Frequenz muss ≥ 5 min⁻¹ höher als die Max. Trackingfrequenz, die Maximale Sensorfrequenz, und die Maximale Stimulationsfrequenz sein; die niedrigste Reizschwelle für die Tachykardie-Frequenz 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. Ventrikulärer Detektionsverbesserungs-Typ für 2- und 3-Zonen-Konfigurationen

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Detektionsverbesserungs-Typ	Aus; Rhythm ID ^a ; Onset/Stabilität	Rhythm ID

- a. Verfügbar in Modellen mit der Funktion „Rhythm ID“.

Tabelle A-6. Onset/Stabilität Detektionsverbesserungs-Parameter für 2-Zonen- und 3-Zonen-Konfigurationen

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 (DR); 30 (VR) (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 2 Zonen	--	Aus; 6; 8; ...; 32; 35; 40; ...; 60; 70; 80; ...; 120	--	20 (DR); 30 (VR) (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)
Stabilitätund/oderOnset 3 Zonen ^a	Und; Oder	--	--	Und
Stabilitätund/oderOnset 2 Zonen	--	Und; Oder	--	Und
Sustained Rate Duration (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)

Tabelle A-6. Onset/Stabilität Detektionsverbesserungs-Parameter für 2-Zonen- und 3-Zonen-Konfigurationen (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Sustained Rate Duration (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 \pm 1 Herzzyklus)
Detektionsverbesserung 3 Zonen	Aus; Ein	Aus; Ein	--	Ein (VT-1); Aus (VT)
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 „Off“ programmiert ist, werden die Kriterien zur Verbesserung der Detektion in der „VT“-Zone und nicht in der „VT-1“-Zone angewendet.
- b. Alle „AFib-Frequenz-Reizschwellen“ sind mit der „ATR-Auslösefrequenz“ und der Frequenz „Atriale Flutter-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
Anfängliche Detektions-Verbesserung 3 Zonen	Aus; Ein	Aus; Ein	--	Ein (VT-1); Aus (VT)
Anfängliche Detektions-Verbesserung 2 Zonen	--	Aus; Ein	--	Ein
Sustained Rate Duration (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 \pm 1 Herzzyklus)
Sustained Rate Duration (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 \pm 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 (%) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	70; 71; ...; 96	70; 71; ...; 96	--	94
RhythmMatch Schwelle (%) 2 Zonen	--	70; 71; ...; 96	--	94

Tabelle A-7. Rhythm ID Detektionsverbesserungsparameter für 2-Zonen- und 3-Zonenkonfigurationen (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Temporäre LRL (min ⁻¹) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen)	Normal Brady-LRL verwenden; 30; 35; ...; 105	Normal Brady-LRL verwenden; 30; 35; ...; 105	--	Normal Brady-LRL verwenden (Toleranz ± 5 ms)
Temporäre LRL (min ⁻¹) 2 Zonen	--	Normal Brady-LRL verwenden; 30; 35; ...; 105	--	Normal Brady-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
AFib Frequenzgrenze (min ⁻¹) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen) ^{a c}	100; 110; ...; 300	100; 110; ...; 300	--	170 (Toleranz ± 5 ms)
AFib Frequenzgrenze (min ⁻¹) 2 Zonen ^{a c}	--	100; 110; ...; 300	--	170 (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen) ^{a b}	6; 8; ...; 32; 35; 40; ...; 60; 70; ...; 120	6; 8; ...; 32; 35; 40; ...; 60; 70; ...; 120	--	20 (DR); 30 (VR) (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 2 Zonen ^{a b}	--	6; 8; ...; 32; 35; 40; ...; 60; 70; ...; 120	--	20 (DR); 30 (VR) (Toleranz ± 5 ms)

- a. Dieser Parameter wird sowohl bei „Anfängliche Detektion“ als auch bei „Post-Schock-Detektion“ verwendet. Durch das Ändern des Werts für „Anfängliche Detektion“ wird auch der Wert für „Post-Therapie Brady“ geändert.
- b. Der Parameter „Stabilität“ gilt nur für „Post-Schock“ bei VR-Geräten.
- c. Alle „AFib-Frequenz-Reizschwellen“ sind mit der „ATR-Auslösefrequenz“ und der Frequenz „Atriale 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-Schock 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 (DR); 30 (VR) (Toleranz ± 5 ms)
Post-Schock Stabilität (ms) 2 Zonen	--	Aus; 6; 8; ...; 32; 35; 40; ...; 60; 70; 80; ...; 120	--	20 (DR); 30 (VR) (Toleranz ± 5 ms)
Post-Schock Sustained Rate Duration (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 (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 „Off“ programmiert ist, werden die Kriterien zur Verbesserung der Detektion in der „VT“-Zone und nicht in der „VT-1“-Zone angewendet.
- b. Alle „AFib-Frequenz-Reizschwellen“ sind mit der „ATR-Auslösefrequenz“ und der Frequenz „Atriale 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 (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)
Post-Schock Sustained Rate Duration (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) ^{a c}	100; 110; ...; 300	100; 110; ...; 300	--	170 (Toleranz ± 5 ms)
AFib Frequenzgrenze (min ⁻¹) 2 Zonen ^{a c}	--	100; 110; ...; 300	--	170 (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 3 Zonen (ein Wert für alle Zonen) ^{a b}	6; 8; ...; 32; 35; 40; ...; 60; 70; ...; 120	6; 8; ...; 32; 35; 40; ...; 60; 70; ...; 120	--	20 (DR); 30 (VR) (Toleranz ± 5 ms)
Stabilität (ms) 2 Zonen ^{a b}	--	6; 8; ...; 32; 35; 40; ...; 60; 70; ...; 120	--	20 (DR); 30 (VR) (Toleranz ± 5 ms)

- a. Dieser Parameter wird sowohl bei „Anfängliche Detektion“ als auch bei „Post-Schock-Detektion“ verwendet. Durch das Ändern des Werts für „Anfängliche Detektion“ wird auch der Wert für „Post-Therapie Brady“ geändert.
- b. Der Parameter „Stabilität“ gilt nur für „Post-Schock“ bei VR-Geräten.
- c. Alle „AFib-Frequenz-Reizschwellen“ sind mit der „ATR-Auslösefrequenz“ und der Frequenz „Atriale 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
Impuls-Inkrement (Impulse) 3 Zonen	0; 1; ...; 5	0; 1; ...; 5	--	0
Impuls-Inkrement (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
Kopplungsintervall (% 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)

Tabelle A-10. Ventrikuläre ATP-Parameter (bei einer Last von 750 Ω) (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
Kopplungsintervall (% 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)
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 ^c	0; 2; ...; 30	0; 2; ...; 30	--	0 (VT-1 ATP1); 10 (VT-1 ATP2); 0 (VT ATP1); 10 (VT ATP2)
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)
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)
ATP Zeitlimit ^b (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	--	01:00
ATP Zeitlimit (m:s) 2 Zonen	--	Aus; 00:10; 00:15; ...; 01:00; 01:15; ...; 02:00; 02:30; ...; 10:00; 15:00; ...; 60:00	--	01:00

Tabelle A-10. Ventrikuläre ATP-Parameter (bei einer Last von 750 Ω) (Fortsetzung)

Parameter	VT-1 Zone	VT-Zone	VF-Zone	Nominell
QUICK CONVERT ATP (nur VF) 1, 2 oder 3 Zonen ^e	--	--	Aus; Ein	Ein
QUICK CONVERT ATP (nur VF) 1, 2 oder 3 Zonen ^d	--	--	Aus; 250; 300	250 (Toleranz ± 5 ms)

- a. Die programmierten Werte für „Amplitude“ und „Impulsdauer“ beeinflussen die Post-Therapie-Brady-Stimulation, können jedoch für Normal Brady-Stimulation, Temporäre Bradykardiostimulation und EP-Test separat programmiert werden.
- b. Das „VT-1 ATP Zeitlimit“ muss größer oder gleich dem „VT ATP Zeitlimit“ sein.
- c. Die Werte werden wirksam, wenn „Burst“ als „VT-1ATP“-Parameter ausgewählt ist.
- d. Bei Modellen mit programmierbarer Frequenz „QUICK CONVERT ATP“.
- e. Bei Modellen mit nicht programmierbarer Frequenz „QUICK CONVERT ATP“.

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 +150/-60 % für 0,1 J; ± 60 % für 0,3 J; ± 40 % für 0,6–3 J; ± 20 % für 5–36 J; ± 10 % für 41 J)
Energie für verbleibende Schocks (J) ^{a c} (gespeicherte Energie)	Aus; 41	41 J (Toleranz ± 10 % für 41 J)
Elektrodenpolarität ^d	Anfänglich; Reversed	Anfänglich
Committed Schock	Aus; Ein	Aus
Schockelektroden Vektor	RV-Coil zu RA-Coil+Gehäuse; RV-Coil zu Gehäuse; RV-Coil zu RA-Coil	RV-Coil zu RA-Coil+Gehäuse

- a. Es wird die biphasische Energie angegeben.
- b. Die Energiemenge für Schock 2 muss größer oder gleich der Energiemenge 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. Parameter der Stimulations-Therapie (Normal, Post-Therapie und Temporär) (bei einer Last von 750 Ω)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Modus ^{a b f j}	DDD(R); DDI(R); VDD(R); VVI(R); AAI(R); Aus; Temporär: DDD; DDI; DOO; VDD; VVI; VOO; AAI; AOO; Aus	DDD (DR); VVI (VR)
RYTHMIQ ⁱ	Aus; AAI(R) mit VVI-Backup	Aus
Untere Grenzfrequenz (LRL) ^{a c d} (min ⁻¹)	30; 35; ...; 185	60 (Toleranz ± 5 ms)
Maximale Trackingfrequenz (MTR) ^f (min ⁻¹)	50; 55; ...; 185	130 (Toleranz ± 5 ms)
Maximale Sensorfrequenz (MSR) ^{f i} (min ⁻¹)	50; 55; ...; 185	130 (Toleranz ± 5 ms)
Impuls Amplitude ^{a d e p} (Atrium) (V)	Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 5,0; Temporär: 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)
Impuls Amplitude ^{a d e p} (rechter Ventrikel) (V)	Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5; Temporär: 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)
Täglicher Trend Impulsamplitude ⁿ (unabhängig in jeder Kammer programmierbar)	Deaktiviert; Aktiviert	Deaktiviert
Impulsdauer ^{a d e l} (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)
Atriale Stimulations-/Detektions-Konfiguration ^{a f}	Bipolar; Aus	Bipolar
Akzelerometer ^{f i}	Ein; Passiv	Passiv

Tabelle A-12. Parameter der Stimulations-Therapie (Normal, Post-Therapie und Temporär) (bei einer Last von 750 Ω)
(Fortsetzung)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Akzelerometer Aktivitätsschwelle ^{f i}	Sehr hoch; Hoch; Mittelhoch; Mittel; Mittelniedrig; Niedrig; Sehr niedrig	Mittel
Akzelerometer Reaktionszeit ^{f i} (s)	10; 20; ...; 50	30
Akzelerometer Anpassungsfaktor ^{f i}	1; 2; ...; 16	8
Akzelerometer Erholungszeit ^{f i} (min)	2; 3; ...; 16	2
Atem-Minuten-Volumen ^{f i}	Ein; Passiv; Aus	Passiv
Atem-Minuten-Volumen Anpassungsfaktor ^{f i}	1; 2; ...; 16	8
AtemminutenvolumenFitnessniveau	Eingeschränkt; Aktiv; Sportlich; Ausdauersport	Aktiv
Patienten-Alter ^m	≤5; 6-10; 11-15; ...; 91-95; ≥96	56 bis 60
Geschlecht des Patienten ^m	Männlich; Weiblich	Männlich
Anaerobe Schwelle (min ⁻¹)	30; 35; ...; 185	120 (Toleranz ± 5 ms)
Anaerobe Schwellen-Reaktion (%)	Aus; 85; 70; 55	70
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)
V-Blanking nach A-Stimulation ^{a g} (ms)	45; 65; 85; Smart	65 (Toleranz ± 5 ms)
A-Blanking nach V-Stimulation ^{a g} (ms)	45; 65; 85; Smart	Smart (Toleranz ± 5 ms)
A-Blanking nach V-Detektion ^{a g} (ms)	45; 65; 85; Smart	Smart (Toleranz ± 5 ms)
Maximale VRP (rechter Ventrikel) ^{a f} (ms)	150; 160; ...; 500	250 (Toleranz ± 5 ms)
Minimale VRP (rechter Ventrikel) ^{a h} (ms)	150; 160; ...; 500	230 (DR); 250 (VR) (Toleranz ± 5 ms)
Maximale AV-Verzögerung bei Stimulation ^{a f} (ms)	30; 40; ...; 400	180 (Toleranz ± 5 ms)
Minimale AV-Verzögerung bei Stimulation ^{a f} (ms)	30; 40; ...; 400	80 (Toleranz ± 5 ms)
Maximale AV-Verzögerung nach Detektion ^{a f} (ms)	30; 40; ...; 400	150 (Toleranz ± 5 ms)
Minimale AV-Verzögerung nach Detektion ^{a f} (ms)	30; 40; ...; 400	65 (Toleranz ± 5 ms)
AV Suche + ^{f i}	Aus; Ein	Aus
AV Suche + Suchintervall ^{f i} (Zyklen)	32; 64; 128; 256; 512; 1024	32 (Toleranz ± 1 Zyklus)
AV Suche + Suche nach AV-Verzögerung ^{f i} (ms)	30; 40; ...; 400	300 (Toleranz ± 5 ms)
Atmungssensor ^{a f}	Aus; Ein	Aus
Atmungs-bezogene Trends ^{o q}	Aus; Ein	Ein
FrequenzhystereseHysterese-Korrektur ^{f i} (min ⁻¹)	-80; -75; ...; -5; Aus	Aus (Toleranz ± 5 ms)
FrequenzhystereseSuchhysterese ^{f i} (Zyklen)	Aus; 256; 512; 1024; 2048; 4096	Aus (Toleranz ± 1 Zyklus)
Frequenzglättung (Anstieg, Abfall) ^{f i} (%)	Aus; 3; 6; 9; 12; 15; 18; 21; 25	Aus (Toleranz ± 1 %)
FrequenzglättungMaximale Stimulationsfrequenz (MPR) ^f (min ⁻¹)	50; 55; ...; 185	130 (Toleranz ± 5 ms)

Tabelle A–12. Parameter der Stimulations-Therapie (Normal, Post-Therapie und Temporär) (bei einer Last von 750 Ω)
(Fortsetzung)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Störreaktion ^{a f k}	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-Therapie-Stimulations-Periode (m:s) (nur für Post-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 „Normal Brady“-Werte werden als Nominalwerte für die „Temporär Brady“-Stimulation 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“, „Temporär Brady“ und „EP-Test“.
- e. Bei Temperaturschwankungen im Bereich von 20 °C bis 43 °C werden die Werte nicht beeinflusst.
- f. Dieser Parameter wird allgemein bei „Normal Brady“-Stimulation und bei „Brady (Post-Therapie)“-Stimulation verwendet. Durch das Ändern des Werts für „Normal Brady“ wird auch der Wert für „Brady (Post-Therapie)“ geändert.
- g. Dieser Parameter wird für „PostSchock Brady“ automatisch auf einen Mindestwert von 85 ms festgelegt.
- h. Dieser Parameter wird bei der „Post Therapie-Brady“ automatisch angepasst, um eine ordnungsgemäße Detektion zu gewährleisten.
- i. Dieser Parameter wird bei „Temporär Brady“-Stimulation deaktiviert.
- j. Für VR-Geräte stehen nur die programmierbaren Werte „VVI(R)“ und „Aus“ zur Verfügung; Temporär: „VVI“, „VOO“, „Aus“
- k. Für VR-Geräte stehen nur die programmierbaren Werte „VOO“ und „Stimulation inhibieren“ zur Verfügung; der Nominalwert ist „VOO“.
- l. Wenn die Impulsamplitude auf „Auto“ oder auf die Impulsamplitude „Täglicher Trend“ programmiert ist, beträgt die feste Impulsdauer 0,4 ms.
- m. Dieser Parameter dient zur Berechnung von „Anaerobe Schwellen-Reaktion“.
- n. Dieser Parameter wird automatisch aktiviert, wenn für die Impulsamplitude „Auto“ gewählt wird.
- o. Dieser Wert befindet sich im Bildschirm „Elektrodeneinstellungen“.
- p. „Auto“ steht bei Modellen zur Verfügung, die über das Funktionsmerkmal „PaceSafe“ verfügen.
- q. Mit diesem Parameter wird der Atmungssensor gesteuert.

Tabelle A–13. Atriale Tachy-Parameter

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
ATR Mode Switch ^{a b}	Aus; Ein	Ein
ATR-Auslösefrequenz ^{a b d} (min ⁻¹)	100; 110; ...; 300	170 (Toleranz ± 5 ms)
ATR-Dauer ^{a b} (Zyklen)	0; 8; 16; 32; 64; 128; 256; 512; 1024; 2048	8 (Toleranz ± 1 Herzzyklus)
ATR Ein-Zähler ^{a b} (Zyklen)	1; 2; ...; 8	8
ATR Aus-Zähler ^{a b} (Zyklen)	1; 2; ...; 8	8
ATR-Rückfall-Modus ^{b e}	VDI; DDI; VDIR; DDIR	DDI
ATR-Rückfallzeit ^{a b} (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 ^{a b} (min ⁻¹)	30; 35; ...; 185	70 (Toleranz ± 5 ms)
ATR ventrikuläre Frequenzregulierung (VRR) ^{a b}	Aus; Ein	Ein
ATR Maximale Stimulationsfrequenz (MPR) ^{a b} (min ⁻¹)	50; 55; ...; 185	130 (Toleranz ± 5 ms)
Atriale Flatter-Reaktion ^{b c}	Aus; Ein	Aus
Auslösefrequenz Atriale Flatterreaktion (AFR) ^{b c d} (min ⁻¹)	100; 110; ...; 300	170 (Toleranz ± 5 ms)
PMT-Terminierung ^{b c}	Aus; Ein	Ein

Tabelle A-13. Atriale Tachy-Parameter (Fortsetzung)

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Ventr. Freq.-Regulierung (VRR) ^{b c}	Aus; Ein	Aus
VRR Maximale Stimulationsfrequenz (MPR) ^{b c} (min ⁻¹)	50; 55; ...; 185	130 (Toleranz ± 5 ms)

- a. Die programmierten „Normal Brady“-Werte werden als Nominalwerte für die „Temporär Brady“-Stimulation verwendet.
- b. Dieser Parameter wird allgemein bei „Normal Brady“-Stimulation und bei „Brady (Post-Therapie)“-Stimulation verwendet. Durch das Ändern des Werts für „Normal Brady“ wird auch der Wert für „Brady (Post-Therapie)“ geändert.
- c. Dieser Parameter wird während „Temporär Brady“ deaktiviert.
- d. Die ATR-Auslösefrequenz und die Atriale Flatter-Reaktion-Frequenz sind mit allen AFib-Frequenz-Reizschwellen verknüpft. Wenn eine dieser Frequenzen neu programmiert wird, werden die anderen automatisch auf denselben Wert geändert.
- e. Wenn Normal Brady ATR Rückfall-Modus auf DDIR oder DDI gesetzt ist, lautet der Temporär Brady ATR Rückfall-Modus DDI. Wenn Normal Brady ATR Rückfall-Modus auf VDIR oder VDI gesetzt ist, lautet der Temporär Brady ATR Rückfall-Modus VDI.

Tabelle A-14. 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 A–Atrium V–Ventrikel D–Dual (A&V)	0–Keine A–Atrium V–Ventrikel D–Dual (A&V)	0–Keine T–Getriggert I–Inhibiert D–Dual (T&I)	0–Keine P–Einfach programmierbar M–Mehrfach programmierbar C–Kommunizieren R–Frequenzmodulation	0–Keine P–Stimulation (Antitachyarrhythmie) S–Schock D–Dual (P&S)
Nur Herstellerbezeichnung	S–Single (A oder V)	S–Single (A oder V)			

Tabelle A-15. MRT-Schutz-Parameter

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
MRT-Schutz Zeitlimit (Stunden)	Aus; 3; 6; 9; 12	6

Tabelle A-16. Magnet- und Pieptonfunktionen

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Magnetreaktion	Aus; EGM speichern; Therapie inhibieren	Therapie inhibieren
Piepton beim Laden des Kondensators	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 (ventrikulär)	Aus; Ein	Aus
Piepton wenn außerhalb des Bereichs (Schock)	Aus; Ein	Aus
Piepton (nach MRT)	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

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
Ventrikuläre Tägliche Intrinsische Amplitude	Ein; Aus	Ein
Atriale Tägliche Impedanz	Ein; Aus	Ein
Ventrikuläre Tägliche Impedanz	Ein; Aus	Ein
SchockTägliche Impedanz	Ein; Aus	Ein
Atriale Impedanzgrenze „Niedrig“ (Ω)	200; 250; ...; 500	200
Atriale Impedanzgrenze „Hoch“ (Ω)	2000; 2250; ...; 3000	2000
Ventrikuläre Impedanzgrenze „Niedrig“ (Ω)	200; 250; ...; 500	200
Ventrikuläre Impedanzgrenze „Hoch“ (Ω)	2000; 2250; ...; 3000	2000
Schock-Impedanzgrenze „Hoch“ (Ω)	125; 150; 175; 200	125

Tabelle A-19 . Ventrikulär befohlene 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 Burst (Impulse)	1; 2; ...; 30	4
Impuls-Inkrement (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)
Kopplungsintervall-Abnahme (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)
Rampabnahme (ms)	0; 2; ...; 30	0 (Toleranz ± 5 ms)
Scanabnahme (ms)	0; 2; ...; 30	0 (Toleranz ± 5 ms)
Mindestintervall (ms)	120; 130; ...; 400	200 (Toleranz ± 5 ms)

a. Die Werte für die Impulsdauer und Amplitude der ventrikulären „Befohlene ATP“ sind die gleichen wie die für die ventrikuläre ATP-Therapie programmierten.

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 (J) (gespeicherte Energie)	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 +150/-60 % für 0,1 J; ± 60 % für 0,3 J; ± 40 % für 0,6–3 J; ± 20 % für 5–36 J; ± 10 % für 41 J)
Kopplungsintervall (ms)	SYNC; 50; 60; ...; 500	SYNC

Tabelle A-22 . V Fib-Induktion (Kammerflimmern)

Parameter	Werte
V Fib Hoch	15 V (nicht programmierbar) (Toleranz ± 10 V)
V Fib Niedrig	9 V (nicht programmierbar) (Toleranz ± 7 V)

Tabelle A-23 . Induktion eines T-Welle-Schocks

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Schock (J) (gespeicherte Energie)	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 +150/-60 % für 0,1 J; ±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
S1-Intervall (ms)	120; 130; ...; 750	400
Kopplungsintervall (ms)	SYNC; 10; 20; ...; 500	310

Tabelle A-24 . Sensor Trendanalyse

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Aufzeichnungsmethode	Schlag zu Schlag; Aus; 30 Sekunden im Durchschnitt	30 Sekunden im Durchschnitt
Datenaufzeichnung	Kontinuierlich; Fest	Kontinuierlich

Tabelle A-25 . Backup-EP-Test

Parameter	Programmierbare Werte	Nominell
Modus „Backup-Stimulation“ ^{a c}	Aus; Ein	Ein
Backup-Stimulation Untere Grenzfrequenz ^{a b c} (min ⁻¹)	30; 35; ...; 185	60 (Toleranz ± 5 ms)
Backup-Stimulation V Refraktärzeit ^{a b c} (ms)	150; 160; ...; 500	250 (Toleranz ± 5 ms)
EP Test Stimulationsenergie Atriale Amplitude (Zweikammermodelle, wenn der Test im Atrium durchgeführt wird) (V)	Aus; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 5,0	5,0 (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
EP Test Stimulationsenergie Amplitude (Einkammermodelle) (V)	Aus; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5	7,5 (Toleranz ± 15 % oder 100 mV, was immer größer ist)
EP Test Stimulationsenergie V Amplitude (Zweikammermodelle) (V)	Aus; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5	7,5 (Toleranz ± 15 % oder ± 100 mV, was immer größer ist)
EP Test Stimulationsenergie Atriale Impulsdauer (Zweikammermodelle, wenn der Test im Atrium durchgeführt wird) (ms)	0,1; 0,2; ...; 2,0	1,0 (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)
EP Test Stimulationsenergie Impulsdauer (Einkammermodelle) (ms)	0,1; 0,2; ...; 2,0	1,0 (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)
EP Test Stimulationsenergie V Impulsdauer (Zweikammermodelle) (ms)	0,1; 0,2; ...; 2,0	1,0 (Toleranz ± 0,03 ms bei < 1,8 ms; ± 0,08 ms bei ≥ 1,8 ms)

a. Dieser Parameter gilt nur, wenn der Test im Atrium durchgeführt wird.
 b. Der programmierte „Normal Brady“-Wert wird als Nominalwert verwendet.
 c. Gilt nicht für Einkammer-Modelle.

Tabelle A–26 . 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 Atrium oder Ventrikel wie vom Programmiergerät befohlen.

Остаряла версия. Да не се използва.
 Zastaralá verze. Nepoužívat.
 Forældet version. Må ikke anvendes.
 Version überholt. Nicht verwenden.
 Aegunud versioon. Ärge kasutage.
 Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
 Outdated version. Do not use.
 Versión obsoleta. No utilizar.
 Version périmée. Ne pas utiliser.
 Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
 Úreлт útгáфа. Notið ekki.
 Versione obsoleta. Ne pas utilizzare.
 Pasenusi versija. Neizmantoť.
 Elavult verzió. Ne használja!
 Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
 Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
 Wersja przeterminowana. Nie używać.
 Versão obsoleta. Não utilize.
 Versiune expirată. A nu se utiliza.
 Zastaraná verzia. Nepoužívať.
 Zastarela različica. Ne uporabite.
 Vanhentunut versio. Älä käytä.
 Föråldrad version. Använd ej.
 Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Ärge kasutage.
Αεγονυδ versioon. Άrge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenosi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívat.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

INTERAKTION MIT HERZSCHRITTMACHERN

ANHANG B

In manchen Fällen haben Patienten einen separaten temporären oder permanenten Herzschrittmacher. Zwischen dem ICD und einem temporären oder permanenten Herzschrittmachern kann es zu Interaktionen kommen, und dies kann die Identifikation von Tachyarrhythmien folgendermaßen stören:

- Wenn der Herzschrittmacher während einer Tachyarrhythmie die Arrhythmie und die Stimulationen nicht erkennt, und der über die ICD-Frequenzdetektionselektroden detektierte Stimulationsimpuls groß genug ist, kann es sein, dass das ICD die Arrhythmien als normalen Rhythmus mit der Frequenz des Herzschrittmachers interpretiert. Der ICD würde dann weder die Arrhythmie detektieren noch eine Therapie abgeben.
- Wenn die folgenden Ereignisse eintreten, kann der Herzschrittmacher dem ICD Signale präsentieren:
 - Inadäquate Detektion
 - Elektrodendislokation
 - Verlust der Stimulation

Dies könnte dazu führen, dass die Frequenzmessung des ICD eine schnellere Frequenz ergibt als die tatsächliche Herzfrequenz des Patienten. Als Folge davon könnte es sein, dass der ICD eine unangemessene Therapie abgibt.

- Verzögerungen bei der Überleitung könnten dazu führen, dass das Aggregat Herzschrittmacherartefakte als auch die ventrikulären Depolarisationen zählt. Dies könnte zu einer unangemessenen ICD-Schockabgabe führen.

Aus diesen Gründen wird die Verwendung eines Herzschrittmachers, der zu Interaktionen zwischen dem Herzschrittmacher und dem ICD führt, nicht empfohlen. Unipolare Herzschrittmacher sind zur Verwendung zusammen mit einem ICD kontraindiziert.

Ziehen Sie die folgenden Maßnahmen in Betracht, wenn ein separater Herzschrittmacher vorhanden ist:

- Deaktivieren Sie den ICD des Patienten immer, wenn Sie:
 - Eine temporäre bipolare oder temporäre AV-sequentielle Stimulation verwenden
 - Einen separaten implantierten Herzschrittmacher neu programmieren.

Wenn zu diesem Zeitpunkt eine Kardioversion oder Defibrillation benötigt wird, verwenden Sie einen externen Defibrillator.

- Die ICD-Frequenzdetektionselektroden des Aggregats sollten sich so weit entfernt wie möglich von den Stimulationselektroden des Herzschrittmachers befinden.
- Nach der Implantation der Stimulationselektroden sollten Sie die Signale von den ICD-Frequenzdetektionselektroden überprüfen, um sicherzustellen, dass nur minimale Herzschrittmacherartefakte vorliegen.
- Da es schwierig ist, die relative Größe von Herzschrittmacherartefakten und verschiedenen Tachyarrhythmie-Elektrogrammen vorherzusagen, die chronisch oder während EP-Tests auftreten können, ist es wichtig, die Artefakte auf ein Minimum zu reduzieren.
- Alle Herzrhythmen des Patienten sollten induziert werden, während der ICD aktiviert und der separate Herzschrittmacher in einem asynchronen Modus mit maximaler Ausgangsleistung

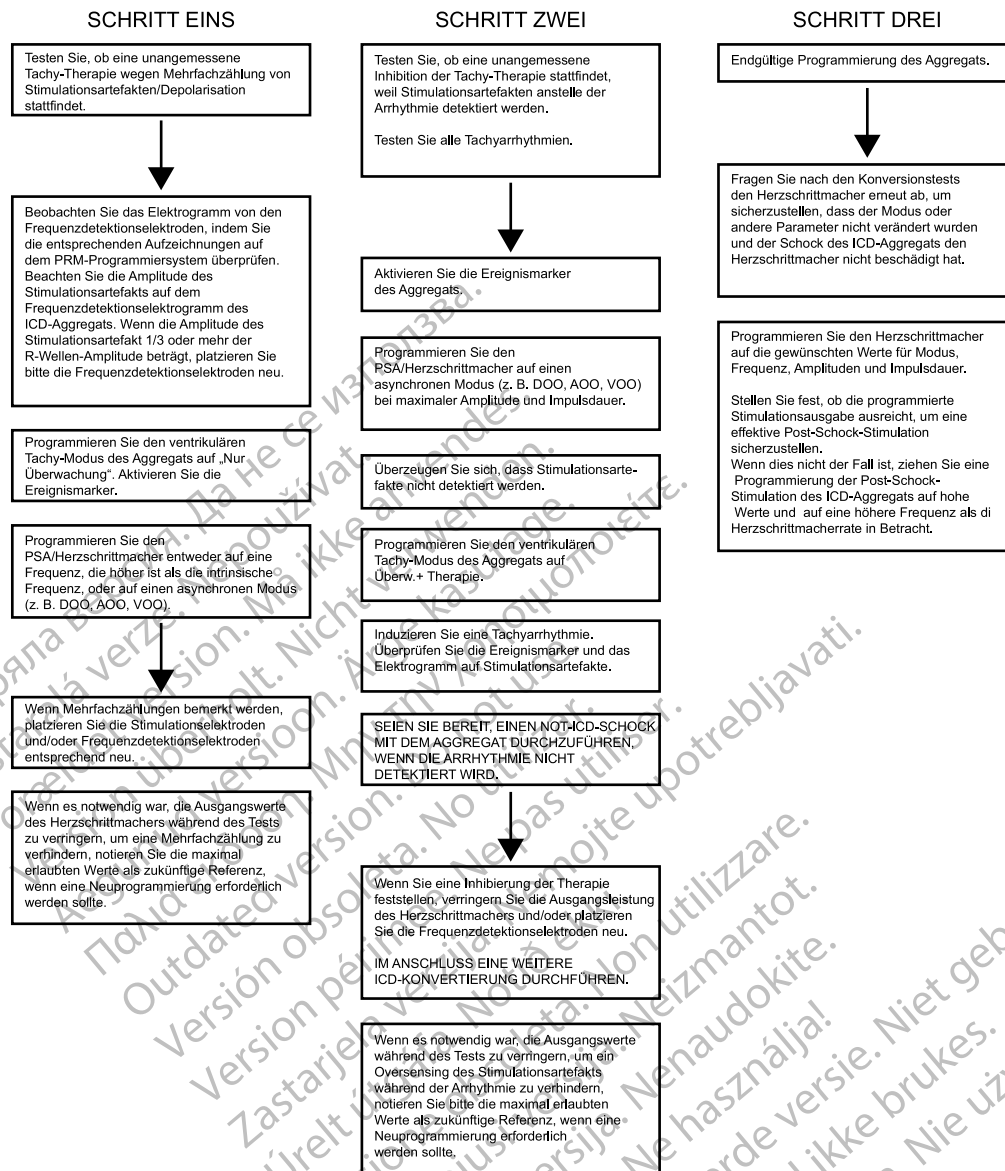
programmiert ist. Dies sollte die besten Voraussetzungen für eine Inhibition der Arrhythmiedetektion aufgrund von Herzschrittmacherartefakten bieten. Es kann sein, dass die Elektroden anders platziert werden müssen, um Artefakte zu verhindern.

- Um die Wahrscheinlichkeit einer Interaktion mit dem Herzschrittmacher zu reduzieren, sollten Sie den separaten Herzschrittmacher testen, indem Sie ihn auf folgende Einstellungen programmieren:
 - Die niedrigstmögliche akzeptable Amplitude zur effektiven, chronischen Stimulation
 - Die maximale Empfindlichkeit, um sicherzustellen, dass die Stimulation bei Kammerflimmern inhibiert ist
 - Die minimal vom Patienten tolerierte Herzfrequenz

Überdenken Sie auch die Verwendung von Frequenzdetektions- und Herzschrittmacherelektroden mit geringem Abstand zwischen den Elektroden (z. B. 11 mm).

- Ziehen Sie in Betracht, die Bradykardiestimulationsfunktion des ICD auszuschalten oder auf eine niedrigere Frequenz als diejenige des separaten Herzschrittmachers zu programmieren.
- Überlegen Sie, ob zur Stimulationskontrolle nach jeglicher Schocktherapie die Post-Therapie-Bradykardiestimulationsfunktion bei höheren Frequenzen und Ausgaben des ICD oder der separate Herzschrittmacher genutzt werden sollen.

Der folgende Test hilft bei der Bestimmung der möglichen Interaktionen zwischen Herzschrittmacher und Aggregat (Abbildung B-1 Test für Interaktionen zwischen Herzschrittmacher und Aggregat auf Seite B-3).



HINWEIS: Der Guidant-Magnet Modell 6860 kann auch zur Bewertung der Interaktionen mit dem Herzschrittmacher eingesetzt werden, wenn die Magnetfunktion aktiviert ist. Wenn der Magnet über ein Aggregat gehalten wird, das sich in einem ventrikulären „Überwachung + Therapie“-Modus befindet, sollten akustische Signale zu hören sein.

Abbildung B-1. Test für Interaktionen zwischen Herzschrittmacher und Aggregat

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioón. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreilt útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenajusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívat.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

SYMBOLE AUF DER VERPACKUNG

ANHANG C















SYMBOLE AUF DER VERPACKUNG

Folgende Symbole können auf der Verpackung und dem Etikett benutzt werden (Tabelle C-1
Symbole auf der Verpackung auf Seite C-1):

Tabelle C-1 . Symbole auf der Verpackung

Symbol	Beschreibung
	Bestellnummer
	Verpackungsinhalt
	Aggregat
	Drehmoment-Schraubendreher
	Produktdokumentation liegt bei
	Seriennummer
	Verwendbar bis
	Chargenbezeichnung
	Herstellungsdatum
	Nicht-ionisierende elektromagnetische Strahlung
	Mit Ethylenoxidgas sterilisiert
	Nicht resterilisieren
	Nicht zur Wiederverwendung
	Nicht verwenden, wenn die Verpackung beschädigt ist
	Gefährliche Spannung
	Gebrauchsanweisung auf der folgenden Website beachten: www.bostonscientific-elabeling.com
	Temperaturbegrenzung
	CE-Konformitätszeichen mit Angabe der Benannten Stelle, die den Gebrauch des Kennzeichens zulässt

Tabelle C-1. Symbole auf der Verpackung (Fortsetzung)

Symbol	Beschreibung
	RTTE-Bezeichnung für Funkgeräte mit einer Nutzungsbeschränkung
	Programmierkopf hier positionieren
	Hier öffnen
	Autorisierter Repräsentant in der Europäischen Gemeinschaft
	Hersteller
 N 20593 Z 1088	C-Tick-Zeichen mit Lieferantencodes
	Funkkonformitätszeichen der Australian Communications and Media Authority (ACMA)
R-NZ	Funkkonformitätszeichen von New Zealand Radio Spectrum Management (RSM)
	Adresse des australischen Verantwortlichen
	Bedingt MRT-tauglich
	CRT-D RA, RV, LV
	ICD RA, RV
	ICD RV
	Unbeschichtetes Gerät
	RF-Telemetrie

STICHWORTVERZEICHNIS

Symbole

50 Hz / Manuelle Burststimulation 7-7

A

A-Blanking

Nach RV-Detektion 4-60

Nach V-Stimulation 4-59

A-Tachy-Reaktion (ATR)

Mode Switch 4-40

Abfragen 1-10

Abkürzungen (siehe „Über diese

Gebrauchsanweisung“ vorne im Handbuch) 4

Abnahme

Kopplungsintervall 3-10

Ramp-Schema 3-12

Scan-Schema 3-13

Achtungshinweise, gelb 1-7

AFib Frequenzgrenze 2-27, 2-33

AFib-Frequenzschwelle 2-32

AGC (Automatische Verstärkungsanpassung) 4-19

Aggregat

Austauschindikatoren 5-3

Speicher 1-18

Aktiviert

Symbol 1-6

Aktivitätsschwelle 4-25

Akzelerometer 4-23

Aktivitätsschwelle 4-25

Anpassungsfaktor 4-24

Erholungszeit 4-27

Reaktionszeit 4-26

Amplitude 4-9

ATP (Antitachykardiestimulation) 3-14

Intrinsischer Test 5-13

Anaerobe Schwelle 4-33

Anaerobe Schwellen-Reaktion 4-33

Anpassungsfaktor, Akzelerometer 4-24

Anpassungsfaktor, Atem-Minuten-Volumen 4-32

Anwendungsbildschirm 1-2

Anzahl der Bursts 3-9

Impulszähler 3-9

Anzeige verschieben

Symbol 1-7

AP Scan 6-17

Arrhythmie-Logbuch 6-2

Episodendetails 6-5

Gespeichertes EGM 6-5

Intervall 6-8

Überblick Ereignisse 6-5

Atem-Minuten-Volumen

Anpassungsfaktor 4-32

Fitnessniveau 4-35

Atemminutenvolumen 4-28

Anaerobe Schwelle 4-33

Anaerobe Schwellen-Reaktion 4-33

ATP (Antitachykardiestimulation) 3-8

Amplitude 3-14

Anzahl der Bursts 3-9

Befohlen, EP-Test 7-9

Burst-Schema 3-12

Burstzykluslänge (BZL) 3-11

Impulsdauer 3-14

Impulszähler 3-9

Kopplungsintervall 3-10

Mindestintervall 3-12

Ramp-Schema 3-12

Ramp/Scan-Schema 3-14

Redetektion nach ATP 2-17

Scan-Schema 3-13

Zeitlimit 3-14

ATR (atriale Tachy-Reaktion)

ATR-Aus-Zähler 4-41

ATR-Ein-Zähler 4-41

Atriale Flatter-Reaktion 4-43

Dauer 4-41

Ende der ATR-Episode 4-42

Frequenz-Reizschwelle 4-40

LRL, Rückfall 4-42

Max. Stimulation-Frequenz 4-43

Mode Switch 4-40

Modus, Rückfall 4-42

PMT-Terminierung 4-44

Ventrikuläre Frequenzregulierung 4-43

VTR (ventrikuläre Tachy-Reaktion) 4-43

Zeit, Rückfall 4-42

ATR-Aus-Zähler 4-41

ATR-Auslösefrequenz 4-40

ATR-Ein-Zähler 4-41

Atrial

Refraktärzeit, postventrikulär atrial (PVARP) 4-55

Refraktärzeit, selbe Kammer 4-57

Verwendung atrialer Informationen 2-6

Atriale Flatter-Reaktion 4-43

Atriale Tachy

ATR Mode Switch 4-40

Atriale Flatter-Reaktion 4-43

PMT-Terminierung 4-44

Ventrikuläre Frequenzregulierung 4-43

Austauschindikatoren 5-3

Automatische intrinsische Rhythm ID 2-8

Automatische Reizschwelle

RAAT 4-9

RVAT 4-14

AV Suche + 4-52

AV-Suchhysterese 4-53

Suchintervall 4-53

AV-Suchhysterese 4-53

AV-Verzögerung 4-49

nach Detektion 4-51

RYTHMIQ 4-54

Stimuliert 4-50

Suche 4-53

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 7-9
Bericht, gedruckt 1-3, 1-17
ECG/EGM 1-3
Beschleunigung, in Zone 3-3
Bildschirm, Programmiergeräteanwendung 1-2
Blanking 4-58
A-Blanking nach RV-Detektion 4-60
A-Blanking nach V-Stimulation 4-59
RV-Blanking nach A-Stimulation 4-59
Bradykardie-Tachykardie-Reaktion (BTR) 4-66

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 2-11, 3-19

D

Daten
Diskette 1-17
Implantation 1-17
Patient 1-17
Speicherung 1-17
USB 1-17
Daten lesen 1-17
Daten speichern 1-17
Dauer 2-14
ATR (atriale Tachy-Reaktion) 4-41
Post-Schock 2-17
Redetektion 2-17
Defibrillation
Backup-Defibrillator, Sicherheitsmodus 1-20
Demo
Programmier-/Aufzeichnungs-/
Überwachungsgerät- (PRM)-Modus 1-3, 1-8
Detailsymbol 1-5
Detektion
AFib Frequenzgrenze 2-27
Dauer 2-14
Episode 2-18
Fenster 2-13
Frequenzdetektion 2-4
Frequenzschwelle 2-5
Neubestätigung/Committed Schock 3-19

Onset 2-31
Redetektion 2-11
RhythmMatch Schwelle 2-23
Stabilität 2-29
Sustained Rate Duration (SRD) 2-32
Tachyarrhythmie 2-2
Tachyarrhythmie, Sicherheitsmodus 1-20
V Frequenz > A Frequenz 2-25
Vektor-Timing und -Korrelation 2-23
Ventrikulär, anfänglich 2-7
Verbesserung 2-7, 2-20
Detektion, Frequenz 2-4
Diagnostik
Batteriestatus 5-2
Elektrodentest 5-12
Herzfrequenzvariabilität (HRV) 6-11
Histogramm 6-9
Vom Patienten ausgelöste Überwachung 6-22
Diskette
Daten 1-17
Lesen 1-17
Speichern 1-17
Drucken
Bericht 1-18
Drucker
extern 1-18
Dynamischer Störalgorithmus 4-62
Dynamischer Störalgorithmus (DNA) 4-21

E

EGM (Elektrogramm)
Anzeige 1-3
Echtzeit 1-3
Einstellung
Parameterwert A-1
Zonenkonfiguration 2-5
Einstellung der Nominal-Parameter A-1
EKG (Elektrokardiogramm)
Anzeige 1-3
Kabellos 1-4
Oberfläche 1-3
Elektrode
Elektrodenstatus 5-7
Impedanz 5-13
Intrins. Ampl.(n) 5-13
Konfiguration 4-49
Stimulations-Reizschwelle 5-15
Symbol 1-6
Tägliche Messungen 5-7
Test 5-12
Elektrode, Elektrodenkonfiguration 4-49
Elektrokauterisation
Modus 2-2
Empfindlichkeit 4-18
AGC (Automatische Verstärkungsanpassung) 4-19
Ende der ATR-Episode 4-42
Energie
Schock 3-17
EP-Test (elektrophysiologischer Test) 7-2
ATP, befohlen 7-9

Befohlene Therapie 7-9
Burststimulation, 50 Hz/man. 7-7
Flimmern 7-4
Induktion 7-4
Modus, temporär 7-2
Programmierte elektrische Stimulation (PES) 7-6
Schock, befohlen 7-9
T-Welle-Schock 7-5
Ventrikuläre Backup-Stimulation während atrialer Stimulation 7-6
VFib 7-4
Episode 2-18
Behandelt 2-18, 6-10
Ende der ATR 4-42
Nicht behandelt 2-18
Unbehandelt 6-10
Ventrikulär 2-18
Ereignis
Symbol 1-6
Therapiespeicher 6-2
Überblick 6-5
Zähler 6-10
Erholungszeit 4-27

F

Fenster
Detektion 2-13
Fitnessniveau 4-35
Flimmern
VFib-Induktion 7-4
Frequenz
Adaptiv 4-23
AFib-Reizschwelle 2-27
Berechnung 2-4
Detektion 2-4
Maximale Sensorfrequenz 4-7
Maximale Tracking-Frequenz 4-5
Reizschwelle, ventrikuläre 2-5
Sustained Rate Duration (SRD) 2-32
untere Grenze (LRL) 4-4
V Frequenz > A Frequenz 2-25
Ventrikulär 2-5
Zone 2-5
Frequenz-Reizschwelle, ATR 4-40
Frequenzadaptive Stimulation 4-23
Frequenzglättung 4-46
Abfall 4-48
Anstieg 4-48
Max. Stimulation-Frequenz 4-48
Frequenzhysterese 4-46
Hysterese-Korrektur 4-46
Suchhysterese 4-46
Frequenzverhalten, Stimulation
Frequenzglättung 4-46
Frequenzhysterese 4-46

G

Gelbe Achtungshinweise 1-7

Gemischte Sensoren 4-35
Gerätemodus 2-2
Gespeichertes EGM
Arrhythmie-Logbuch 6-5

H

Halt
Symbol 1-6
Herzfrequenzvariabilität (HRV) 6-11
Histogramm 6-9
Horizontaler Schieber
Symbol 1-6
Hysterese, Frequenz 4-46

I

Impedanztest, Elektrode 5-13
Implantieren
Nach Implantation, Informationen 6-22
Impulsamplitude 4-9
Impulsdauer 4-8
ATP (Antitachykardiestimulation) 3-14
Impulszähler 3-9
Indikationsbasierte Programmierung (IBP) 1-12
Induktion eines T-Welle-Schocks 7-5
Induktion, EP-Test 7-4
Informationen
Symbol 1-6
Informationen nach Implantation 6-22
Magnetfunktion 6-25
Piepton-Funktion 6-23
Inkrement und Abnahme
Symbol 1-7
Intervall
Arrhythmie-Logbuch 6-8
Kopplung, ATP 3-10
Minimum, Burstzykluslänge 3-12

K

Kommunikation, Telemetrie
Radiofrequenz (RF) 1-9
Kondensator
Deformation 3-17, 5-6
Reformierung 5-6
Kopplungsintervall 3-10
Abnahme 3-10

L

Ladezeit 3-17
Messungen 5-6
Letzter abgegebener Schock 5-7
Logbuch 6-2

M

Magnet

- Einrichtung der Magnetfunktion 6-25
- Tachy-Therapie inhibieren 6-26

Manuell/50 Hz Burststimulation 7-7

Manuelle Programmierung 1-14

Maximal

- Sensorfrequenz (MSR) 4-7

Maximale Stimulationsfrequenz

- Frequenzglättung 4-48

Maximum

- Stimulationsfrequenz 4-43
- Tracking-Frequenz (MTR) 4-5

Minimum

- Intervall 3-12

Mischen der beiden Sensoren 4-35

Modus

- Demo 1-8
- Elektrokauterisation 2-2
- Gerät 2-2
- Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät (PRM) 1-3
- Rückfall-ATR (atriale Tachy-Reaktion) 4-42
- Stimulation 4-3
 - temporär, EP-Test 7-2
- Ventrikulär Tachy 2-2
- Momentaufnahme 6-8
 - Symbol 1-6
- MRT-Schutz-Modus 2-3

N

Nachsorge

- Elektrodenstatus 5-7

Nacht-Herzfrequenz 6-20

Neubestätigung 2-11, 3-19

O

Onset 2-10, 2-31, 2-33–2-34

P

PaceSafe

- RAAT 4-9
- RVAT 4-14

Patient

- Informationssymbol 1-6

Patientendaten 1-17

PES (Programmierte elektrische Stimulation) 7-6

Piepton

- beim Laden des Kondensators 5-6
- Funktionseinstellung 6-23

PMT-(Herzschrittmacherinduzierte Tachykardie)-Terminierung 4-44

Polarität

Schock 3-18

Post-Schock

- Dauer 2-17
- Detektionsparameter 2-12
- Stimulation 4-22

Post-Therapie-Stimulation 4-21

Programm 1-12

Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät (PRM)

- Software-Terminologie 1-2
- Steuerelemente 1-2

Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät (PRM) 1-2

- Demonstrationsmodus 1-8
- Einsatz von Farbe 1-7
- Modi 1-3
- Steuerelemente 1-2, 1-14

Programmierbare Option, Parameter A-1

Programmierempfehlungen 1-12, 1-14

Programmierkopf, Telemetrie 1-2, 1-8, 1-10

PVARP (postventrikuläre atriale Refraktärzeit) 4-55

- Dynamische PVARP 4-56
- nach VES (ventrikuläre Extrasystole) 4-56

Q

QUICK CONVERT ATP 3-16

R

RAAT (rechtsatriale automatische Reizschwelle) 4-9

Radiofrequenz (RF)

- Betriebstemperatur, Telemetrie 1-11
- RF-Telemetrie starten 1-10
- Telemetrie 1-9

Ramp-Schema 3-12

Ramp/Scan-Schema 3-14

Rauschen

- Blanking und Störabfrageintervall 4-58
- Reaktionszeit 4-26

Rechtsventrikuläre Refraktärzeit (RVRP) 4-57

Redetektion 2-11

- Dauer 2-17
- nach ATP-Abgabe 2-17, 3-7
- nach Schock-Abgabe 2-17, 3-8
- ventrikulär 3-7

Reformierung, Kondensator 5-6

Refraktärzeit

- Atrial, postventrikulär (PVARP) 4-55
- Atrial, selbe Kammer 4-57
- Blanking und Störabfrageintervall 4-58
- PVARP nach VES 4-56
- Rechtsventrikulär (RVRP) 4-57

Refraktärzeit; Stimulation

- Refraktärzeit 4-55

Registerkarten, Software 1-5

Reizschwelle

- AFib-Frequenz 2-27
- Frequenz 2-5

Reizschwellentest 5-15

Rhythm
ID, automatisch intrinsisch 2-8
RhythmMatch Schwelle 2-23
RightRate-Stimulation 4-28
Rote Warnhinweise 1-7
Rückfall, atrialer Mode Switch
LRL 4-42
Modus 4-42
Zeit 4-42
Runaway-Schutzfunktion 4-8
RV-Blanking nach A-Stimulation 4-59
RVAT (rechtsventrikuläre automatische Reizschwelle) 4-14
RYTHMIQ 4-54

S

Safety Core 1-19
Scan-Schema 3-13
Schaltflächen, Software 1-5
Schema
Therapie 3-2
Schlafhaltung 6-20
Schock
Ableiten 1-15
befohlen, EP-Test 7-9
Committed 3-19
Energie 3-17
Impedanz 5-14
Induktion eines T-Welle-Schocks 7-5
Ladezeit, Energie 3-17, 5-6
Polarität 3-18
Post-Schock-Stimulation 4-22
Redetektion 2-17
Schockform 3-18
Sequenz 3-2
STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) 1-15
Therapie 3-16
Ventrikuläre Therapie 3-16
Zuletzt abgegeben 5-7
Schock, falls instabil 2-30
Schockauswahl 3-3
Schockform, Schock 3-18
Schutzfunktion
Runaway 4-8
Schwelle, Aktivität 4-25
Sensor und Trendanalyse, Stimulation 4-37
Akzelerometer 4-23
Sensor und Trendanalysen, Stimulation
Atemminutenvolumen 4-28
Frequenzadaptiv 4-23
Maximale Sensorfrequenz (MSR) 4-7
Sicherheit
ZIP Telemetrie 1-10
Sicherheits-Modus 1-19
Sicherheits-Tachy-Modus 1-20
Software-Terminologie 1-2
Sortierung
Symbol 1-7
Speicher, Aggregat 1-18
Stabilität 2-10, 2-29, 2-32–2-34
Start

Symbol 1-6
STAT-DEFIB (NOT-SCHOCK) 1-15
STAT-STIM (NOT-VVI) 1-16
Stimulation
Amplitude 4-9
ATR Mode Switch 4-40
AV-Verzögerung 4-49
Backup während atrialer Stimulation 7-6
Backup-Herzschrittmacher im Sicherheitsmodus 1-19
Burst, 50 Hz/manuell 7-7
Empfindlichkeit 4-18
Frequenzadaptiv 4-23
Impulsdauer 4-8
Indikationsbasierte Programmierung (IBP) 1-12
Max. Tracking-Frequenz (MTR) 4-5
Maximale Sensorfrequenz (MSR) 4-7
Modus 4-3
PaceSafe RAAT 4-9
PaceSafe RVAT 4-14
Parameter, Basis 4-2
Post-Therapie 4-21–4-22
Refraktärzeit 4-55
Runaway-Schutzfunktion 4-8
STAT-STIM (NOT-VVI) 1-16
Störreaktion 4-61
Temporär 4-22
Therapie 4-2
untere Grenzfrequenz (LRL) 4-4
Stimulation, PES-Induktion 7-6
Stimulationssensor 4-37
Störung
Dynamischer Störalgorithmus 4-62
Dynamischer Störalgorithmus (DNA) 4-21
Reaktion 4-61
Suche +, AV 4-52
Suchintervall 4-53
Sustained Rate Duration (SRD) 2-32
Symbol
Aktiviert 1-6
Anzeige verschieben 1-7
auf Verpackung C-1
Batterie 1-6
Details 1-5
Elektrode 1-6
Ereignis 1-6
Halt 1-6
Horizontaler Schieber 1-6
Informationen 1-6
Inkrement und Abnahme 1-7
Momentaufnahme 1-6
Patient 1-6
Patientendaten 1-17
Programmier-/Aufzeichnungs-/Überwachungsgerät- (PRM)-Modus 1-3
Sortierung 1-7
Start 1-6
Vertikaler Schieber 1-6
Weiter 1-6

T

Tachy-Modus 2-2
Sicherheitsmodus 1-20
Tachyarrhythmie
Detektion 2-2
Detektion im Sicherheitsmodus 1-20
Indikationsbasierte Programmierung (IBP) 1-13
Therapie 3-2
Therapie im Sicherheitsmodus 1-20
Zone 2-5
Tägliche Messungen 5-7
Telemetrie
Betriebstemperatur, ZIP 1-11
mit Programmierkopf 1-10
Programmierkopf 1-8
Telemetriesitzung beenden 1-10
ZIP 1-9
ZIP Telemetrie starten 1-10
Temporär
Stimulation 4-22
Test
Elektrode 5-12
Elektrodenimpedanz 5-13
EP (elektrophysiologisch) 7-2
Intrins. Ampl.(n) 5-13
Stimulations-Reizschwelle 5-15
Test der intrinsischen Amplitude 5-13
Therapie
ATP (Antitachykardiestimulation) 3-8
Post-Schock-Stimulation 4-22
Schema 3-2
Schock 3-16
Stimulation 4-2
Tachyarrhythmie 3-2
Tachyarrhythmie, Sicherheitsmodus 1-20
THERAPIE ABLEITEN 1-15
Therapieauswahl 3-3
Therapiespeicher 6-2
Arrhythmie-Logbuch 6-2
Herzfrequenzvariabilität (HRV) 6-11
Histogramm 6-9
Vom Patienten ausgelöste Überwachung 6-22
Zähler 6-10
Thorakale Impedanz 6-20
Timing
Blanking 4-58
PVARP nach VES 4-56
Timing, Stimulation 4-55
Trendanalyse
Sensor 4-37
Trends 6-14
AP Scan 6-17
Atem-Minuten-Volumen-Sensor 6-18
Atemfrequenz 6-16
Atmungssensor 6-18
Nacht-Herzfrequenz 6-20
Schlafhaltung 6-20
Thorakale Impedanz 6-20

U

Untere Grenzfrequenz (LRL) 4-4
USB 1-17

V

V Frequenz > A Frequenz 2-25
Vektor-Timing und -Korrelation 2-23, 2-32
RhythmMatch Schwelle 2-23
Ventrikulär
ATP (Antitachykardiestimulation) 3-8
Detektion, Tachyarrhythmie 2-7
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
Tachyarrhythmie-Therapie 3-2
Ventrikuläre Backup-Stimulation während atrialer Stimulation, EP-Test 7-6
Ventrikuläre Extrasystole (VES) 4-56
Ventrikuläre Frequenzregulierung 4-43
Maximale Stimulationsfrequenz 4-43
Ventrikulärer Schockvektor 3-16
Verbesserung
Detektion 2-7, 2-20
Verhalten an der Oberen Grenzfrequenz 4-5
Verlangsamung, in Zone 3-3
Verpackung
Symbol auf der C-1
Vertikaler Schieber
Symbol 1-6
VES (ventrikuläre Extrasystole) 4-56
VFib-Induktion 7-4
Vom Patienten ausgelöste Überwachung 6-22
VTR (ventrikuläre Tachy-Reaktion) 4-43

W

Warnhinweise, rot 1-7
Weiter
Symbol 1-6
Wenckebach 4-47
Werkzeugleiste 1-5

Z

Zähler
Brady 6-11
Therapiespeicher 6-10
ventrikulär 6-10
Zeitlimit, ATP 3-14
ZIP Telemetrie 1-9
Anzeigeleuchte 1-10

Betriebstemperatur 1-11
Radiofrequenz (RF) 1-10
Sicherheit 1-10
Sitzung 1-10
ZIP-Telemetrie
Vorteile 1-9
Zone
Konfiguration 2-5
Ventrikulär 2-5
Ventrikuläre Tachyarrhythmie 2-5
ZOOM LATITUDE Programming System
Komponenten 1-2
ZOOMVIEW Software-Anwendung 1-2
Bildschirme und Symbole 1-2
Einsatz von Farbe 1-7
Zweck 1-2

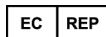
Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útгáфа. Notið ekki.
Versione obsolete. Non utilizzare.
Pasenuji versija. Neizmantoť.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Nie uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenajusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Version obsolete. Ne utilizar.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenajusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastarana verzija. Nepoužívat.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.



Boston Scientific Corporation
4100 Hamline Avenue North
St. Paul, MN 55112-5798 USA



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

© 2016 Boston Scientific Corporation or its affiliates.

All rights reserved.
360202-002 DE Europe 2016-09

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verzia. Nepoužívať.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioon. Ärge kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Versión obsoleta. No utilizar.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úrelt útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

CE0086

Authorized 2017

