

REFERENCE GUIDE

AUTOGENTM EL ICD

AUTOGENTM MINI ICD

DYNAGENTM EL ICD

DYNAGENTM MINI ICD

INOGENTM EL ICD

INOGENTM MINI ICD

ORIGENTM EL ICD

ORIGENTM MINI ICD

IMPLANTERBAR CARDIOVERTER
DEFIBRILLATOR

REF D174, D175, D176, D177, D044, D045, D046, D047, D150, D151,
D152, D153, D020, D021, D022, D023, D140, D141, D142, D143, D010,
D011, D012, D013, D050, D051, D052, D053, D000, D001, D002, D003

Outdated version.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

Tiltænkt publikum

Denne dokumentation er beregnet til brug af læger, der er uddannet i og har erfaring med implantering af enhed og/eller opfølgingsprocedurer.

Denne serie af implanterbare cardioverterdefibrillatorer (ICD'er) omfatter både enkeltkammer- og dobbeltkammerimpulsgeneratorer, der giver ventrikulær takyarytmeterapi, bradykardipacing og en lang række diagnostiske værktøjer.

Brugsanvisningen (IFU) for dette produkt består af to manualer. Den tekniske manual for læger indeholder oplysninger, der er relevante i forbindelse med implantation af impulsgeneratoren. Denne Reference Guide indeholder yderligere beskrivelser af programmerbare funktioner og diagnostik.

Disse dokumenter kan ses og downloades på www.bostonscientific-international.com/manuals.

Denne produktserie omfatter enkelt- og dobbeltkammermodeller med forskelle i funktioner. Denne manual beskriver modellen med alle funktioner (f.eks. en dobbeltkammermodel med ZIP-telemetry).

Denne guide kan indeholde referenceoplysninger om modelnumre, der i øjeblikket ikke er godkendt til salg i alle lande. En komplet liste over modelnumre, der er godkendt i dit område, fås ved at kontakte din lokale salgsrepræsentant. Nogle modelnumre har færre funktioner. For disse enheder bør der ses bort fra beskrivelserne af utilgængelige funktioner. Beskrivelserne i denne manual gælder for enheder på alle niveauer, medmindre andet er anført.

De skærbilledillustrationer, der anvendes i denne manual, er beregnet til at gøre dig fortrolig med det generelle skærmlayout. De skærbilleder, du ser, når impulsgeneratoren interrogeres eller programmeres, varierer afhængigt af modellen og de programmerede parametre.

Enheden er designet til at være LATITUDE-aktiveret. Tilgængelighed af LATITUDE varierer efter region.

Der findes en komplet liste over programmerbare optioner i appendikset ("Programmerbare optioner" på side A-1). De faktiske værdier, du ser, når impulsgeneratoren interrogeres eller programmeres, varierer afhængigt af modellen og de programmerede parametre.

Nedenstående tekstkonventioner anvendes i hele manualen.

- | | |
|------------|---|
| PRM-TASTER | Navnene på programmertasterne (Programmer/Recorder/Monitor, PRM) vises med store bogstaver (f.eks. PROGRAM, INTERROGATE). |
| 1., 2., 3. | Nummererede lister angiver instruktioner, der skal følges i den angivne rækkefølge. |
| • | Lister med punkttegn anvendes, når oplysningernes rækkefølge er tilfældig. |

Følgende akronymer kan være anvendt i denne Reference Guide:

A	Atrial (Atriel)
ABM	Autonomic Balance Monitor (Autonom balancemonitor)
AF	Atrieflimren
AFib	Atrieflimren
AFR	Atrial Flutter Response (Atrieflagrenrespons)
AGC	Automatic Gain Control

Følgende er varemærker, som tilhører Boston Scientific eller et af virksomhedens associerede selskaber: AUTOGEN, DYNAGEN, ENDOTAK, INOGEN, LATITUDE, Onset/Stability, ORIGEN, PaceSafe, QUICK CONVERT, QUICK NOTES, Rhythm ID, RhythmMatch, RightRate, RYTHMIQ, Safety Core, Smart Blanking, VITALITY, ZIP, ZOOM, ZOOMVIEW.

AIVR	Accelereret idioventrikulær rytme
AT	Atrial Tachycardia (Atrial takykardi)
ATP	Antitakykardipacing
ATR	Atrial Tachy Response (Atrial takyrespons)
AV	Atrioventrikulær
BCL	Burst Cycle Length (Burst-cykluslængde)
BPEG	British Pacing and Electrophysiology Group
BTR	Brady Tachy Response (Brady-takyrespons)
CPR	Kardiopulmonal genoplivning
DFT	Defibrilleringstærskel
EAS	Elektronisk overvågning
EKG	Elektrokardiogram
EF	Ejektionsfraktion
EGM	Elektrogram
EL	Extended Longevity (Forlænget Levetid)
EMI	Elektromagnetisk interferens
EP	Elektrofysiologi, Elektrofysiologisk
HE	Høj energi
HRV	Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefrekvens)
IBP	Indikationsbaseret programmering
IC	Industry Canada
ICD	Implanterbar cardioverter defibrillator
LRL	Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse)
MI	Myokardieinfarkt
MPR	Maximum Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens)
MR	Magnetisk ressonansscanning (MR-scanning)
MSR	Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens)
MTR	Maximum Tracking Rate (Maksimal trackingfrekvens)
MV	Minute Ventilation (Minutventilation)
NASPE	North American Society of Pacing and Electrophysiology
NSR	Normal sinusrytme
PAC	Premature Atrial Contraction (Atrial ekstrasystole)
PAT	Paroksyttisk atriel takykardi
PES	Programmed Electrical Stimulation (Programmeret elektrisk stimulation)
PMT	Pacemakermedieret takykardi
PRM	Programmer/Recorder/Monitor
PSA	Pacing System Analyzer
PTM	Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor)
PVARP	Post-Ventricular Atrial Refractory Period (Postventrikulær atriel refraktærperiode)
PVC	Premature Ventricular Contraction (Ventrikulær ekstrasystole)
RAAT	Right Atrial Automatic Threshold (Højre atriel automatisk tærskel)
RADAR	Radioopdagelse og afstandsbestemmelse
RF	Radiofrekvens
RTTE	Radio- og telekommunikationsterminaludstyr
RV	Right Ventricular (Højre ventrikulær)
RVAT	Right Ventricular Automatic Threshold (Højre ventrikulær automatisk tærskel)
RVRP	Right Ventricular Refractory Period (Højre ventrikulær refraktærperiode)
SCD	Pludselig hjertedød
SDANN	Standard Deviation af Gennemsnit Normal-til-Normal R-R intervaller
SRD	Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvensvarighed)
SVT	Supraventrikulær takyarytmi
TARP	Total Atrial Refractory Period (Samlet atriel refraktærperiode)
TENS	Transkutan elektrisk nervestimulation
V	Ventricular (Ventrikulær)
VF	Ventrikelflimren
VFib	Ventrikelflimren
VRP	Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode)
VRR	Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering)
VT	Ventricular Tachycardia (Ventrikulær takykardi)
VTR	Ventricular Tachycardia Response (Ventrikulær takykardirespons)

INDHOLDSFORTEGNELSE

BRUG AF PRM'EN (PROGRAMMER/RECORDER/MONITOR)	1-1
KAPITEL 1	
ZOOM LATITUDE-programmeringssystemet	1-2
Softwareterminologi og navigering	1-2
Hovedskærm	1-2
PRM-modusindikator	1-3
EKG/EGM-display	1-3
Værktøjslinje	1-5
Faner	1-5
Knapper	1-5
Ikoner	1-5
Almindelige objekter	1-7
Brug af farver	1-7
Demonstrationsmodus	1-7
Kommunikation med impulsgeneratoren	1-8
ZIP Telemetry (ZIP-telemetri)	1-8
Start af en telemetrisession med brug af telemetrihoved	1-9
Start af en ZIP-telemetrisession	1-9
Afslutning af en telemetrisession	1-9
ZIP-telemetrisikkerhed	1-9
Indikationsbaseret programmering (IBP)	1-11
Manuel programmering	1-14
DIVERT THERAPY	1-14
STAT SHOCK (Akut shock)	1-15
STAT PACE (Akut pace)	1-15
Databehandling	1-16
Patient Information (Patientoplysninger)	1-16
Data Storage (Datalagring)	1-16
Device Memory	1-17
Udskriv	1-17
Safety Mode (Sikkerhedsmodus)	1-18
Backuppacemaker	1-18
Backupdefibrillator	1-18
TAKYARYTMIDETEKTION	2-1
KAPITEL 2	
Device Mode	2-2
Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus)	2-2
Electrocautery Protection Mode	2-2
Frekvenssensing	2-3
Beregning af frekvenser og refraktærperioder	2-3
Ventrikulære frekvenstærskler og zoner	2-4
Brug af atriel information	2-4
Ventrikulær detektion	2-5
Ventrikulære Detection Enhancement Suites	2-6
Ventrikulær redetektion	2-9

Ventrikulære Post-shock Detection Enhancements	2-10
Ventrikulære detektionsdetaljer	2-11
TAKYARYTMITERAPI	3-1
KAPITEL 3	
Ventrikulær terapi	3-2
Ventrikulær terapiordning	3-2
Valg af ventrikulær terapi	3-2
Ventrikulær redetektion efter levering af ventrikulær terapi	3-6
Ventrikulær redetektion efter ventrikulær ATP-terapi	3-6
Ventrikulær redetektion efter ventrikulær shockterapi	3-7
Antitakykardipaceterapier og -parametre	3-7
Burst-parametre	3-8
Coupling Interval og Coupling Interval Decrement	3-9
Burst Cycle Length (Burst-cykluslængde) (BCL)	3-10
Minimum Interval (Minimumsinterval)	3-11
Burst-terapi	3-11
Ramp-terapi	3-11
Scan-terapi	3-12
Ramp/Scan-terapi	3-12
ATP Pulse Width og ATP Amplitude	3-13
Ventrikulær ATP Time-out	3-13
QUICK CONVERT ATP	3-14
Ventrikulær shockterapi og parametre	3-15
Ventricular Shock Vector (Ventrikulær shockvektor)	3-15
Ventrikulær shockenergi	3-15
Charge Time (Opladningstid)	3-16
Waveform Polarity	3-17
Committed Shock/Reconfirmation af ventrikulær arytmie	3-18
PACETERAPIER	4-1
KAPITEL 4	
Paceterapier	4-2
Grundparametre	4-2
Brady Mode (Bradymodus)	4-3
Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) (LRL)	4-4
Maximum Tracking Rate (Maksimal trackingfrekvens) (MTR)	4-4
Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) (MSR)	4-6
Runaway-beskyttelse	4-7
Pulse Width (Impulsbredde)	4-8
Amplitude	4-8
PaceSafe	4-9
Sensitivitet	4-16
Post-terapipacing	4-19
Post-Shock Pacing Delay	4-20
Post Therapy Period (Post-terapiperiode)	4-20
Midlertidig bradypacing	4-20
Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) og Sensor Trending (Sensortrendanalyse)	4-21
Pacing med adaptiv frekvens	4-21
Accelerometer	4-22
Minute Ventilation (Minutventilation) (MV)	4-26
Sensor Trending	4-35

Atrial Tachy Response (Atrial takyrespons).....	4-37
ATR Mode Switch	4-37
Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering) (VRR)	4-40
Atrial Flutter Response (Atrieflagrenrespons) (AFR)	4-41
PMT Termination (PMT-afbrydelse)	4-41
Rate Enhancements	4-43
Rate Hysteresis (Frekvenshysteresis).....	4-43
Rate Smoothing (Frekvensudjævning)	4-44
Eksempel på Rate Smoothing baseret på en dobbeltkammer tracking-modus	4-46
Ledningskonfiguration	4-47
AV Delay (AV-forsinkelse).....	4-47
Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse).....	4-47
Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse).....	4-48
AV Search +	4-50
RYTHMIQ	4-51
Refraktær.....	4-52
A-refraktær - PVARP.....	4-52
A Refraktær - samme kammer.....	4-54
RV-refraktær (RVRP).....	4-55
Cross-chamber blanking	4-56
Noise Response (Støjrespons).....	4-59
Interaktioner med ventrikulær takysensing.....	4-61
SYSTEMDIAGNOSTIK	5-1
KAPITEL 5	5-1
Oversigtsdialog.....	5-2
Battery Status (Batteristatus).....	5-2
Kondensatorreforming	5-6
Måling af Charge Time	5-6
Sidst leverede ventrikulære shock	5-6
Leads Status.....	5-7
Ledningstests	5-12
Intrinsic Amplitude Test.....	5-12
Lead Impedance Test.....	5-13
Pace Threshold Test (Pacetærskeltest)	5-14
PATIENTDIAGNOSTIK OG OPFØLGNING	6-1
KAPITEL 6	6-1
Terapiforløb.....	6-2
Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)	6-2
Histogrammer	6-8
Counters	6-8
Ventricular Tachy Counters	6-8
Brady Counters	6-9
Heart Rate Variability (Ændringer i hjertefrekvens) (HRV)	6-10
Trends	6-12

Post-implantationsfunktioner	6-18
Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) (PTM)	6-18
Lydsignalfunktion	6-19
Magnetfunktion	6-21

ELEKTROFYSIOLOGISK TEST..... 7-1

KAPITEL 7

EP Test-funktioner	7-2
Temporary EP Mode	7-2
Skærm billedet EP Test.....	7-2

Induktionsmetoder	7-4
V Fib-induktion	7-4
Shock on T-induktion	7-5
Ventrikulær backuppacing under atrie EP-testning	7-6
Programmed Electrical Stimulation (Programmeret elektrisk stimulation) (PES)	7-6
50 Hz/Manual Burst Pacing	7-7

Programmerstyrede terapimetoder.....	7-8
Commanded Shock (Programmerstyret shock).....	7-8
Commanded ATP (Programmerstyret ATP).....	7-9

PROGRAMMERBARE OPTIONER..... A-1

APPENDIKS A

PACEMAKERINTERAKTION..... B-1

APPENDIKS B

SYMBOLER PÅ EMBALLAGEN..... C-1

APPENDIKS C

Symboler på emballage.....	C-1
----------------------------	-----

BRUG AF PRM'EN (PROGRAMMER/RECORDER/MONITOR)

KAPITEL 1

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "ZOOM LATITUDE-programmeringssystemet" på side 1-2
- "Softwareterminologi og navigering" på side 1-2
- "Demonstrationsmodus" på side 1-7
- "Kommunikation med impulsgeneratoren" på side 1-8
- "Indikationsbaseret programmering (IBP)" på side 1-11
- "Manuel programmering" på side 1-14
- "DIVERT THERAPY" på side 1-14
- "STAT SHOCK (Akut shock)" på side 1-15
- "STAT PACE (Akut pace)" på side 1-15
- "Databehandling" på side 1-16
- "Safety Mode (Sikkerhedsmodus)" på side 1-18

ZOOM LATITUDE-PROGRAMMERINGSSYSTEMET

ZOOM LATITUDE-programmeringssystemet er den eksterne del af impulsgeneratorens system, og det omfatter:

- Programmer/Recorder/Monitor (PRM) model 3120
- Model 3140 ZOOM Trådløs sender
- Softwareapplikation ZOOMVIEW model 2868
- Ekstra telemetrihoved model 6577

ZOOMVIEW-softwaren giver avanceret teknologi til programmering af enheden og patientmonitorering. Softwaren er designet med det formål at:

- Øge mulighederne for programmering af enheden
- Forbedre monitoreringsfunktionen af patient og enhed
- Forenkle programmerings- og monitoreringsopgaver og gøre dem hurtigere

PRM-systemet kan anvendes til følgende:

- Interrogere impulsgeneratoren
- Programmere impulsgeneratoren til mange forskellige terapioptioner
- Få adgang til impulsgeneratorens diagnostiske funktioner
- Foretage non-invasive diagnostiske tests
- Få adgang til data for terapiforløb
- Få adgang til en interaktiv demonstrationsmodus eller en Patient Data-modus (Patientdatamodus) uden, at det kræver en impulsgenerator
- Udskrive patientdata, herunder impulsgeneratorens terapioptioner og data for terapiforløb
- Gemme patientdata

Impulsgeneratoren kan programmeres på to forskellige måder: automatisk ved hjælp af IBP eller manuelt.

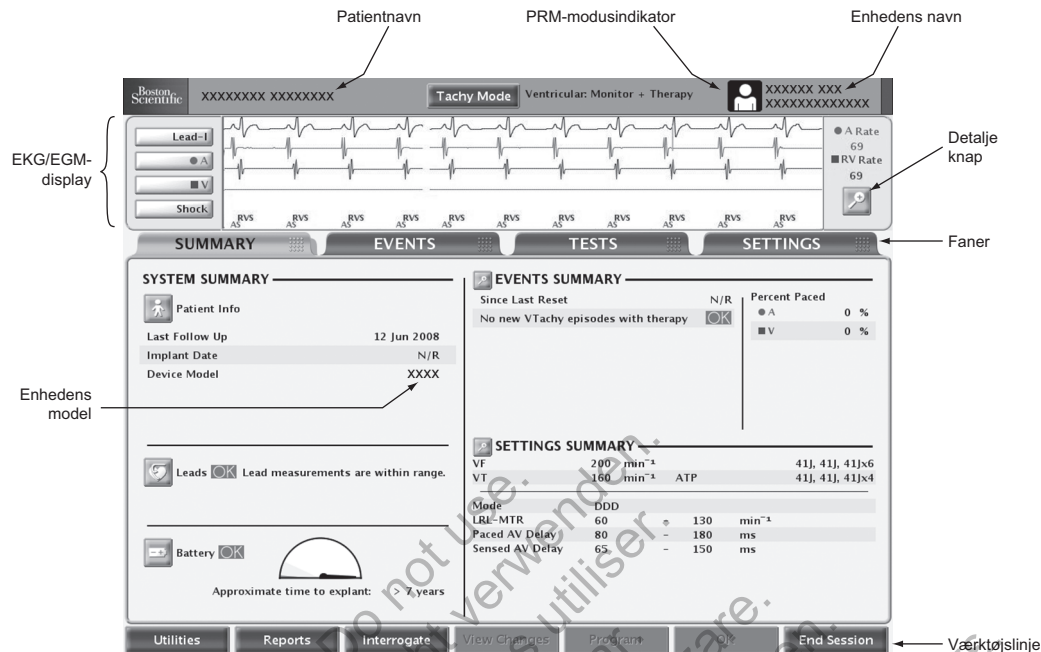
For yderligere oplysninger om brugen af PRM'en eller Zoom Trådløs sender, se brugermanualen til PRM eller Reference Guide til Zoom Trådløs sender.

SOFTWARETERMINOLOGI OG NAVIGERING

Dette afsnit giver en oversigt over programmersystemet.

Hovedskærm

PRM'ens hovedskærbillede vises herunder, efterfulgt af en beskrivelse af komponenterne (Figur 1-1 på side 1-3).



Figur 1-1. Hovedskærm

PRM-modusindikator

PRM-modusindikatoren er placeret i toppen af skærmen og viser PRM'ens aktuelle driftsmodus.



Patient—angiver, at PRM'en viser data indsamlet via kommunikation med en enhed.



Patient Data (Patientdata)—angiver, at PRM'en viser gemte patientdata.



Demo-modus—angiver, at PRM'en viser data dataeksempler og er i demonstrationsmodus.

EKG/EGM-display

Den trådløse EKG-funktion er tilgængelig for AUTOGEN- og DYNAGEN-enheder.

Skærbilledets EKG-område viser real-time statusoplysninger om patienten og impulsgeneratoren, som kan være nyttige, når systemets funktion skal vurderes. Der kan vælges følgende typer af kurver:

- Overflade-EKG'er sendes fra ledningselektroder på patientens krop, som er forbundet til PRM'en, og kan vises uden at interrogere impulsgeneratoren.

- Der sendes real-time EGM'er fra pace/sense- eller shockelektroderne, som ofte benyttes til at evaluere ledningssystemets integritet og hjælpe med til at identificere fejl som f.eks. ledningsbrud, isoleringsbrud eller løsrivelser.

Der kan kun vises real-time EGM'er ved interrogering af impulsgeneratoren. Fordi de anvender ZIP-telemetri eller telemetri med telemetrihoved, er de modtagelige over for radiofrekvensinterferens. Betydelig interferens kan medføre en forstyrrelse eller udfald i real-time EGM'er ("ZIP-telemetrisikkerhed" på side 1-9).

BEMÆRKNING: Hvis PRM'en efterlades ubenyttet i 15 minutter (eller 28 minutter, hvis impulsgeneratoren var i Storage-modus (Opbevaringsmodus) ved interrogering), lukkes real-time EGM'er ned. PRM'en har en dialogboks, som gør det muligt at hente real-time EGM'er frem igen.

- Trådløst EKG er en form for real-time EGM, der efterligner et overflade-EKG og måler hjerteaktiviteten ved hjælp af en shockledning med vektor fra den proksimale coil til enheden. Medmindre enheden stadig er i Storage-modus (Opbevaringsmodus), er den første (top-) kurve på displayet altid trådløst EKG.

FORSIGTIG: Trådløst EKG er modtagelig over for RF-interferens og kan have et intermitterende eller tabt signal. Hvis interferens er til stede, specielt under diagnostiske tests, skal det overvejes i stedet at bruge et overflade-EKG.

BEMÆRKNING: Trådløst EKG er kun tilgængeligt med dobbeltcoil shockledninger.

BEMÆRKNING: I tilfælde af telemetriinterferens kan real-time intrakardiale EGM-kurver og markører blive forskudte i forhold til real-time overflade-EKG-kurver. Når telemetriforbindelsen er blevet bedret, vælges en vilkårlig intrakardial EGM-kurve for at gentage initialiseringen.

Ved at vælge knappen Details (Detaljer) kan skærbilledet ECG/EGM (EKG/EGM) vælges. Følgende optioner er tilgængelige:

- Show Device Markers (Vis enhedsmarkører)—viser annoterede eventmarkører, som identificerer visse spontane hjerte- og enhedsrelaterede events og giver informationer om f.eks. sensed/pace events, beslutning om detektionskriterier og levering af terapi
- Enable Surface Filter (Aktiver overfladefilter)—minimerer støj på overflade-EKG'et
- Display Pacing Spikes (Vis pacing spikes)—viser detekterede pacing spikes, annoterede af en markør på overflade-EKG-kurven

Der kan udskrives real-time EGM'er, som omfatter annoterede eventmarkører, ved at følge nedenstående trin:

1. Tryk på en af PRM'ens taster for udskrivningshastighed (for eksempel hastighedstasten 25) for at begynde udskrivningen.
2. Tryk på den hastighedstast, der er mærket "0" (nul), for at stoppe udskrivningen.
3. Tryk på papirføderknappen, så det sidste udskrevne ark skubbes helt ud.

Definitionerne på de annoterede markører kan skrives ud ved at trykke på kalibreringstasten, mens EGM'et skrives ud. Alternativt kan der udskrives en samlet rapport, der indeholder definitionerne på alle de annoterede markører, ved at følge nedenstående trin:

1. Klik på knappen Reports (Rapporter) på værktøjslinjen. Vinduet Reports bliver vist.
2. Vælg afkrydsningsfeltet Marker Legend (Markørbeskrivelse).
3. Klik på knappen Print (Udskriv). Marker Legend Report (Markørbeskrivelsesrapporten) sendes til printeren.

Værktøjslinje

Værktøjslinjen gør det muligt at udføre følgende opgaver:

- Vælge systemværktøjer
- Generere rapporter
- Interrogere og programmere enheden
- Se afventende eller programmerede ændringer
- Se bemærkninger og advarsler
- Afslutte programmersessionen

Faner

Faner giver mulighed for at vælge programmeropgaver, som f.eks. visning af summary-data eller programmering af enhedsindstillinger. Når en fane vælges, bliver det tilhørende skærbillede vist. Mange skærbilleder indeholder yderligere faner, der gør det muligt at få adgang til mere detaljerede indstillinger og oplysninger.

Knapper

Der findes knapper på skærbilleder og dialoger i hele applikationen. Knapper giver mulighed for at udføre forskellige opgaver, herunder:

- Skaffe detaljerede oplysninger
- Gennemse detaljer om indstillinger
- Indstille programmerbare værdier
- Hente initiale værdier

Når et knapvalg åbner et vindue foran hovedskærmen, bliver der vist en knap med teksten Close (Luk) i vinduets øverste, højre hjørne, så vinduet kan lukkes, og der vendes tilbage til hovedskærmen.

Ikoner

Ikoner er grafiske elementer, der, når de vælges, kan initiere en aktivitet, vise lister eller optioner eller ændre de viste oplysninger.



Details (Detaljer)—åbner et vindue, der indeholder detaljerede oplysninger.



Patient—åbner et vindue med detaljerede oplysninger om patienten.



Leads (Ledninger)—åbner et vindue med detaljer om ledninger.



Battery (Batteri)—åbner et vindue med detaljer om impulsgeneratorens batteri.



Check (Flueben)—angiver, at der er valgt en option.



Event (Episoder)—angiver, at der er foregået en episode. Under gennemsyn af tidslinjen Trends på fanen Events (Episoder) vises der event-ikoner, hver gang der er foregået en episode. Når et event-ikon vælges, bliver der vist detaljer om episoden.



Information—angiver oplysninger, der vises til orientering.

Handlingsikoner



Kør—får programmeren til at udføre en handling.



Pause—får programmeren til at pause en handling.



Fortsæt—får programmeren til at genoptage en handling.

Gliderikoner



Vandret glider—angiver, at der kan klikkes på en glider, som så kan trækkes til venstre eller højre.



Lodret glider—angiver, at der kan klikkes på en glider, som så kan trækkes op eller ned.

Sorteringsikoner



Sorter stigende—angiver, at der aktuelt er valgt stigende sortering på en tabelkolonnes sorteringsknap. (f.eks. 1, 2, 3, 4, 5)



Sorter faldende—angiver, at der aktuelt er valgt faldende sortering på en tabelkolonnes sorteringsknap. (f.eks. 5, 4, 3, 2, 1)

Øgnings- og mindskningsikoner



Øgning—angiver, at en tilknyttet værdi kan øges.



Mindskning—angiver, at en tilknyttet værdi kan mindskes.

Rulningsikoner



Rul til venstre—angiver, at et tilknyttet element kan rulles til venstre.



Rul til højre—angiver, at et tilknyttet element kan rulles til højre.



Rul op—angiver, at et tilknyttet element kan rulles op.



Rul ned—angiver, at et tilknyttet element kan rulles ned.

Almindelige objekter

Almindelige objekter som f.eks. statuslinjer, rullelinjer, menuer og dialoger anvendes i hele applikationen. De fungerer på samme måde som de objekter, der findes i webbrowsere og andre computerprogrammer.

Brug af farver

Der er anvendt farver og symbol til at fremhæve knapper, ikoner og andre genstande samt visse typer oplysninger. Brugen af bestemte farvekonventioner og symboler har til formål at give en mere ensartet brugeroplevelse og forenkle programmeringen. Se skemaet nedenfor, som forklarer, hvordan farver og symboler er anvendt på PRM-skærmene (Tabel 1-1 på side 1-7).

Tabel 1-1. Farvekonventioner for PRM'en

Farve	Betydning	Eksempler	Symbol
Rød	Angiver advarseltilstande	Den valgte parameterværdi er ikke tilladt. Klik på den røde advarselknapp for at åbne skærbilledet Parameter Interactions (Parameterinteraktioner), som indeholder oplysninger om afhjælpning af problemet.	
		Enheds- og patientdiagnostiske oplysninger, der kræver nøje overvejelse.	
Gul	Angiver tilstande, der kræver opmærksom	Den valgte parameterværdi er tilladt, men anbefales ikke. Klik på den gule notifikationsknapp for at åbne skærbilledet Parameter Interactions (Parameterinteraktioner), som indeholder oplysninger om afhjælpning af problemet.	
		Enheds- og patientdiagnostiske oplysninger, der kræver handling.	
Grøn	Angiver acceptable ændringer eller tilstande	Den valgte parameterværdi er tilladt, men afventer stadig.	
		Der er ikke nogen enheds- og patientdiagnostiske oplysninger, der kræver særlig opmærksomhed.	
Hvid	Viser den værdi, der aktuelt er programmeret		

DEMONSTRATIONSMODUS

PRM'en har en særlig demonstrationsmodus, som gør det muligt at anvende den som et værktøj til selvlering. Valg af denne modus giver mulighed for at øve sig på navigering mellem PRM'ens skærme, uden at det kræver interrogering af en impulsgenerator. Med demonstrationsmodussen kan man blive fortrolig med mange af de specifikke skærmsekvenser, der vises ved interrogering eller programmering af en bestemt impulsgenerator. Demonstrationsmodussen kan også anvendes til at undersøge de forskellige tilgængelige funktioner, parametre og informationer.

Vælg den relevante impulsgenerator fra skærbilledet Select PG (Vælg PG) og vælg derefter Demo fra dialogen Select PG Mode (Vælg PG-modus) for at få adgang til demonstrationsmodus. Når PRM'en er i demonstrationsmodus, viser PRM-modusindikatoren ikonet Demo-modus. Det er ikke muligt at programmere impulsgeneratoren, så længe PRM'en er i demonstrationsmodus. Forlad demonstrationsmodussen, før interrogering eller programmering af impulsgeneratoren påbegyndes.

KOMMUNIKATION MED IMPULSGENERATOREN

PRM'en kommunikerer med impulsgeneratoren ved hjælp af et telemetrihoved.

Når kommunikation med telemetrihovedet er påbegyndt, kan PRM'en bruge ZIP-telemetri uden brug af telemetrihoved (tovejsradiofrekvenskommunikation) som grænseflade til disse impulsgeneratorer med RF-funktion.

Telemetri er påkrævet for at:

- Sende kommandoer fra PRM'en, som f.eks.:
 - INTERROGATE
 - PROGRAM
 - STAT SHOCK (Akut shock)
 - STAT PACE (Akut pace)
 - DIVERT THERAPY
- Ændre enhedens parameterindstillinger
- Foretage EP-tests
- Foretage diagnostiske tests, inklusive følgende:
 - Tests af paceimpedans
 - Pacetærskeltests
 - Tests af spontan amplitude
- Foretage manuel kondensatorreforming

ZIP Telemetry (ZIP-telemetri)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

ZIP-telemetri er en option med tovejs-RF-kommunikation uden brug af telemetrihoved, der gør kommunikation mellem PRM-systemet og disse impulsgeneratorer med RF-funktion mulig. RF-kommunikation aktiveres af ZOOM Trådløs sender, der er sluttet til PRM'en. Når kommunikationen påbegyndes, kræves der telemetri med telemetrihoved. Når ZIP-telemetri er klar til brug, vises der en besked på PRM-skærmen om, at telemetrihovedet kan fjernes. Ellers fortsætter sessionen med kommunikation via telemetrihoved.

ZIP-telemetri har følgende fordele sammenlignet med traditionel telemetri med telemetrihoved:

- Større hastighed ved overførsel af data betyder, at mindre tid er nødvendig til interrogering af enheden
- Dataoverføring over en længere afstand (inden for 3 m) minimerer behovet for at beholde telemetrihovedet i det sterile felt under implantation, hvilket kan reducere risikoen for infektion

- Kontinuerlig telemetri er mulig under hele implantationsproceduren, så monitorering af impulsgeneratorens funktion og ledningens integritet er mulig under implantationen
- Lader lægen fortsætte operationen, mens enheden bliver programmeret til patienten

Kommunikation med brug af telemetrihoved er stadig tilgængelig, uanset om der anvendes ZIP-telemetri.

Start af en telemetrisession med brug af telemetrihoved

Følg nedenstående procedure for at begynde en session med telemetrikontakt med brug af telemetrihoved:

1. Sørg for, at telemetrihovedet er sluttet til programmersystemet, og at det er tilgængeligt under hele sessionen.
2. Anbring telemetrihovedet over enheden med en afstand på maks. 6 cm (2,4 tommer).
3. Anvend programmeren til at interrogere enheden.
4. Bevar telemetrihovedets position, når kommunikation er påkrævet.

Start af en ZIP-telemetrisession

Følg nedenstående procedure for at begynde en session med kommunikation via ZIP-telemetri:

1. Kontroller, at ZOOM Trådløs sender er forbundet til PRM'en via USB-kablet, og at den grønne lampe oven på senderen lyser (viser at senderen er klar til brug).
2. Start en telemetrisession med telemetrihoved. Kontrollér, at telemetrihovedets ledning befinder sig inden for rækkevidde af impulsgeneratoren, så telemetri med brug af telemetrihoved er mulig om nødvendigt.
3. Hold telemetrihovedet på plads, indtil der enten kommer en meddelelse om, at telemetrihovedet ikke behøver befinde sig i nærheden af impulsgeneratoren længere, eller til lampen for ZIP-telemetri tænder på PRM-systemet.

Afslutning af en telemetrisession

Vælg knappen End Session (Afslut session) for at forlade en telemetrisession og vende tilbage til startskærmen. Det kan vælges at afslutte sessionen eller at vende tilbage til den aktuelle session. Når en session er afsluttet, afbryder PRM'en al kommunikation med impulsgeneratoren.

ZIP-telemetrisikkerhed

Impulsgeneratoren er forsynet med en kompatibel effektsvag sender-modtager. Det er kun muligt at interrogere eller programmere impulsgeneratoren via RF-signaler, der anvender den pågældende ZIP-telemetriprotokol. Impulsgeneratoren verificerer, at den kommunikerer med et ZOOMVIEW-system, før den besvarer nogen RF-signaler. Impulsgeneratoren gemmer, sender og modtager individuelt identificerbare helbredsoplysninger i et krypteret format.

ZIP-telemetri er mulig, når alle de følgende betingelser er opfyldt:

- ZIP-telemetri for PRM'en er aktiveret
- ZOOM Trådløs sender er sluttet til PRM'en via USB-kablet
- Indikatorlampen oven på ZOOM Trådløs sender er grøn og viser, at senderen er klar til brug
- Impulsgeneratoren befinder sig inden for PRM'ens rækkevidde
- Impulsgeneratoren har ikke nået Explant (Eksplantation). Bemærk, at der vil være mulighed for i alt 1,5 times ZIP-telemetri, efter at impulsgeneratoren har nået Explant

- Impulsgeneratorens batterikapacitet er ikke opbrugt

For at overholde lokale kommunikationsregler og -bestemmelser bør ZIP-telemetri ikke anvendes, hvis impulsgeneratoren har overskredet sin normale driftstemperatur på 20°C–45°C (68°F–113°F).

Kommunikation er mulig mellem flere forskellige PRM'er og impulsgenerators samtidig som særskilte sessioner. Signaler fra andre sessioner, der anvender RF-kommunikation eller interferens fra andre RF-kilder, kan forstyrre eller forhindre kommunikation i form af ZIP-telemetri.

FORSIGTIG: RF-signaler fra anordninger, der fungerer ved frekvenser i nærheden af impulsgeneratorens frekvens, kan afbryde ZIP-telemetri under interrogering eller programmering af impulsgeneratoren. Denne RF-interferens kan reduceres ved at øge afstanden mellem den forstyrrende enhed og PRM'en og impulsgeneratoren.

Radiofrekvensinterferens kan afbryde ZIP-telemetrikontakt midlertidigt. PRM'en vil normalt genetablere ZIP-kontakten, når RF-interferensen ophører eller reduceres. Da fortsat RF-interferens kan hindre ZIP-telemetrikommunikation, er systemet beregnet til at bruge telemetri ved hjælp af telemetrikontrol, når ZIP-telemetri ikke er mulig.

Hvis ZIP-telemetri ikke er mulig på grund af interferens, eller hvis ZOOM Trådløs sender-systemet ikke er tilsluttet eller ikke fungerer korrekt, kan der etableres telemetrikontakt med PRM'en via kommunikation med telemetrikontrol. Systemet giver følgende feedback for at vise, at ZIP-telemetri ikke er mulig:

- Indikatorlampen for ZIP-telemetri på PRM'en slukker
- Den grønne indikatorlampe på ZOOM Trådløs sender er slukket
- Hvis eventmarkører og/eller EGM'er er aktive, bliver overførslen af eventmarkører og/eller EGM'er afbrudt
- Hvis en kommando om en anden handling er blevet afgivet, viser PRM'en en notifikation om, at telemetrikontrol skal anbringes inden for impulsgeneratorens rækkevidde

ZIP-telemetri fungerer konsekvent med kommunikation via telemetrikontrol—der kan ikke færdiggøres et programmeringstrin, før hele programmeringskommandoen er blevet modtaget og bekræftet af impulsgeneratoren.

Impulsgeneratoren kan ikke blive fejlprogrammeret på grund af afbrudt ZIP-telemetri. Afbrydelse af ZIP-telemetrien kan skyldes RF-signaler, der anvender frekvenser i nærheden af impulsgeneratorens frekvens og er stærke nok til at konkurrere med ZIP-telemetrikontakten mellem impulsgeneratoren og PRM'en. Betydelig interferens kan medføre en forstyrrelse eller udfald i real-time EGM'er. Hvis kommandoer bliver afbrudt, viser PRM'en en meddelelse om, at telemetrikontrol skal placeres på impulsgeneratoren. Hvis denne meddelelse vises flere gange, kan det være et tegn på intermitterende interferens. Disse situationer kan løses ved at flytte den ZOOM Trådløse sender, der er forbundet til PRM'en eller ved at anvende standardtelemetri med telemetrikontrol. Der vil ikke være nogen afbrydelser af enhedens funktionalitet eller terapi i denne periode.

BEMÆRKNING: Når der anvendes både ZIP-telemetri og telemetri med telemetrikontrol (for eksempel ved skift fra ZIP-telemetri til telemetrikontrol på grund af interferens), kommunikerer impulsgeneratoren så vidt muligt med programmen via ZIP-telemetri. Hvis der udelukkende ønskes telemetri med telemetrikontrol, indstilles Communication Mode (Kommunikationsmodus) (åbnes ved valg af knappen Utilities (Hjælpfunktioner)) til brug af telemetrikontrol for al telemetrikommunikation.

BEMÆRKNING: For at forlænge batteriets levetid bliver en ZIP-telemetrisession afbrudt, hvis impulsgeneratoren fuldstændigt mister kontakten til PRM'en i en sammenhængende periode på en time (eller 73 minutter, hvis enheden var i Storage-modus (Opbevaringsmodus) ved interrogering). Der skal anvendes telemetri med telemetrikontrol for at genetablere kontakt med impulsgeneratoren, når denne periode er udløbet.

Overvejelser omkring reduktion af interferens

Øgning af afstanden til kilden til de forstyrrende signaler kan gøre det muligt at anvende ZIP-telemetrikontrol.

ZIP-telemetriefunktionen kan forbedres ved at flytte den ZOOM Trådløs sender. Hvis ZIP-telemetriefunktionen ikke er tilfredsstillende kan der i stedet anvendes telemetri med telemetrikontrol.

Afhængigt af omgivelserne og PRM'ens orientering i forhold til impulsgeneratoren kan systemet bevare ZIP-telemetrikontakt i en afstand af op til 3 m. Der opnås optimal ZIP-telemetrikontakt ved at placere den ZOOM Trådløs sender inden for en afstand af 3 m fra impulsgeneratoren og fjerne eventuelle forhindringer mellem den ZOOM Trådløs sender og impulsgeneratoren.

Refleksion og/eller blokering af signaler kan reduceres ved at placere den ZOOM Trådløs sender mindst 1 m fra vægge eller metalgenstande og undgå, at impulsgeneratoren (inden implantation) er i direkte kontakt med metalgenstande.

Undlad at placere den ZOOM Trådløs sender tæt på skærme, højfrekvent elektrokirurgisk udstyr eller stærkt magnetiske felter, da det kan forringe telemetrikontakten.

Signalkvaliteten kan forbedres ved at sørge for, at der ikke er nogen forhindringer (f.eks. udstyr, metalinventar, personer eller vægge) mellem den ZOOM Trådløs sender og impulsgeneratoren. Personer eller genstande, der midlertidigt bevæger sig mellem ZOOM Trådløs sender og impulsgeneratoren under ZIP-telemetri kan midlertidigt forstyrre kommunikationen, men vil ikke påvirke enhedens funktionalitet eller terapi.

En undersøgelse af, hvor lang tid, det tager at gennemføre en interrogering efter, at der er etableret ZIP-telemetri, kan give en indikation af, om der er interferens. Hvis en interrogering ved hjælp af ZIP-telemetri tager under 20 sekunder, er de aktuelle omgivelser sandsynligvis fri for interferens. En interrogeringstid på over 20 sekunder (eller korte intervaller med EGM-udfald) tyder på, at der kan være interferens.

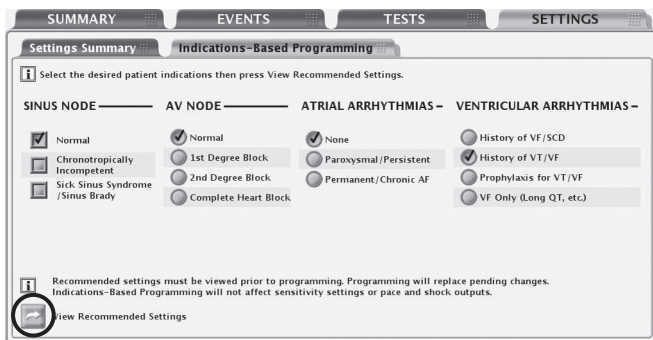
INDIKATIONSBASERET PROGRAMMERING (IBP)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN- og INOGEN-enheder.

IBP er et værktøj, der giver specifikke anbefalinger om programmering baseret på patientens kliniske behov og primære indikationer.

IBP er en klinisk fremgangsmåde til programmering, der er udviklet på basis af samråd med læger og case-studier. Formålet med IBP er at forbedre resultaterne for patienten samt at spare tid ved at give anbefalinger vedrørende grundlæggende programmering, som kan tilpasses efter behov. IBP præsenterer systematisk de specifikke funktioner, der er beregnet til brug med de kliniske tilstande, der identificeres i IBP-brugergrænsefladen, hvilket gør det muligt at udnytte impulsgeneratorens muligheder optimalt.

IBP kan åbnes fra fanen Settings (Indstillinger) på applikationens hovedskærm (Figur 1-2 på side 1-12).



Figur 1-2. Skærbilledet Indications-based Programming

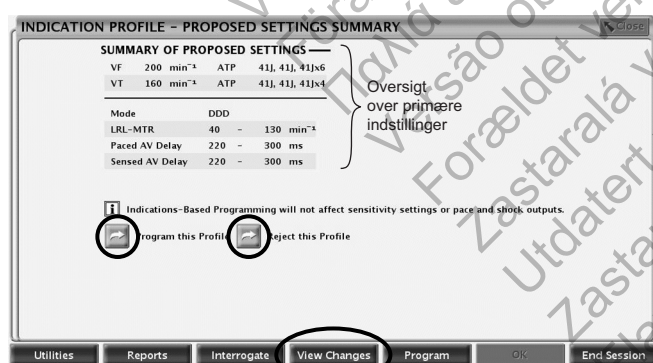
Indikationerne er grupperet i generelle kategorier som illustreret ovenfor. Formålet med hver kategori af indikationer beskrives herunder:

- Sinus Node (Sinusknode)
 - Hvis Normal vælges, er formålet at tillade spontane atrielle events og om nødvendigt levere RV-pacing.
 - Hvis Chronotropically Incompetent (Kronotropisk inkompetent) vælges, er formålet at levere frekvensadaptiv pacing.
 - Hvis Sick Sinus Syndrome (Syg-sinus-syndrom) vælges, er formålet at levere atriell pacingstøtte.
 - AV Node (AV-knode)
 - Hvis Normal eller 1st Degree Block (1.-grads blok) vælges, er formålet at tillade spontan AV-overledning og om nødvendigt levere RV-pacing.
 - Hvis 2nd Degree Block (2.-grads blok) vælges, er formålet at tillade spontan AV-overledning og levere AV-sekventiel pacing, når der ikke sker overledning.
 - Hvis Complete Heart Block (Komplet hjerteblok) vælges, er formålet at levere AV-sekventiel pacing.
- BEMÆRKNING:** De valgte indstillinger for AF og Sinus Node (Sinusknode) kan have indvirkning på den foreslåede værdi for Normal/1st Degree Block-indstillingen af AV Node (AV-knode).
- Atrial Arrhythmias (Atrielle arytmier)
 - Hvis Paroxysmal/Persistent vælges, er formålet at undgå tracking af atrielle arytmier ved hjælp af ATR Mode Switch (ATR-modusskift), når der foreslås en dobbeltkammerpacingmodus.
 - Hvis Permanent/Chronic AF (Permanent/kronisk AF) vælges, er formålet at levere frekvensadaptiv RV-pacing.

- Ventricular Arrhythmias (Ventrikulære arytmier)
 - Når History of VF/SCD (Historik med VF/SCD) eller Prophylaxis for VT/VF (Profylakse for VT/VF) vælges, skabes der en 2-zonekonfiguration med følgende frekvenstærskler og terapier:
 - 180 min⁻¹ for VF-zonen med QUICK CONVERT ATP og Maximum Energy Shocks aktiveret
 - 160 min⁻¹ for VT-zonen med terapi deaktiveret (Monitor Only (Kun monitor))
 - Når History of VT/VF (Historik med VT/VF) vælges, skabes der en 2-zonekonfiguration med følgende frekvenstærskler og terapier:
 - 200 min⁻¹ for VF-zonen med QUICK CONVERT ATP og Maximum Energy Shocks aktiveret
 - 160 min⁻¹ for VT-zonen med ATP og Maximum Energy Shocks aktiveret
 - Rhythm ID (Rytme-ID) aktiveret
 - Når VF Only vælges, er formålet at skabe en enkelt VF-zone på 220 min⁻¹ med kun Maximum Energy Shocks aktiveret.

Når patientindikationerne er valgt, vælges knappen View Recommended Settings (Vis anbefalede indstillinger) for at få vist en oversigt over anbefalingerne for programmering (Figur 1-3 på side 1-13).

BEMÆRKNING: De anbefalede indstillinger skal først gennemses, før de kan programmeres. Ved valg af knappen View Recommended Settings (Vis anbefalede indstillinger) vises de indstillinger, der anbefales på baggrund af de indikationer, der er valgt. Visning af de anbefalede indstillinger overskrider ikke nogle afventende (dvs. endnu ikke programmerede) parameterændringer. Når de anbefalede indstillinger er gennemset, skal det vælges enten at programmere eller afvise dem. Hvis det vælges at afvise de anbefalede indstillinger, bliver alle de afventende indstillinger genskabt. Hvis det vælges at programmere de anbefalede indstillinger, bliver eventuelle afventende parameterændringer overskrevet, med undtagelse af sensitivitets- og terapioutput, som er uafhængige af IBP.



Figur 1-3. Skærbilledet Proposed Settings Summary

Skærm billedet Proposed Settings Summary (Oversigt over foreslåede indstillinger) viser de primære anbefalinger for programmering. Du kan få vist flere detaljer om alle ændrede parametre ved at vælge knappen View Changes (Vis ændringer) på værktøjslinjen. Så længe telemetrikontakten opretholdes, kan du vælge at programmere de foreslåede indstillinger eller at afvise dem:

- **Programmere**—Vælg knappen Program this Profile (Programmer denne profil) for at acceptere de foreslåede indstillinger.
- **Afvise**—Vælg knappen Reject this Profile (Afvise denne profil) for at afvise de foreslåede indstillinger. Denne handling medfører, at du vender tilbage til hovedskærm billedet for IBP uden at foretage ændringer.

MANUEL PROGRAMMERING

Der findes manuelle programmeringsfunktioner såsom glidere og menuer, som giver mulighed for at justere impulsgeneratorens programmeringsindstillinger individuelt.

De manuelle programmeringsfunktioner findes på fanen Settings Summary (Oversigt over indstillinger), som der er adgang til fra fanen Settings (Indstillinger) eller ved at vælge knappen Settings Summary på fanen Summary (Oversigt). Se beskrivelsen af andre funktioner i denne manual vedrørende specifikke oplysninger og anvisninger om manuel programmering. Se "Programmerbare optioner" på side A-1 for detaljerede lister over tilgængelige indstillinger.

DIVERT THERAPY

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Når impulsgeneratoren oplader for at levere et shock, kan shockleveringen blive afledt fra patienten. Hvis shocket afledes, tæller det ikke med som et af det totale antal shock, der kan leveres under en episode. Hvis der forekommer redetektion, og der kræves mere shockterapi, og hvis der er flere shock tilbage i terapiordningen, vil impulsgeneratoren oplade igen for at levere de efterfølgende shock.

Tasten DIVERT THERAPY kan desuden trykkes ned for at aflede ATP-terapi i en burst. Hvis der forekommer redetektion, udføres ATP behandlingen ikke igen, og den følgende programmerede terapi i forløbet initieres.

1. Hvis en session ikke allerede er i gang, placeres telemetrikhovedet inden for impulsgeneratorens rækkevidde, og en kommunikationssession startes.
2. Tryk på tasten DIVERT THERAPY. Et meddelelsesvindue angiver, at der gøres et forsøg på afledning.
3. Hvis der anvendes telemetri med brug af et telemetrikhoved, skal telemetrikhovedet holdes på plads, indtil meddelelsesvinduet forsvinder som en angivelse af, at shocket er blevet afledt. Fjernes telemetrikhovedet for tidligt (så telemetrikontakten afbrydes), giver det impulsgeneratoren mulighed for at fortsætte opladningen og at levere shock.

BEMÆRKNING: Der er en forsinkelse på 500 ms mellem opladningens afslutning og leveringen af shocket. Det er beregnet som en minimumperiode til afgivelse af kommandoen DIVERT THERAPY. Når dette tidsrum er forbi, vil tryk på DIVERT THERAPY ikke længere aflede shocket.

Knappen DIVERT THERAPY kan anvendes til at afslutte en eventuel igangværende diagnostisk test samt Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsestilstand) (telemetrikhovedet holdes på plads, indtil afledningsfunktionen er færdig for at undgå at forstyrre afledningskommandoen).

STAT SHOCK (AKUT SHOCK)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Der kan til enhver tid leveres et ikke-programmerbart STAT SHOCK med maksimalt output til patienten under en kommunikationssession. STAT SHOCK kan leveres, når impulsgeneratorens Tachy Mode (Takymodus) er programmeret i en vilkårlig modus. Denne funktion har ingen indflydelse på de programmerede shocksekvenser (der kan leveres shock ved lavere energi efter et STAT SHOCK) og tæller ikke med i det samlede antal shock i en terapisekvens for en given episode. STAT SHOCK sker med maksimal output-energi og ved den programmerede polaritet og impulsform, og STAT SHOCK er altid committed uafhængigt af de programmerede parametre.

1. Hvis en session ikke allerede er i gang, skal telemetrihovedet placeres inden for impulsgeneratorens rækkevidde.
2. Tryk på tasten STAT SHOCK. Der kommer et meddelelsesvindue frem med oplysninger om shocket og besked om at initiere shocket.
3. Shocket initieres ved, at der trykkes på tasten STAT SHOCK igen. Der kommer et andet meddelelsesvindue frem med besked om, at et STAT SHOCK er i gang. Når shocket er leveret, forsvinder meddelelsesvinduet.
4. Der kan leveres flere STAT SHOCK med høj energi ved at gentage ovenstående trin.

BEMÆRKNING: STAT SHOCK kan afledes ved hjælp af tasten DIVERT THERAPY.

BEMÆRKNING: Efter levering af STAT SHOCK, og hvis Tachy Mode (Takymodus) er indstillet til Monitor Only (Kun monitor) eller Monitor + Therapy (Monitor + terapi), initieres post-shock redetektion (initiale detektionskriterier og enhancements anvendes ikke). Hvis Tachy Mode er indstillet til Monitor + Therapy, og hvis redetektion fastslår, at yderligere terapi er påkrævet, genoptages eller initieres den programmerede terapisekvens, inklusive ATP og/eller shock med lav energi.

STAT PACE (AKUT PACE)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Akut bradykardipacing ved hjælp af kommandoen STAT PACE indstiller bradykardifunktionen til parametre, der er beregnet til at sikre capture.

1. Hvis en session ikke allerede er i gang, skal telemetrihovedet placeres inden for impulsgeneratorens rækkevidde.
2. Tryk på tasten STAT PACE. Et meddelelsesvindue viser værdierne for STAT PACE.
3. Tryk på tasten STAT PACE igen. En meddelelse angiver, at STAT PACE er under udførelse, efterfulgt af værdierne for STAT PACE.
4. Vælg knappen Close (Luk) i meddelelsesvinduet.
5. STAT PACE standses ved at omprogrammere impulsgeneratoren.

BEMÆRKNING: STAT PACE afslutter Electrocautery Protection Mode (El-kirurgisk beskyttelsestilstand).

FORSIGTIG: Når en impulsgenerator er programmeret til STAT PACE-indstillinger, fortsætter den med at pace ved STAT PACE-værdierne med høj energi, hvis den ikke omprogrammeres. Anvendelsen af STAT PACE-parametre afkorter sandsynligvis enhedens levetid.

STAT PACE-parameterværdierne er vist nedenfor (Tabel 1-2 på side 1-16).

Tabel 1-2. STAT PACE-parameterværdier

Parameter	Værdier
Mode (Modus)	VVI
Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse)	60 min ⁻¹
Interval	1000 ms
Amplitude	7,5 V
Pulse Width (Impulsbredde)	1,0 ms
Paced Refractory (Pacet refraktær)	250 ms
Post-shock Pacing (Post-shockpacing)	VVI

DATABEHANDLING

PRM-systemet gør det muligt at få vist, udskrive, gemme eller hente data frem om patienten og impulsgeneratoren. Dette afsnit beskriver PRM'ens muligheder for databehandling.

Patient Information (Patientoplysninger)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Oplysninger om patienten kan gemmes i impulsgeneratorens hukommelse. Oplysningerne er tilgængelige fra skærmen Summary (Oversigt) ved valg af Patient-ikonet. Disse oplysninger omfatter, men er ikke begrænset til, følgende:

- Data om patienten og lægen
- Impulsgeneratorens serienummer
- Dato for implantation
- Ledningskonfigurationer
- Testmålinger ved implantation

Oplysningerne kan hentes til enhver tid ved at interrogere impulsgeneratoren og få vist dem på PRM'en eller udskrive dem som en rapport.

BEMÆRKNING: Hvis data om patientens fødselsdato, køn eller kondition ændres i Patient Information (Patientoplysninger), ændres den tilsvarende værdi i Minute Ventilation (Minutventilation) automatisk. Tilsvarende, hvis data om patientens kondition ændres i Minute Ventilation, ændres den tilsvarende værdi i Patient Information automatisk.

BEMÆRKNING: Data indtastet for patientens Sleep Schedule (Søvnplan) anvendes til trenden for AP Scan.

Data Storage (Datalagring)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

PRM'en giver mulighed for at gemme impulsgeneratordata på PRM'ens harddisk eller på en løs datadiskette. Data, der gemmes på PRM'en, kan overføres til et flytbart USB-flashdrev.

Gemte impulsgeneratordata omfatter, men er ikke begrænset til, følgende:

- Terapiforløb
- Programmerede parameterværdier

- Trending-værdier
- HRV
- Histogramtællere for pacing/sensing

Vælg knappen Utilities (Funktioner) og derefter fanen Data Storage (Datalagring) for at få adgang til følgende optioner:

- Read Disk (Læs disk)—gør det muligt at hente gemte impulsgeneratordata fra en datadisk.
- Save All (Gem alt)—gør det muligt at gemme impulsgeneratordata på enten en datadiskette (der skal indsættes en diskette) eller på PRM'ens harddisk (hvis der ikke registreres en datadiskette). Data gemt på en datadiskette kan hentes ved hjælp af optionen Read Disk (Læs disk) beskrevet ovenfor. Data, der gemmes på PRM'en, kan læses, slettes eller overføres til et USB-flashdrev fra PRM'ens startskærm. Der er mulighed for rapporter i PDF-format. Der henvises til brugermanualen til PRM'en for yderligere oplysninger.

BEMÆRKNING: Mens dataene gemmes, viser en meddelelse i højre side af skærmen System Status, hvor dataene bliver gemt.

Tag følgende med i betragtning ved lagring og hentning af impulsgeneratordata:

- Der kan højst gemmes 400 entydige patientjournaler på PRM'en. Når en impulsgenerator interrogeres, vurderer PRM'en, om der allerede findes en journal for den pågældende impulsgenerator, eller om der skal oprettes en ny journal. Hvis der er behov for en ny journal, og PRM'en har nået sin kapacitet på 400 journaler, slettes den ældste arkiverede journal for at skabe plads til den nye patientjournal.
- Ved gennemgang af data for flere patienter skal der startes en ny session for hver patient.
- Sørg for at gemme alle impulsgeneratordata på enten en diskette eller et USB-flashdrev, før en PRM returneres til Boston Scientific, da alle patient- og impulsgeneratordata slettes fra PRM'en, når den returneres.
- Impulsgeneratordata kan krypteres, før de overføres til et USB-flashdrev, for at beskytte patientfølsomme data.

Device Memory

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Funktionen Device Memory (Enhedshukommelse) giver mulighed for at hente, gemme og udskrive impulsgeneratorens hukommelsesdata, som er beregnet til brug af en Boston Scientific-repræsentant til kliniske formål og fejlfinding. Funktionen bør kun anvendes under vejledning af en Boston Scientific-repræsentant. Digitale medier med enhedshukommelsesdata indeholder personlige helbredsoplysninger og bør derfor behandles i overensstemmelse med gældende politikker og bestemmelser om beskyttelse af personlige oplysninger og datasikkerhed.

BEMÆRKNING: Fanen Data Storage (Datalagring) giver adgang til impulsgeneratorens data til brug for klinikere ("Data Storage (Datalagring)" på side 1-16).

Udskriv

PRM-rapporter kan udskrives ved hjælp af den interne printer eller ved tilslutning til en ekstern printer. Vælg knappen Reports (Rapporter) for at udskrive en rapport. Vælg derefter den rapport, du ønsker udskrevet fra følgende kategorier:

- Opfølgingsrapporter

- Episoderapporter
- Andre rapporter (omfatter enhedsindstillinger, patientdata og andre oplysninger)

SAFETY MODE (SIKKERHEDSMODUS)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Impulsgeneratoren er forsynet med dedikeret Safety Core-hardware, der er beregnet til levering af terapi til opretholdelse af liv i tilfælde af uoprettelige eller gentagne fejltilstande, som medfører en nulstilling af systemet. Disse fejltyper indikerer et tab af komponentintegritet i impulsgeneratorens centralenhed (CPU), herunder mikroprocessoren, programkoden og systemhukommelsen. Safety Core fungerer uafhængigt ved hjælp af et minimum af hardware (dvs. unipolær ledningskonfiguration) og fungerer samtidig som backup for disse komponenter.

Safety Core overvåger også enheden under normal pacing. Hvis der ikke opnås normal pacing, leverer Safety Core en escape-pace, og en nulstilling af systemet igangsættes.

Hvis impulsgeneratoren registrerer tre nulstillinger inden for cirka 48 timer, vender enheden tilbage til Safety Mode (Sikkerhedsmodus), og det bør overvejes at udskifte enheden. Samtidig sker følgende:

- Impulsgeneratoren bipper 16 gange hver 6. time. Disse bip deaktiveres, når enheden er blevet interrogeret med en PRM.
- Der kan ikke anvendes ZIP-telemetri til kommunikation med PRM'en, når Safety Mode (Sikkerhedsmodus) er aktiv. Der skal i stedet benyttes telemetri med telemetrihoved.
- Ved interrogering vises der en advarselsskærm om, at impulsgeneratoren er i Safety Mode (Sikkerhedsmodus), og at du bør kontakte Boston Scientific.

Backuppacemaker

Safety Mode (Sikkerhedsmodus) leverer ventrikulær pacing med følgende faste parametre:

- Brady Mode (Bradymodus)—VVI
- LRL—72,5 min⁻¹
- Pulse Amplitude (Impulsamplitude)—5,0 V
- Pulse Width (Impulsbredde)—1,0 ms
- RV Refractory Period (RVRP)—250 ms
- RV-sensitivitet—AGC 0,25 mV
- RV-ledningskonfiguration—Unipolar (Unipolær)
- Noise Response (Støjrespons)—VOO
- Post-shock Pacing Delay—3 sek

Backupdefibrillator

Når Safety Mode (Sikkerhedsmodus) er aktiveret, programmeres Tachy Mode (Takymodus) automatisk til Monitor + Therapy (Monitor + terapi) for at levere enkelt-zone-detektion og terapi af takyarytmi. Tachy Mode (Takymodus) kan stadig programmeres til Off, mens enheden er i Safety Mode (Sikkerhedsmodus).

BEMÆRKNING: Takyarytmiterapi bliver deaktiveret, hvis der detekteres yderligere fejl, mens enheden er i Safety Mode (Sikkerhedsmodus).

I Safety Mode (Sikkerhedsmodus) er takyarytmiterapi begrænset til 5 committede shock med maksimal energi pr. episode.

Parametrene for takyarytmidetektion og -terapi fastsættes til følgende:

- VF-frekvenstærskel—165 min⁻¹
- Duration—1 sek
- Shockpolaritet—initial
- Shockimpulsform—bifasisk
- Shock Vector (Shockvektor)—V-TRIAD

Ved anbringelse af en magnet inhiberes terapi øjeblikkeligt, selvom opladning kan fortsætte. Når magneten har været anbragt i 1 sekund, afledes terapien, og detektion inhiberes. Magneten skal derefter fjernes i 2 sekunder for at tillade fortsat detektion. Desuden deaktiverer Safety Mode (Sikkerhedsmodus) den normale udsendelse af lydsignaler efter anbringelse af en magnet.

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

TAKYARYTMIDETEKTION

KAPITEL 2

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "Device Mode" på side 2-2
- "Frekvenssensing" på side 2-3
- "Ventrikulær detektion" på side 2-5

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

DEVICE MODE

Device Mode (Enhedsmodus) gør det muligt at programmere enheden til at levere den ønskede terapi og detektion.

Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) påvirker detektionen og terapifunktionerne i ventriklen (Tabel 2-1 på side 2-2).

Ventricular Tachy Mode kan programmeres til følgende modi:

- Off—deaktiverer detektion af ventrikulær takyarytmi og automatisk levering af ventrikulær terapi. Denne modus er nyttig under implantation og eksplantation, når ledningerne tilsluttes eller frakobles impulsgeneratoren.
- Monitor Only (Kun monitor)—aktiverer detektion af ventrikulær takyarytmi og lagring af episoder, men leverer ikke automatisk terapi til patienten. Denne modus er praktisk i et kontrolleret miljø såsom ved EP-testning, motionstestning og lige efter operationen, hvor der er mulighed for skiftende terapi (f.eks. ekstern defibrillation).
- Monitor + Therapy (Monitor + terapi)—giver mulighed for samtlige ventrikulære detektions- og terapioptioner.

Tabel 2-1. Mulige enhedsfunktioner i indstillingerne for Ventricular Tachy Mode

Enhedsfunktioner	Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus)		
	Off	Monitor Only (Kun monitor)	Monitor + Therapy (Monitor + terapi)
Frekvenssensing	X ^a	X	X
Bradykardipacing	X	X	X
Ventricular Detection/Therapy History (Ventrikulær detektion/terapiforløb)	X ^b	X	X
STAT SHOCK (Akut shock)	X	X	X
STAT PACE (Akut pace)	X	X	X
Real-time annoterede EGM'er	X	X	X
Ventrikulær takyarytmidetektion		X	X
Commanded Ventricular ATP (Programmerstyret ventrikulær ATP)		X	X ^c
Commanded Ventricular Shock (Programmerstyret ventrikulært shock)		X	X
Ventrikulær EP Test (EP-test)		X ^d	X ^d
Automatisk ventrikulær takyarytmiterapi			X

a. For at kunne aktivere ventrikulær sensing, når Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) er programmeret til Off, skal Brady Mode (Bradymodus) programmeres til en modus med ventrikulær sensing.

b. Når impulsgeneratoren er programmeret til Off-modus, gemmer den kun STAT SHOCK i historikken.

c. Når Ventricular Tachy Mode programmeres til Monitor + Therapy (Monitor + terapi), skal EP Temp V Mode (EP Temp. V-modus) programmeres til Monitor Only (Kun monitor) for at kunne anvende Commanded Ventricular ATP (Programmerstyret ventrikulær ATP).

d. Det er ikke alle former for EP Tests (EP-tests), der er tilgængelige i denne modus.

Electrocautery Protection Mode

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsestilstand) giver mulighed for asynkron pacing ved de programmerede output og LRL. Funktionerne til takyarytmidetektion og -terapi er deaktiveret.

Når Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse) er aktiveret, skifter Brady Mode (Bradymodus) til en XOO-modus (hvor X afhænger af den programmerede indstilling for Brady Mode). De øvrige paceparametre forbliver ved de programmerede indstillinger (inklusive paceoutput). Hvis Brady Mode er indstillet til Off, før aktivering af Electrocautery Protection, vil den forblive Off under Electrocautery Protection. Når først Electrocautery Protection er aktiveret, kræver den ikke konstant telemetri for at forblive aktiv.

Når Electrocautery Protection er annulleret, vender følgende modi tilbage til de tidligere programmerede indstillinger:

- Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus)
- Brady Mode (Bradymodus)

Efter forsøg på at aktivere Electrocautery Protection Mode kontrolleres meddelelsen på PRM'ens skærm, som bekræfter, at Electrocautery Protection er aktiv.

Med undtagelse af STAT SHOCK og STAT PACE bliver ingen programmerstyrede terapier, induktioner, diagnostiske tests eller udskrivning af rapporter tilladt, mens Electrocautery Protection er aktiveret.

Anbringelse af en magnet, mens enheden er i Electrocautery Protection, har ingen indvirkning på Tachy Mode (Takymodus).

Electrocautery Protection Mode aktiveres og deaktiveres ved at følge nedenstående trin:

1. Vælg knappen Tachy Mode (Takymodus) i toppen af PRM'ens skærm.
2. Marker afkrydsningsfeltet Enable Electrocautery Protection (Aktiver ei-kirurgisk beskyttelse).
3. Vælg knappen Apply Changes (Anvend ændringer) for at aktivere Electrocautery Protection Mode. Et dialogvindue vises nu med en meddelelse om, at Electrocautery Protection er aktiv.
4. Vælg knappen Electrocautery Protection Mode i dialogvinduet for at genaktivere den tidligere programmerede modus. Electrocautery Protection kan også annulleres ved at trykke på tasten STAT SHOCK, STAT PACE eller DIVERT THERAPY på PRM'en.

FREKVENSSENSING

Frekvenssensing er afgørende for alle detektionsbeslutninger. Impulsgeneratoren fastsætter længden af hjertecyklen ud fra følgende:

- Bipolære elektroder i atriet og den højre ventrikel.
- Automatisk gain-kontrolleret sensekredsløb for frekvenssensing. Dette kredsløb sikrer korrekt frekvenssensing ved at kompensere for ændrede og formindskede signalamplituder.

Beregning af frekvenser og refraktærperioder

Impulsgeneratoren evaluerer frekvensen på et interval-for-interval-basis. Efter en senset depolarisation måles en intervallængde, der sammenlignes med de programmerede detektionsparametre.

Impulsgeneratoren anvender refraktærperioder efter pacede og sensedede spontane events. Spontane events, der falder inden for disse perioder, ignoreres af detektionsårsager.

Refraktærperioderne kan sammen med støjvinduerne forhindre sensing af ikke-fysiologiske signaler og potentiel levering af uønsket terapi. De ikke-programmerbare refraktærperioder er som følger:

- 85 ms Atrial Refractory (Atrial refraktær) efter en atrielt senset event
- 150 ms Atrial Refractory (Atrial refraktær) efter en atriel pace i DDD(R)- og DDI(R)-modus
- 135 ms RV-refraktær, der følger en RV-senset event
- 135 ms refraktær efter en kondensatoropladning (sensing ignoreres i alle kamre)
- 500 ms refraktær efter shocklevering (sensing ignoreres i alle kamre)

Ventrikulære frekvenstærskler og zoner

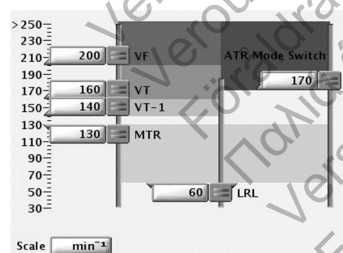
Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Impulsgeneratoren sammenligner hver senset RV-cyklusinterval med den programmerede Rate-tærskel (frekvenstærskel) for ventrikulær takyarytmi.

En ventrikulær takyarytmizone er et hjertefrekvensområde, der defineres af mindst én programmeret Rate-tærskel (frekvenstærskel) for ventrikulær takyarytmi. Der kan programmeres fra 1 til 3 ventrikulære takyarytmizoner, der hver kan behandles med en separat terapiordning (Tabel 2-2 på side 2-4, Figur 2-1 på side 2-4).

Tabel 2-2. Nominelle værdier for konfigurationer af ventrikulære frekvenstærskler

Konfiguration af ventrikulære zoner	VT-1-zone	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)
1 zone	--	--	200 min ⁻¹
2 zoner	--	160 min ⁻¹	200 min ⁻¹
3 zoner	140 min ⁻¹	160 min ⁻¹	200 min ⁻¹



Figur 2-1. Indstillinger for Ventricular Tachy Detection

- Frekvenstærskler i tilstødende zoner skal variere med mindst 20 min⁻¹
- Den laveste Ventricular Tachyarrhythmia Rate Threshold (Frekvenstærskel for ventrikulær takyarytmi) skal være mindst 5 min⁻¹ højere end MTR, MSR og MPR
- Den laveste Ventricular Tachyarrhythmia Rate Threshold skal være mindst 15 min⁻¹ højere end LRL

Brug af atriel information

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Den atrielle frekvens kan bruges til at:

- Inhibere ventrikulær terapi ved tilstedeværelse af atrieflimren eller -flagren
- Omgå ventrikulære terapiinhibitorer, hvis den ventrikulære frekvens er hurtigere end den atrielle frekvens

Impulsgeneratoren reagerer på atriel sensing, uanset om der er implanteret en atriel ledning eller ej.

Der kan være kliniske situationer, hvor atriel ledningsinformation ikke er brugbar (f.eks. ved kronisk atrieflimren, fejl på atriel ledning eller løsrevet ledning, prop i atriel port).

FORSIGTIG: Hvis der ikke er implanteret en atriel ledning (der er en plug i porten), eller hvis der er en efterladt atriel ledning, som dog stadig er tilsluttet konnektorblokken, skal enheden programmeres i overensstemmelse med det antal og den type af ledninger, der reelt er i brug.

Hvis der ikke anvendes en atriel ledning, skal følgende anbefalinger til programmering anvendes for at sikre, at enheden har en korrekt adfærd:

- Programmer den atrielle ledning til Off for at undgå atriel sensing og minimere tilvækst af de atrielle fællere.

BEMÆRKNING: Der bør ikke udføres en atriel EP-test, hvis den atrielle ledning er programmeret til Off.

- Programmer Brady Mode (Bradymodus) til VVI eller VVI(R) for at undgå atriel pacing og kontroller, at der ikke anvendes atriel information til at styre bradypacing.
- Programmer følgende ventrikulære detection enhancements til Off for at sikre, at terapibeslutninger ikke baseres på atrielle målinger:
 - Initial og Post-Shock V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) (for Onset/Stability)
 - Initial og Post-Shock AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) (for Onset/Stability)
 - Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) (for Rhythm ID (Rytme-ID))

BEMÆRKNING: Du bør også gennemse og om nødvendigt justere indstillingerne for Stability (Stabilitet).

- Programmer de daglige ledningsmålinger for Atrial Intrinsic Amplitude (Atriel spontan amplitude) og Atrial Impedance (Atriel impedans) til Off for at deaktivere atriel diagnostik (f.eks. atriel Amplitude og Impedance (Impedans)).
- Under opfølgningsbesøg bør det overvejes at fravælge det atrielle real-time EGM.

Hvis der i fremtiden anvendes en atriel ledning, bør disse programmeringsjusteringer genovervejes, og impulsgeneratoren bør programmeres til brug med en atriel ledning.

VENTRIKULÆR DETEKTION

Ventrikulær detektion består af følgende komponenter:

- Initial ventrikulær detektion
- Reconfirmation/committed shock
- Redetektion og post-shock detektion

De initiale ventrikulære detektionskriterier består af de programmerbare parametre Rate (Frekvens) og Duration (Varighed). Detektionskriterierne kan også omfatte en af følgende detection enhancement suites, som kan anvendes under initial og post-shock ventrikulær detektion for at tilføje specificitet ud over Rate og Duration:

- Onset/Stability (Onset/Stabilitet)
- Rhythm ID (Rytme-ID)

Impulsgeneratoren initierer ventrikulær terapi, når den fastsætter, at detektion er opfyldt. Ventrikulær detektion er opfyldt, når alle nedenstående tilfælde forekommer:

- En ventrikulær zones detektionsvindue bliver og forbliver opfyldt gennem hele Duration
- Den ventrikulære zones Duration udløber
- En højere ventrikulær zones detektionsvindue er ikke opfyldt
- Detection enhancements (hvis programmeret til On) angiver terapi
- Det sidste detekterede interval er i den ventrikulære zone

Hvis kriterierne ovenfor ikke er opfyldt, initieres der ikke terapi, og impulsgeneratoren fortsætter med at evaluere intervallerne.

Ventrikulære Detection Enhancement Suites

En af de følgende ventrikulære detection enhancement suites kan programmeres til at give yderligere specificitet i forhold til Rate (Frekvens) og Duration (Varighed) (Tabel 2-3 på side 2-6):

- Rhythm ID (Rytme-ID)
- Onset/Stability (Onset/Stabilitet)

Detection enhancement suites er ikke tilgængelige i VF-zonen.

Tabel 2-3. Tilgængelige detection enhancement suites pr. zone

	VT-1-zone	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)
3-zonekonfiguration ^a	Rhythm ID (Rytme-ID) Onset/Stability (Onset/Stabilitet)	Rhythm ID (Rytme-ID) Onset/Stability (Onset/Stabilitet) ^d	Ingen
3-zonekonfiguration (med zonen Monitor Only (Kun monitor)) ^{b c}	Ingen	Rhythm ID (Rytme-ID) Onset/Stability (Onset/Stabilitet)	Ingen
2-zonekonfiguration		Rhythm ID (Rytme-ID) Onset/Stability (Onset/Stabilitet)	Ingen
2-zonekonfiguration (med zonen Monitor Only (Kun monitor)) ^b		Ingen	Ingen
1-zonekonfiguration			Ingen

a. Hvis detection enhancement suite er aktiveret i en 3-zonekonfiguration, gælder den for både VT-1- og VT-zonen.

b. Detection enhancement suites er ikke tilgængelige i den laveste zone i en multi-zonekonfiguration, når zonen anvendes som en Monitor Only-zone (der er ikke programmeret terapi for den pågældende zone).

c. For enheder programmeret til en 3-zone-konfiguration med VT-1 programmeret til Monitor Only (Kun monitor) og detection enhancements programmeret til On i VT-zonen, vil der blive anvendt rytmediskrimination, når en takykardi møder Initial Detection (Initial detektion) i zonen Monitor Only, og frekvensen efterfølgende accelererer til VT-zonen. I dette tilfælde genstartes Initial Detection (Initial detektion), og detection enhancements er tilgængelige i VT-zonen.

d. Shock if Unstable (Shock hvis ustabil) er den eneste tilgængelige Onset/Stability detection enhancement i VT-zonen i en 3-zone-konfiguration (gælder kun en 3-zone-konfiguration uden en Monitor Only-zone).

BEMÆRKNING: Der er ingen kliniske data, der indikerer, at en bestemt detection enhancement suite er bedre end en anden for en given patientindikation. Der anbefales derfor individuel programmering og evaluering af detection enhancement-specificiteten.

Rhythm ID (Rytme-ID)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN- og INOGEN-enheder.

Rhythm ID (Rytme-ID) bruger analysen Vector Timing and Correlation samt analyse af atrielt og ventrikulært interval til at fastslå, om en patients rytme skal behandles (VT), eller om terapi skal inhiberes (SVT).

Når der vælges Rhythm ID, udfører impulsgeneratoren en analyse af vektortiming og korrelation ved hjælp af shock-EGM'et og frekvens-EGM'et. Baseret på disse data gemmer den en referenceskabelon af patientens normale sinusrytme.

Under Rhythm ID-analyse fastslår impulsgeneratoren først, om den ventrikulære frekvens er højere end den atrielle frekvens. Hvis det er tilfældet, initieres terapi. Hvis den ventrikulære frekvens ikke er højere end den atrielle frekvens, evaluerer Rhythm ID følgende kriterier for at fastslå, om der skal inhiberes eller initieres terapi:

- Vector Timing and Correlation-analyse under Initial Detection (Initial detektion) fastslår, om rytmen er SVT ved at sammenligne den med den tidligere lagrede referenceskabelon. Hvis korrelationen mellem patientens rytme og referenceskabelonen er lig med eller større end den programmerede RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskel), erklæres rytmen som SVT, og terapi inhiberes ("Vector Timing and Correlation (Vektortiming og korrelation)" på side 2-20).
- Hvis Vector Timing and Correlation ikke erklærer rytmen som SVT, fastslår Stability (Stabilitet) og AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel), om den ventrikulære rytme er ustabil, og om den atrielle frekvens er hurtig. Hvis den ventrikulære rytme er ustabil, og den atrielle frekvens er hurtig, bliver rytmen erklæret som SVT, og terapi inhiberes.

Rhythm ID tager ikke atrielle detektionskriterier ($V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ (V-frekvens > A-frekvens) eller A større end AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel)) i betragtning for følgende konfigurationer:

- Enkeltkammerenheder
- Dobbeltkammerenheder, hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskrimination af atrielle takyarytmier) er programmeret til Off

Med denne konfiguration evalueres Stability ikke med henblik på Initial Detection (Initial detektion). Dette kan være nyttigt i tilfælde, hvor der er forekommet problemer med atrielle ledninger. Hvis rytmen erklæres for SVT (baseret på Vector Timing and Correlation) for disse konfigurationer, inhiberes terapi ved Initial Detection. Ellers initieres terapi.

Enheden kan automatisk opnå en Rhythm ID-referenceskabelon med to metoder: passiv og aktiv. Den aktive metode kan være nyttig for patienter, som ofte bliver paced ventrikulært.

Hvis den passive metode aktiveres, forsøger impulsgeneratoren at samle Rhythm ID-referenceskabelonen hver anden time ved hjælp af de programmerede bradyindstillinger. Opdateringer starter mellem 2 og 4 timer efter, at enheden er taget ud af Storage-modus (Opbevaringsmodus).

Hvis den aktive metode er aktiveret, og der er gået syv dage siden den sidste vellykkede indsamling af en referenceskabelon, analyserer enheden automatisk patientens spontane rytme hver 28. time ved at justere bradyparametrene. Under en aktiv opdatering af Rhythm ID-referenceskabelonen sker følgende:

1. Enheden kontrollerer, at patienten er i hvile (som målt af accelerometerinputtet).

2. Enheden aktiverer et styret fald i pacefrekvensen til den programmerede Rhythm ID Fallback LRL. Under denne fallback-periode sker følgende:
 - Enheden skifter midlertidigt pacemodus til DDI, VDI, VVI, AAI, eller Off (ifølge den programmerede bradymodus) og forlænger AV Delay (AV-forsinkelsen) op til 400 ms.
 - Rate Smoothing, ATR, Rate Hysteresis, Rate Search Hysteresis, AV Search + og dynamisk programmering (undtagen Dynamic VRP) suspenderes.
3. Efter Fallback-perioden genoprettes paceparametrene til de normalt programmerede parametre. Fallback-perioder forekommer højst én gang om dagen og varer typisk mindre end et minut.

En metode til manuelt at styre enheden til opnåelse af en Rhythm ID-referenceskabelon er også tilgængelig.

BEMÆRKNING: Hvis Rhythm ID ikke er aktiveret, kan referenceskabelonen stadig opdateres manuelt. Skulle der forekomme en arytm, giver dette enheden mulighed for at foretage Vector Timing and Correlation-analyse og registrere arytmiens målte RhythmMatch-værdi i episodedataene. Resultatet af Vector Timing and Correlation-analysen bliver ikke anvendt til at fastslå, om patientens rytme er VT eller SVT.

Under en manuel opdatering af Rhythm ID-referenceskabelonen udfører impulsgeneratoren følgende opgaver:

1. Aktivisering af et styret frekvensfald til den programmerede Rhythm ID Fallback LRL. Under denne fallback-periode sker følgende:
 - Enheden skifter midlertidigt pacemodus til den programmerede Manual Rhythm ID Brady Mode (Manuelle rytme-ID-bradymodus) og forlænger AV Delay (AV-forsinkelsen) op til 400 ms.
 - Rate Smoothing, ATR, Rate Hysteresis, Rate Search Hysteresis, AV Search + og dynamisk programmering (undtagen Dynamic VRP) suspenderes.
2. Efter Fallback-intervallet genoprettes paceparametrene til de normalt programmerede parametre. Denne proces varer typisk under 1 minut.

BEMÆRKNING: Indstillingerne for Rhythm ID Fallback LRL skal vælges, så normale sinusrytmer fremmes (f.eks. normal AV-knudeoverledning). Vær forsigtig, når LRL på mindre end 50 min⁻¹ vælges (frekvenser, der nærmer sig patientens ventrikulære escape-frekvenser). Ventrikulære escape-rytmer under opdateringer af Rhythm ID kan medføre beslutninger om uhensigtsmæssig terapi.

BEMÆRKNING: En opnået Rhythm ID-referenceskabelon bliver anvendt til at foretage en Vector Timing and Correlation-analyse, indtil der opnås en nyere referenceskabelon.

BEMÆRKNING: Der bør ikke programmerstyes en manuel opdatering af Rhythm ID-referenceskabelonen lige efter shockterapi. Det kan tage adskillige minutter, før uregelmæssigheder i EGM-morfologien forårsaget af shocket lægger sig.

Tag følgende med i betragtning ved brug af Rhythm ID:

- Rhythm ID afgør, hvorvidt terapi skal inhiberes ved afslutningen af Duration. Hvis beslutningen er at inhibere terapi, genberegnes Rhythm ID (inklusive Vector Timing and Correlation, V Rate > A Rate (V-frekvens til A-frekvens), AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) og Stability (Stabilitet)) fortsat slag til slag. Brug af funktionen Sustained Rate Duration (SRD) (Vedvarende takyfrekvens) begrænser ikke inhibering af terapi ved Rhythm ID til længden af den programmerede SRD.

- Rhythm ID inhiberer ikke terapi i VF-zonen. Programmering af VF-frekvenstærsklen til under frekvensen på hurtige rytmer forhindrer Rhythm ID i at inhibere terapi for de pågældende rytmer.
- Programmering af Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) til On forhindrer Rhythm ID i at inhibere terapi, hvis den ventrikulære frekvens er hurtigere end den atrielle frekvens.
- Hvis der ikke er opnået en Rhythm ID-referenceskabelon, anvender Rhythm ID kun Stability (Stabilitet) og AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærsklen) til at skelne mellem VT og SVT, fordi der ikke kan foretages en Vector Timing and Correlation-analyse. Hvis Rhythm ID ikke tager atrielle detektionskriterier med i betragtning, og der ikke er opnået en referenceskabelon, vil der desuden ikke blive evalueret nogen detection enhancements under Initial Detection (Initial detektion).

Onset/Stability (Onset/Stabilitet)

Disse funktioner er tilgængelige for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Onset/Stability (Onset/Stabilitet) detection enhancement suite analyserer hjertecyklusintervallerne for at fastslå, om en patients rytme skal behandles (VT), eller om der skal inhiberes terapi (SVT).

Onset/Stability gør det muligt at programmere detection enhancements ved at identificere den ønskede type rytmediskrimination: atriell takyarytmi, sinustakykardi eller polymorf VT (Tabel 2-4 på side 2-9).

Tabel 2-4. Tilgængelig Onset/Stability-rytmediskrimination pr. zone

	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)
3-zonekonfiguration	Atriell takyarytmi Sinustakykardi	Polymorphic VT (Polymorf VT) ^a	Ingen
3-zonekonfiguration (med zonen Monitor Only (Kun monitor)) ^{b c}	Ingen	Atriell takyarytmi Sinustakykardi Polymorphic VT (Polymorf VT) ^a	Ingen
2-zonekonfiguration		Atriell takyarytmi Sinustakykardi Polymorphic VT (Polymorf VT) ^a	Ingen
2-zonekonfiguration (med zonen Monitor Only (Kun monitor)) ^b		Ingen	Ingen
1-zonekonfiguration			Ingen

- a. Polymorphic VT Discrimination (Polymorf VT-diskrimination) er kun tilgængelig i VT-zonen.
- b. Rytmediskrimination er ikke tilgængelig i den laveste zone i en multi-zonekonfiguration, hvis zonen anvendes som en Monitor Only-zone (der er ikke programmeret terapi for den pågældende zone).
- c. For enheder programmeret til en 3-zone-konfiguration med VT-1 programmeret til Monitor Only (Kun monitor) og detection enhancements programmeret til On i VT-zonen, vil der blive anvendt rytmediskrimination, når en takykardi møder Initial Detection (Initial detektion) i zonen Monitor Only, og frekvensen efterfølgende accelererer til VT-zonen. I dette tilfælde genstartes Initial Detection (Initial detektion), og detection enhancements er tilgængelige i VT-zonen.

Reconfirmation/Committed Shock

Reconfirmation refererer til den monitorering, der udføres af enheden under og umiddelbart efter kondensatoropladning til et shock. Når parameteren Committed Shock er programmeret til Off, kan enheden genbekræfte, at der skal leveres et shock.

Ventrikulær redetektion

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Ventrikulær redetektion forekommer efter enhver:

- Levering af ventrikulær terapi
- Afløst terapi pga. reconfirmation-analyse (diverted-reconfirm)
- Manuelt afløst terapi
- Terapi er ikke tilgængelig ved Detection Met (Detektion opfyldt) (undtagen når VT-1-zonen er programmeret til Monitor Only (Kun monitor) – i dette tilfælde genstartes Initial Detection (Initial detektion))

Redetection (Redetektion) bruger den samme ventrikulære detektionsvindueproces og de samme programmerede Rate-tærskler (frekvenstærskler) for takykardi som Initial Detection (Initial detektion) til identificering af en takyarytmi.

De primære forskel mellem Initial detection og Redetection er de Duration-parametre, der anvendes, og de tilgængelige detection enhancements:

- Hvis der leveres ventrikulær shockterapi, sker der følgende:
 - Redetektionens Duration (varighed) fastsættes af værdien af parameteren Post-shock Duration
 - Detection enhancements (med undtagelse af Onset, Shock if Unstable (Shock hvis ustabil) og Vector Timing and Correlation) er tilgængelige under redetektion
- Hvis der leveres ventrikulær ATP, eller hvis terapi afledes eller er utilgængelig, sker følgende:
 - Redetektionens Duration-varighed fastsættes af parameteren Redetection Duration
 - Detection enhancements (med undtagelse af Shock if Unstable (Shock hvis ustabil)) er tilgængelige under redetektion

Uanset hvilken Duration, der fastlægges som hensigtsmæssig, vil denne type Duration (Redetection eller Post-shock) være effektiv i alle zoner ved hver zones programmerede duration-værdi.

Ventrikulære Post-shock Detection Enhancements

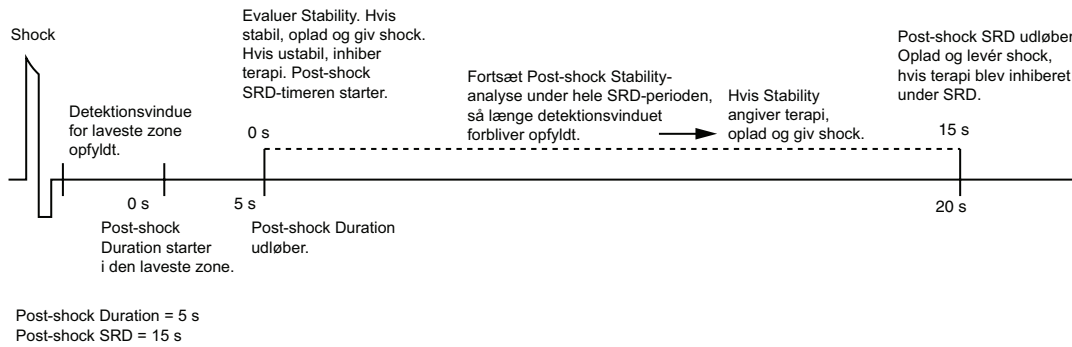
Når de er programmeret til On, er nedenstående ventrikulære post-shock detection enhancements aktive efter Post-shock Duration:

- Post-shock V Rate > A Rate (Post-shock V-frekvens > A-frekvens)
- Post shock AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel)
- Post-shock Stability (Post-shock-stabilitet)
- Post-shock SRD
- Post-shock Rhythm ID (anvender AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel), Stability (Stabilitet), V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) og SRD)

Med undtagelse af Rhythm ID udfører alle post-shock detection enhancements det samme som de tilsvarende Initial Detection enhancements (med Rhythm ID er Vector Timing and Correlation ikke tilgængelig post-shock).

Post-shock Stability (Post-shock stabilitet) kan anvendes til at forhindre shockinduceret atrieflimren i at få impulsgeneratoren til at levere uønskede ekstra shock (Figur 2-2 på side 2-11.)

AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) kan programmeres sammen med Post-shock Stability (Post-shock stabilitet) for yderligere at diskriminere atrieflimren og forhindre impulsgeneratoren i at levere uønsket ventrikulær shockterapi.



Figur 2-2. Analyse af Post-shock Duration og Post-shock Stability

Ventrikulære detektionsdetaljer

Disse funktioner er tilgængelige for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Impulsgeneratoren anvender følgende oplysninger til at fastsætte passende levering af terapi:

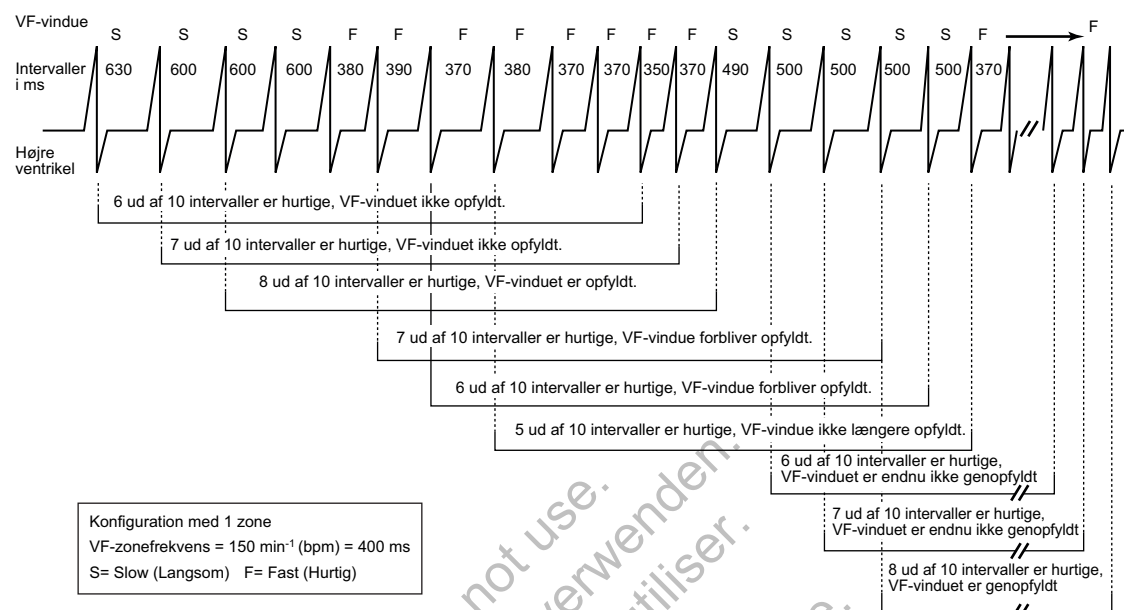
- Ventrikulære detektionsvinduer
- Parameteren Duration
- Redetection Duration og Post-shock Duration
- Ventrikulære episoder
- Ventrikulære detection enhancements

Ventrikulære detektionsvinduer

Korrekt terapilevering er afhængig af en nøjagtig klassificering af patientens rytme. For at sikre levering af korrekt terapi anvender impulsgeneratoren detektionsvinduer til differentiering af takykardier.

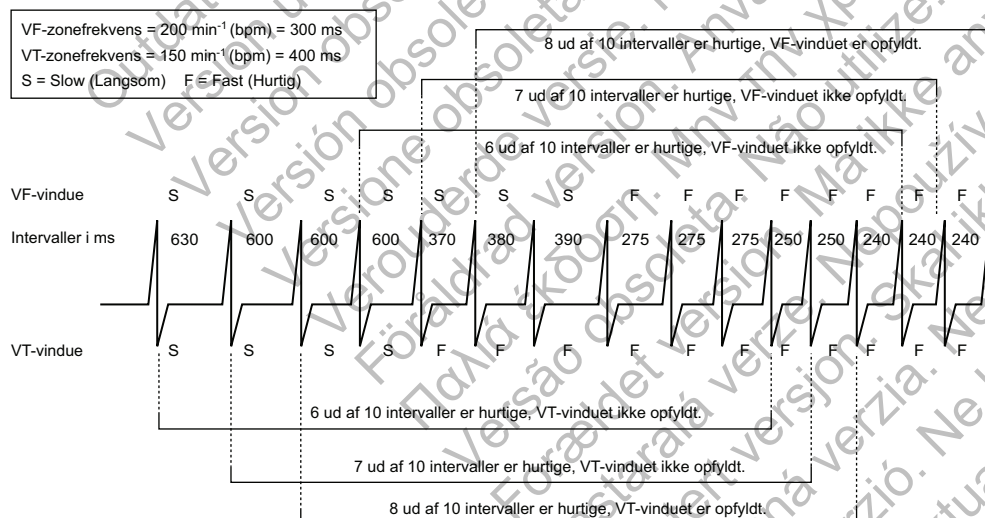
Hver ventrikulær zone har et detektionsvindue, som består af de 10 seneste RV R-R-intervaller, impulsgeneratoren har målt. Efterhånden som hvert nyt interval måles, sammenlignes det med hver zones programmerede frekvenstærskel og klassificeres som enten hurtigt eller langsomt (dvs. over eller under frekvenstærsklen) i hvert detektionsvindue.

Impulsgeneratoren forbereder sig til en potentiel episode, når den tæller 3 på hinanden følgende hurtige intervaller. Detektionsvinduet er opfyldt, og en episode erklæres, når der er talt 8 ud af 10 hurtige intervaller. Detektionsvinduet vil forblive opfyldt, så længe 6 ud af 10 intervaller forbliver klassificeret som hurtige. Hvis antallet af hurtige intervaller falder til under 6, er zonens detektionsvindue ikke længere opfyldt. Zonens detektionsvindue opfyldes først igen, når 8 ud af 10 intervaller klassificeres som hurtige igen (Figur 2-3 på side 2-12).



Figur 2-3. Ventrikulært detektionsvindue opfyldt

Da frekvenstærsklen i de højere zoner skal programmeres til en højere værdi end frekvenstærsklen i de lavere zoner, vil et interval klassificeret som hurtigt i et højere vindue også blive klassificeret som hurtigt i ethvert lavere vindue (Figur 2-4 på side 2-12).



Figur 2-4. Interaktion mellem ventrikulære detektionsvinduer, 2-zonekonfiguration

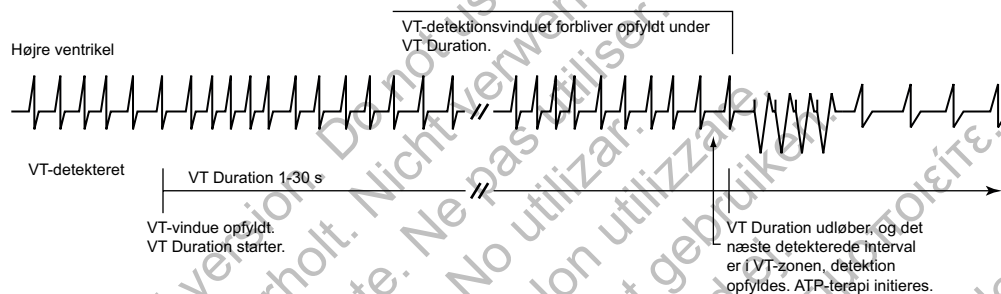
Parameteren Duration

Parameteren Duration er en timer, der måler den længde af tid i hver zone, en rytme skal vare, før der leveres terapi.

En Duration-timer begynder, når den tilhørende zones detektionsvindue opfyldes. Den programmerede Duration-tid kontrolleres efter hver hjertecyklus for at fastslå, om den er udløbet.

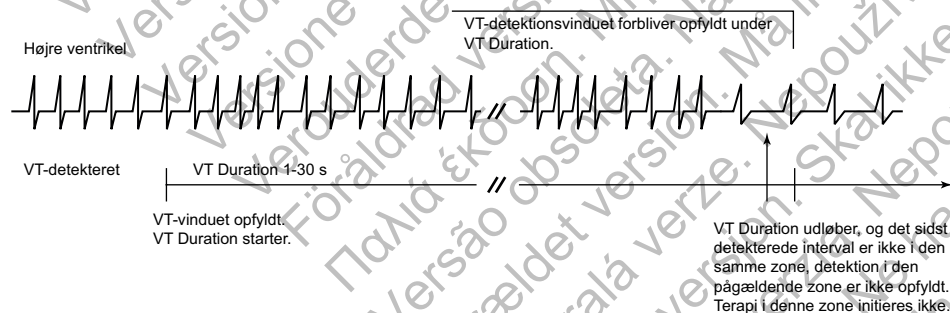
BEMÆRKNING: Eftersom Duration-timeren undersøges synkront med en hjertecyklus, kan den programmerede Duration blive overskredet med op til en hel hjertecyklus.

- Så længe zonens detektionsvindue forbliver opfyldt, fortsætter Duration-timeren med at løbe. Hvis det sidst detekterede interval er i zonen, når zonens Duration-tid udløber, betragtes detektion som opfyldt, og der initieres terapi (forudsat at ingen programmerede detection enhancements inhiberer levering af terapi) (Figur 2-5 på side 2-13).
- Hvis det senest detekterede interval ikke er i zonen, initieres der ikke terapi. Hvert af de følgende intervaller vil blive kontrolleret, indtil der er et interval i den oprindelige zone, eller til vinduet ikke længere er opfyldt (Figur 2-6 på side 2-13).
- Hvis en ventrikulær zones detektionsvindue på et hvilket som helst tidspunkt under Duration detekterer mindre end 6 ud af 10 hurtige intervaller, nulstilles den pågældende zones Duration til 0 (Figur 2-7 på side 2-13). Duration starter kun igen, hvis detektionsvinduet atter opfyldes.

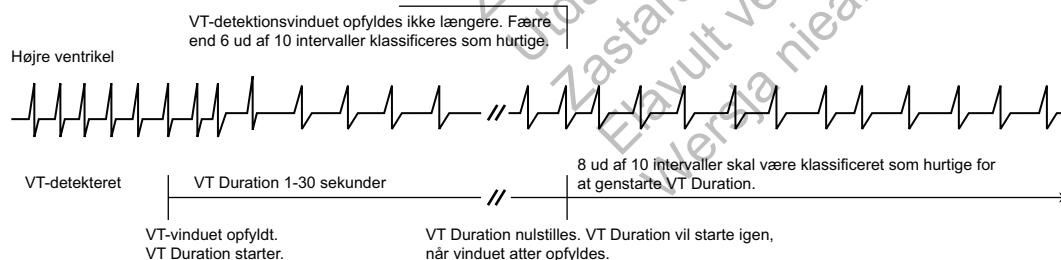


Duration starter, når et vindue bliver opfyldt, og fortsætter med at løbe, så længe det ventrikulær detektionsvindue forbliver opfyldt. Detektion opfyldes, når Duration udløber, og det sidste detekterede interval er i den samme ventrikulære zone.

Figur 2-5. Ventrikulær Duration-timer



Figur 2-6. Sidste detekterede interval



Duration nulstilles, når vinduet under Duration-perioden ikke længere opfyldes.

Figur 2-7. Nulstilling af ventrikulær Duration

Der programmeres en Duration for hver ventrikulær zone. Forskellige værdier er tilgængelige afhængigt af den programmerede konfiguration (Tabel 2-5 på side 2-14). Den programmerede Duration i lavere ventrikulære frekvenszoner skal være større end eller lig med højere ventrikulære zoner. Længere Durations kan anvendes til at forhindre enheden i at starte behandling af ikke-vedvarende arytmier.

Tabel 2-5. Programmerbare områder for Duration efter ventrikulær zone og konfiguration

Konfiguration	VT-1 Zone (VT-1-zone) ^a	VT Zone (VT-zone) ^a	VF Zone (VF-zone) ^b
1 zone	--	--	1–15 sekunder
2 zoner	--	1-30 sekunder	1–15 sekunder
3 zoner	1–60 sekunder	1-30 sekunder	1–15 sekunder

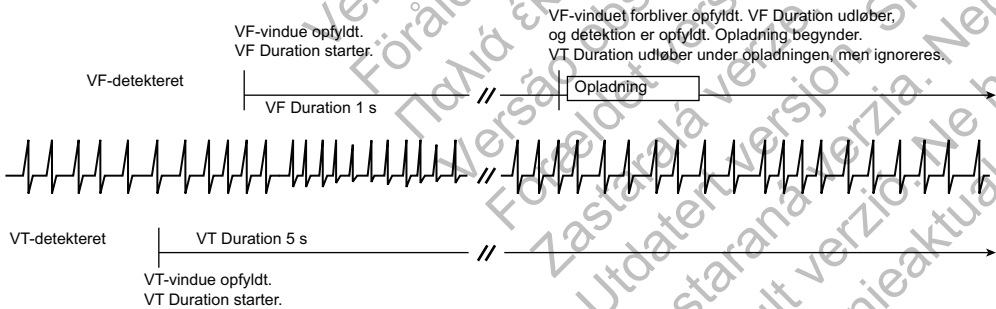
a. Den maksimale redetektings-Duration for zonerne VT-1 og VT er 15 sekunder.
b. I VF-zonen er redetektings- og post-shock-Duration fastsat til 1 sekund.

Duration i en multizonekonfiguration

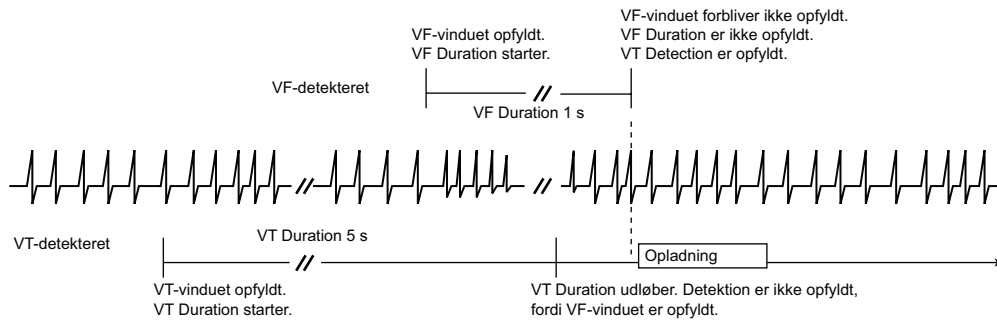
Duration-timere løber uafhængigt af hinanden inden for deres respektive ventrikulære zoner.

- Hvis arytmien detekteres i den højeste zone, går denne zones Duration-timer forud for den laveste zones timere. De lavere zoners Duration-timere løber fortsat, men de ignoreres, mens den højere zones Duration-timer løber.
- Hvis den højere zones Duration-timer udløber, og detektion opfyldes, initieres terapien for den pågældende zone, uanset om den lavere zones Duration-timere er udløbet eller fortsat løber.
- Hvis den højere zones detektionsvindue ikke forbliver opfyldt, bliver Duration-timerne for de lavere ventrikulære zoner ikke længere ignoreret.

Programmeret terapi for lavere ventrikulære zoner bliver initieret, når en lavere ventrikulær zones Duration opfyldes, og ingen højere ventrikulær zones vindue er opfyldt (Figur 2-8 på side 2-14, Figur 2-9 på side 2-15).



Figur 2-8. Ventrikulær Duration-interaktion, 2-zone-konfiguration, opladning



Figur 2-9. Ventrikulær Duration-interaktion, 2-zone-konfiguration, opladning forsinket

Ventrikulær Redetektion Duration og Post-shock Duration

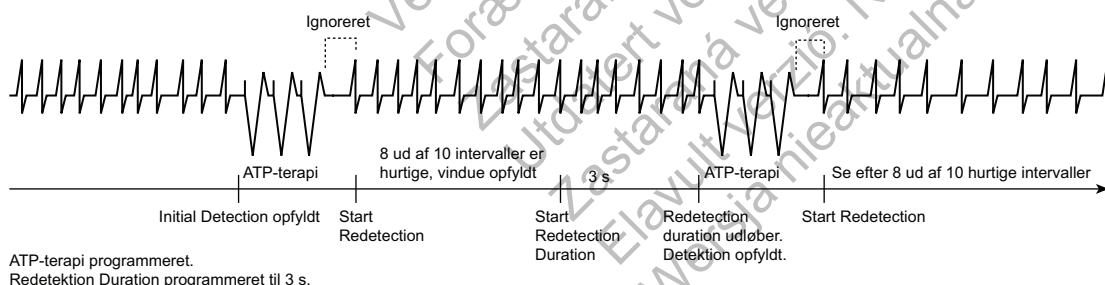
Duration-parametre bruges til at identificere takyarytmier under den ventrikulære redetektingsproces.

- Redetection Duration anvendes efter levering af ATP-terapi (undtagen QUICK CONVERT ATP), en diverted-reconfirm, manuelt afledt terapi, eller hvis terapi ikke er tilgængelig ved Detection Met (Detektion opfyldt) (Figur 2-10 på side 2-15).
- Post-shock Duration anvendes efter levering af shockterapi (Figur 2-11 på side 2-16).

Redetection Duration kan programmeres i de lavere ventrikulære zoner i en multizonekonfiguration. Den er ikke programmerbar i VF-zonen. Post-shock Duration kan programmeres på samme måde. Værdierne programmeret i de lavere ventrikulære frekvenszoner skal være større end eller lig med de værdier, der er programmeret i de højere zoner.

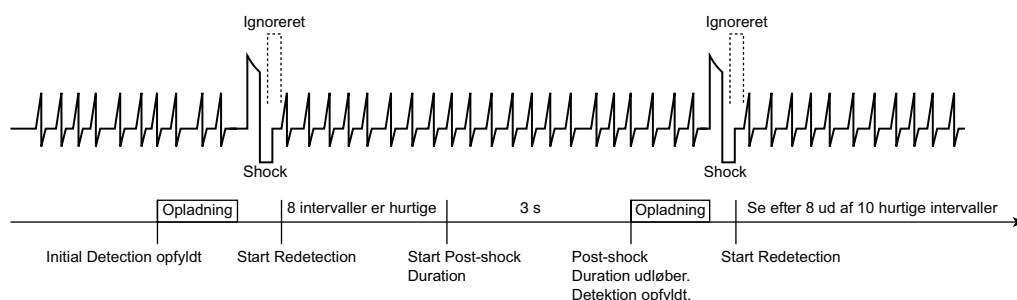
For at hjælpe med til at minimere tiden til mulig terapi, anbefales det, at Redetection Duration i VT-1- og VT-zonerne i multizonekonfigurationer programmeres til mindre end eller lig med 5 sekunder.

Det anbefales, at Post-shock Duration i VT-1- og VT-zonerne i multizonekonfigurationer også programmeres til mindre end eller lig med 5 sekunder. Der kan dog programmeres længere Durations, hvis shockinducerede ikke-vedvarende højfrekvensrytmer, såsom accelereret idioventrikulær rytme (AIVR) eller atrieflimren er evidente. Længere Durations giver mulighed for, at rytmen vender tilbage til en lavere frekvens, før redetektion opfyldes.



ATP-terapi programmeret.
Redetektion Duration programmeret til 3 s.

Figur 2-10. Redetektion efter ventrikulær ATP-levering



Figur 2-11. Redetektion efter levering af ventrikulært shock

Ventrikulære episoder

Hvis der detekteres tre på hinanden følgende hurtige ventrikulære slag, begynder impulsgeneratoren at monitorere for, at et detektionsvindue bliver opfyldt. Når en zones detektionsvindue bliver opfyldt, gør impulsgeneratoren følgende:

- Erklærer starten på en ventrikulær episode
- Øger episodenummeret
- Allokere hukommelse til forløbsdata og lagring af elektrogrammer
- Starter Duration-timere i zoner, hvor detektionsvinduerne er opfyldte

Når en af zonernes detektionsvindue bliver opfyldt, erklæres starten på en ventrikulær episode, og Duration-timerne begynder i de zoner, hvor detektionsvinduerne er opfyldt. Den ventrikulære episode erklæres afsluttet, når alle detektionsvinduer ikke opfyldes længere, og de forbliver uopfyldte i et specificeret tidsrum.

Hver ventrikulær takyepisode klassificeres som Treated (Behandlet) eller Non-Treated (Ubehandlet) (Figur 2-12 på side 2-17 til Figur 2-16 på side 2-18).

- En behandlet episode er en episode, hvori der leveres terapi
- En ubehandlet episode er en episode, hvori der ikke leveres terapi

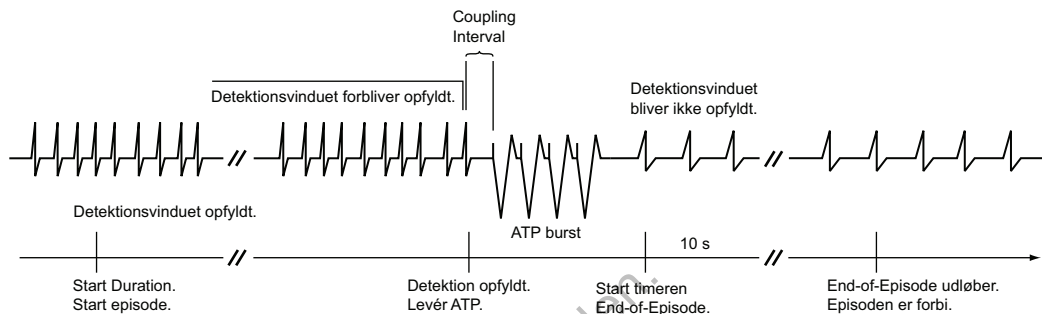
For en behandlet episode starter en End-of-Episode-timer efter levering af terapi. For en ubehandlet episode starter en End-of-Episode-timer på det tidspunkt, hvor impulsgeneratoren anerkender, at ingen detektionsvinduer er opfyldt længere. End-of-episode-tidsintervallet er beregnet til at give patienten mulighed for at stabilisere sig, før Initial Detection (Initial detektion) og terapi anvendes igen. Episoden erklæres for afsluttet, hvis intet detektionsvindue bliver opfyldt i et specificeret tidsrum efter det seneste forsøg på terapi (Tabel 2-6 på side 2-16). Hvis et vindue bliver opfyldt, mens End-of-Episode-timeren går, nulstilles End-of-Episode-timeren. Den starter igen, når der gøres forsøg på terapi, eller ingen vinduer er opfyldt (Figur 2-16 på side 2-18).

Når en episode er blevet konstateret afsluttet, vil impulsgeneratoren anvende Initial Detection (Initial detektion) og terapi på de efterfølgende takyarytmier.

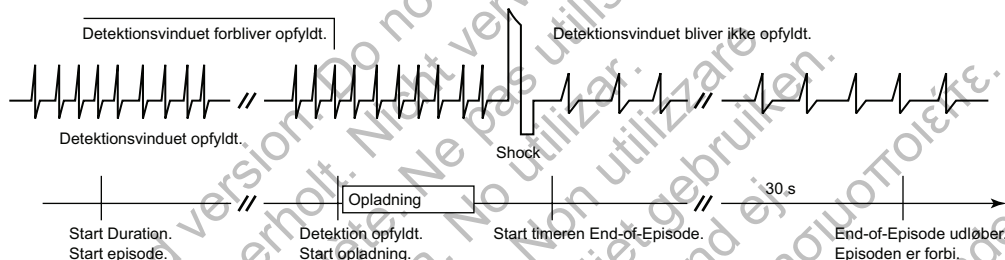
Tabel 2-6. End-of-Episode-timer

Episodeklassificering	Ventrikulær End of Episode-timer (forløbet tid krævet for at kunne erklære episoden afsluttet)
Non-treated (ubehandlet) (ingen terapi leveret)	10 sekunder
Treated (kun ATP-terapi leveret)	10 sekunder
Treated (Behandlet) (enhver shockterapi leveret)	30 sekunder

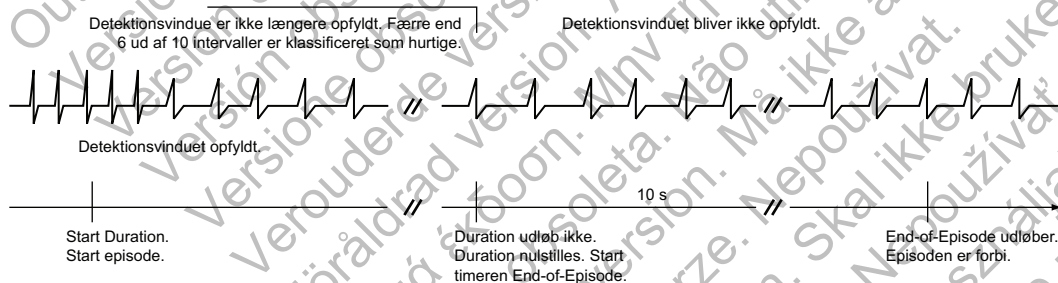
BEMÆRKNING: Episoden afbrydes straks, hvis Tachy Mode (Takymodus) omprogrammeres, hvis en induktionsmetode eller ledningstest forsøges før End-of-Episode time-out, eller hvis en ventrikulær detektion eller parametre for ventrikulær terapi omprogrammeres.



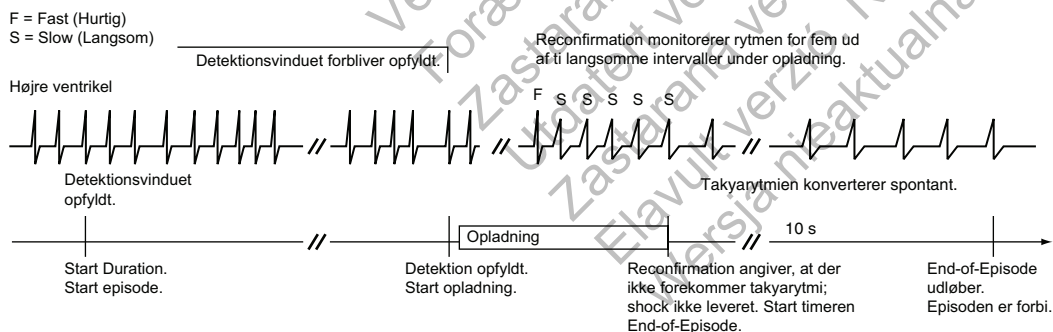
Figur 2-12. Behandlet episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy og ATP-terapi leveres



Figur 2-13. Behandlet episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy og shock leveres

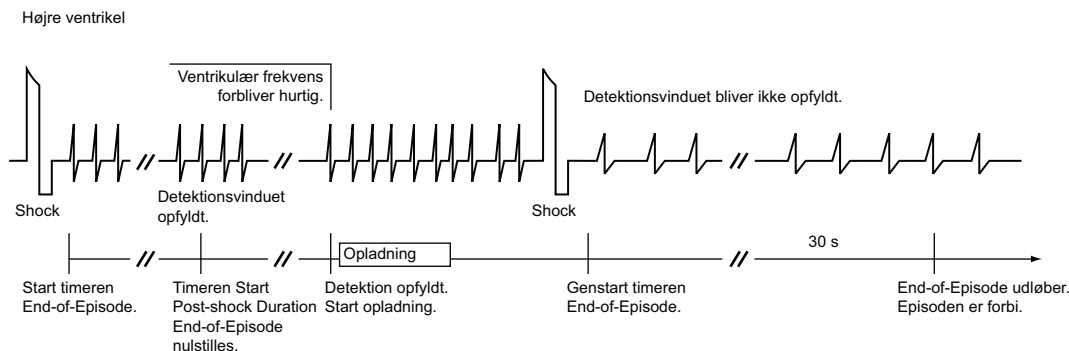


Figur 2-14. Ikke-behandlet episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy eller Monitor Only, duration er ikke udløbet



Dette eksempel forudsætter, at Committed Shock er programmeret til Off.

Figur 2-15. Ubehandlet episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy, og opladning er standset før levering af shock



Dette eksempel illustrerer en Treated (Behandlet) episode, når Ventricular Mode (Ventrikulærmodus) er Monitor + Therapy (Monitor + terapi). End of Episode-timeren nulstilles, når et ventrikulært detektionsvindue opfyldes efter ventrikulær terapilevering, men før episodens time-out nås. I dette eksempel blev der leveret to shock i episoden.

Figur 2-16. Behandlet episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy og End-of-Episode-timeren er nulstillet

Ventrikulære detection enhancements

Ventrikulære detection enhancements følger specificitet til detektionskriterierne Rate (Frekvens) og Duration. Ventrikulære detection enhancements kan programmeres til at udføre følgende:

- Udsætte eller inhibere levering af terapi
- Tilsidesætte inhibering af terapi
- Omgå en sekvens i ATP-terapien til fordel for shockterapi

Ventrikulære detection enhancements kan programmeres til en af følgende:

- Rhythm ID (Rytme-ID)
- Onset/Stability (Onset/Stabilitet)
- Off (dvs. Rate Only (Kun frekvens))

Hvis Off vælges, anvendes kun den ventrikulære frekvens og Duration til beslutninger om terapi.

Hvis enten Rhythm ID eller Onset/Stability vælges, anvendes der enhancement-parametre foruden ventrikulær Rate (Frekvens) og Duration til beslutninger om terapi (Tabel 2-7 på side 2-19) som følger:

- Vector Timing and Correlation inhiberer terapi, når overledningsvektoren (EGM morfologi og timing) under takyarytmi matcher en referenceoverledningsvektor af patientens normale sinusrytme.
- $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ (V-frekvens > A-frekvens) kan anvendes til at tilsidesætte inhiberingsbeslutningen af Onset, Stability, Vector Timing and Correlation, og/eller AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel). $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ (V-frekvens > A-frekvens) kan anvendes til at levere ventrikulær terapi, hver gang den ventrikulære frekvens er højere end den atrielle frekvens.
- AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) kan (sammen med Stability) programmeres til at inhibere ventrikulær terapi, hvis den atrielle rytme er hurtig.
- Stability kan programmeres til at inhibere levering af ventrikulær terapi, hvis den ventrikulære rytme er ustabil.
- Shock If Unstable (Shock hvis ustabil) kan programmeres til at omgå ventrikulær ATP-terapi og levere shockterapi, hvis den ventrikulære rytme erklæres Unstable (Ustabil).

- Onset kan programmeres til at inhibere ventrikulær terapi, hvis patientens hjertefrekvens stiger gradvist.
- SRD gør det muligt for impulsgeneratoren at tilsidesætte beslutningerne fra parametrene Stability, Onset, Vector Timing and Correlation og/eller AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) om at inhibere ventrikulær terapi, hvis den høje frekvens fortsætter i hele det programmerede tidsrum.

Tabel 2-7. Enhancement-parametre tilgængelige med detection enhancements

Enhancement-parameter	Rhythm ID (Rytme-ID)		Onset/Stability (Onset/Stabilitet)	
	Initial	Post-Shock	Initial	Post-Shock
Vector Timing and Correlation ^a	X	--	--	--
V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) (kun dobbeltkammerenheder)	X ^{b c}	X ^{b c}	X	X
AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) (kun dobbeltkammerenheder)	X ^{b d}	X ^{b d}	X ^e	X ^e
Stability (til inhibering)	X ^f	X ^f	X	X
Shock if Unstable (Shock hvis ustabil)	--	--	X	--
Onset	--	--	X	--
SRD ^g	X	X	X	X

- a. Denne enhancement kan ikke programmeres individuelt.
b. Når Rhythm ID vælges, aktiveres denne enhancement automatisk, når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) er programmeret til On. Den er dog ikke tilgængelig i enkeltkammerenheder, eller når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination programmeres til Off i dobbeltkammerenheder.
c. Denne enhancement kan ikke programmeres individuelt, når Rhythm ID er aktiveret.
d. Når Rhythm ID vælges, bruger denne parameter den samme værdi til både Initial og Post-Shock Detection (Post-shock-detektion). Den kan ikke aktiveres eller deaktiveres individuelt for Post-Shock Detection.
e. Når Onset/Stability vælges, kan denne parameter aktiveres og deaktiveres individuelt for Post-Shock Detection (Post-shock-detektion). Hvis den er aktiveret, bruger den samme værdi som Initial Detection.
f. Når Rhythm ID er aktiveret, og Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) er programmeret til On i dobbeltkammerenheder, anvender denne enhancement samme værdi for både Initial og Post-Shock Detection (Post-shock-detektion). I enkeltkammerenheder, eller når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) er programmeret til Off, deaktiveres denne enhancement for Initial Detection (Initial detektion), men forbliver aktiveret for Post-Shock Detection (Post-shock-detektion).
g. SRD er tilgængelig, når der er programmeret detection enhancements, som inhiberer terapi.

Nogle af disse parametre for detection enhancement kan desuden programmeres individuelt som Post-Shock-parametre (Tabel 2-7 på side 2-19).

Hvilke individuelle parametre for detection enhancement, der er tilgængelige, afhænder af antallet af takyzone, der er programmeret: 3, 2 eller 1 (Tabel 2-8 på side 2-19).

Tabel 2-8. Individuelle ventrikulære detection enhancements tilgængelige i multizonekonfigurationer

	VT-1-zone	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)
3-zonekonfiguration	Vektortiming og korrelation V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) Stability (Stabilitet) (til Inhibit) Onset SRD	Vektortiming og korrelation ^a V Rate > A Rate ^a AFib Rate Threshold ^a Stability (til Inhibit) ^a Shock if Unstable SRD ^a	--
3-zone-konfiguration (med zonen Monitor Only (Kun monitor)) ^{b c}	--	Vektortiming og korrelation V Rate > A Rate AFib Rate Threshold Stability (til Inhibit) Shock if Unstable ^d Onset SRD	--

Tabel 2-8. Individuelle ventrikulære detection enhancements tilgængelige i multizonekonfigurationer (fortsat)

	VT-1-zone	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)
2-zonekonfiguration		Vektortiming og korrelation V Rate > A Rate AFib Rate Threshold Stability (til Inhibit) Shock if Unstable ^d Onset SRD	--
2-zonekonfiguration (med zonen Monitor Only (Kun monitor)) ^b		--	--
1-zonekonfiguration			--

- a. Enhancement er kun tilgængelig i den midterste af en 3-zone-konfiguration, når Rhythm ID er aktiveret.
b. Detection enhancements er ikke tilgængelige i den laveste zone i en multi-zonekonfiguration, når den anvendes som en Monitor Only-zone (der er ikke programmeret terapi for den pågældende zone).
c. For enheder programmeret til en 3-zone-konfiguration med VT-1 programmeret til Monitor Only (Kun monitor) og detection enhancements programmeret til On i VT-zonen, vil der blive anvendt rytmediskrimination, når en takykardi møder Initial Detection (Initial detektion) i zonen Monitor Only, og frekvensen efterfølgende accelererer til VT-zonen. I dette tilfælde genstartes Initial Detection (Initial detektion), og detection enhancements er tilgængelige i VT-zonen.
d. Shock if Unstable (Shock hvis ustabil) kan ikke programmeres til On i samme zone som andre detection enhancements, der er programmeret til at inhibere terapi (Onset, Stability (Stabilitet) og AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel)).

Når der vælges en specifik rytmediskrimination, er det muligt at ændre værdierne for de detection enhancements, der er velegnede til diskrimination af den pågældende rytme. Nominelle værdier vises i nedenstående tabel. Disse værdier kan dog anvendes efter ønske.

Tabel 2-9. Nominelle værdier for Initial Detection og Redetection Enhancements

Parameter	Onset/Stability (Onset/Stabilitet)			Rhythm ID (Rytme-ID)	
	Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier)	Sinus Tachycardia Discrimination (Diskriminering af sinustakyarytmier)	Polymorphic VT Discrimination (Diskriminering af polymorf VT)	Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) On	Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) Off
Vector Timing and Correlation	--	--	--	On ^a	On ^a
V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) (kun dobbeltkammermodeller)	On	On	--	On ^b	--
AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) (kun dobbeltkammermodeller)	170 min ⁻¹	--	--	170 min ⁻¹	--
Stability (Inhiber)	20 ms (DR-enheder) 30 ms (VR-enheder)	--	--	20 ms (DR-enheder) 30 ms (VR-enheder)	30 ms
Onset (kun Initial Detection (Initial detektion))	--	9%	--	--	--
SRD Initial	3:00 minutter:sekunder	3:00 minutter:sekunder	--	3:00 minutter:sekunder	3:00 minutter:sekunder
SRD Redetection (SRD-redetektion)	0:15 minutter:sekunder	--	--	0:15 minutter:sekunder	0:15 minutter:sekunder
Shock if Unstable (Shock hvis ustabil)	--	--	30 ms	--	--

- a. Parameteren kan ikke programmeres individuelt.
b. Parameteren kan ikke programmeres individuelt, når Rhythm ID er aktiveret.

Vector Timing and Correlation (Vektortiming og korrelation)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN- og INOGEN-enheder.

Vector Timing and Correlation (Vektortiming og korrelation) sammenligner EGM-signaler for en ukendt rytme med en lagret referenceskabel for EGM-signalerne i en normal sinusrytme (NSR). Rytmer, der ikke ligner den gemte referenceskabel (ikke er korrelerede), klassificeres

som VT. Rytmer, der er korreleret med den gemte referenceskabelon, klassificeres som SVT. Rhythm ID anvender denne klassifikation under Initial Detection (Initial detektion) til at tage en beslutning om behandling eller inhibering af terapi.

Når en hurtig rytme senses, sammenlignes hvert enkelt slag i rytmen med den gemte referenceskabelon. Impulsgeneratoren måler korrelationen af den detekterede impulsform i forhold til den gemte referenceskabelon og klassificerer hvert slag som korreleret eller ukorreleret. Et slag i VF-zonen regnes altid som ukorreleret, selvom dets målte korrelationsværdi er høj.

Impulsgeneratoren klassificerer derefter den detekterede rytme som SVT eller VT baseret på beregningerne:

- Hvis mindst 3 ud af 10 slag er korrelerede, klassificeres rytmen som SVT, vist som RID+ i de annoterede elektrogrammer
- Hvis færre end 3 ud af 10 slag er korrelerede, klassificeres rytmen som VT, vist som RID- i de annoterede elektrogrammer

RhythmMatch Threshold

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN- og DYNAGEN-enheder.

Hvis parameteren RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskel) programmeres, justeres tærsklen, der anvendes af Vector Timing and Correlation til at beslutte, om en patients rytme korrelerer med dennes normale sinusrytmeskabelon. Ved at justere RhythmMatch Threshold kan det justeres, hvordan impulsgeneratoren diskriminerer mellem VT og SVT.

RhythmMatch Threshold kan programmeres til mellem 70% og 96% med en nominal værdi på 94%. Under Vector Timing and Correlation-analyse anvender impulsgeneratoren den programmerede RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskel) som kriterium for klassificering af patientens rytme som enten VT eller SVT ("Vector Timing and Correlation (Vektortiming og korrelation)" på side 2-20).

Impulsgeneratoren registrerer en RhythmMatch-score for den detekterede rytme baseret på de beregnede korrelationsværdier, der er anvendt til at klassificere rytmen som VT eller SVT. Der kan registreres op til to målte RhythmMatch-værdier: en, hvis og når der første gang inhiberes terapi (af Rhythm ID), og en hvis og når der gøres forsøg på terapi. De målte RhythmMatch-værdier registreres, selvom Rhythm ID ikke er aktiveret, så længe der er opnået en referenceskabelon.

Hvis Rhythm ID er aktiveret, registreres den målte korrelationsværdi for hvert slag samt en indikation af, om slaget er blevet klassificeret som korreleret eller ukorreleret, i de gemte elektrogrammer under Initial Detection (Initial detektion). Disse målte korrelationsværdier kan være nyttige til beslutning af, hvilken RhythmMatch Threshold-værdi (RhythmMatch-tærskelværdi), der er bedst at programmere for patienten. Derudover kan målte korrelationsværdier for VF-slag være nyttige ved programmering af frekvenstærsklen for VF-zonen.

BEMÆRKNING: Under visse omstændigheder kan de registrerede korrelationsdata for visse individuelle slag ikke vises på programmørskærmen.

BEMÆRKNING: Når hukommelsen tildelt til EGM-lagring er fuld, overskriver enheden ældre EGM-datasegmenter for at kunne lagre nye EGM-data. Events skal gemmes for at bevare de beregnede RhythmMatch-værdier og de målte slag-til-slag-korrelationsværdier til fremtidig brug.

Tag følgende med i betragtning ved omprogrammering af værdien for RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskelværdien):

- Gennemse de målte RhythmMatch-værdier for tidligere episoder af VT og SVT (induceret eller spontan)
- For at øge sandsynligheden for hensigtsmæssig behandling af VT bør RhythmMatch Threshold programmeres til over de målte RhythmMatch-værdier for eventuelle VT'er
- For at øge sandsynligheden for hensigtsmæssig inhibering af terapi for SVT bør RhythmMatch Threshold programmeres til under de målte RhythmMatch-værdier for eventuelle SVT'er
- Sensitiviteten af VT-detektion falder generelt med lavere programmerede værdier for RhythmMatch Threshold, og for at opnå maksimal sensitivitet for VT bør RhythmMatch Threshold derfor programmeres med den højeste passende værdi.
- Målte RhythmMatch-værdier kan også være nyttige ved programmering af andre Rhythm ID-parametre såsom Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier), AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) og Stability (Stabilitet)
- Når værdien for RhythmMatch Threshold sænkes, sker der følgende (Figur 2-17 på side 2-23):
 - Patientens rytme vil med større sandsynlighed korrelere med den gemte referenceskabelon
 - Impulsgeneratoren vil være mindre følsom over for VT
 - Impulsgeneratoren vil være mere tilbøjelig til at klassificere rytmen som SVT og inhibere terapi
 - Hvis RhythmMatch Threshold programmeres for lavt, er der en risiko for, at VT ikke bliver behandlet
- Når værdien for RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskelværdien) øges, sker der følgende (Figur 2-17 på side 2-23):
 - Det bliver mindre sandsynligt, at patientens rytme korrelerer med den gemte referenceskabelon
 - Impulsgeneratoren vil være mere følsom over for VT
 - Impulsgeneratoren vil være mindre tilbøjelig til at klassificere rytmen som SVT og inhibere terapi
 - Hvis RhythmMatch Threshold programmeres for højt, vil der måske ikke inhiberes terapi for SVT-episoder

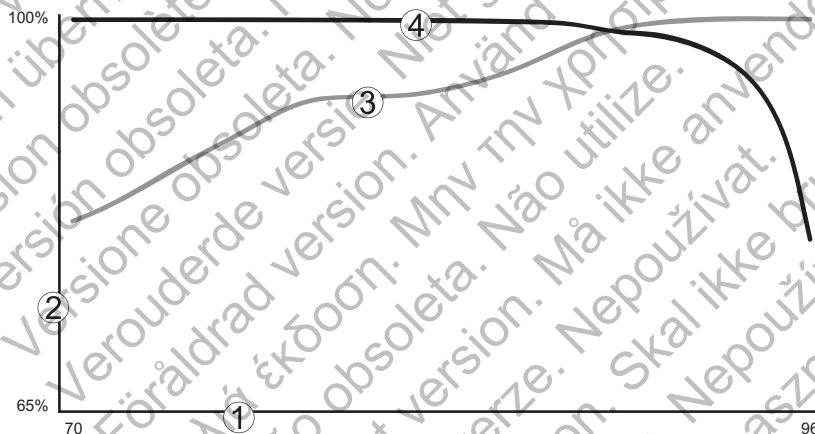
Derfor er det vigtigt at gennemse tidligere episoder med VT og SVT og beslutte, hvornår RhythmMatch Threshold ligger tilstrækkeligt over patientens korrelationsværdier for VT, men stadig under korrelationsværdierne for SVT. Det giver impulsgeneratoren mulighed for at skelne mere præcist mellem VT og SVT og dermed i højere grad undgå at levere uhenigtsmæssig terapi.



[1] Nominel værdi for RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskelværdi) [2] Mindre følsom over for VT, mere specifik over for SVT [3] Mere følsom over for VT, mindre specifik over for SVT

Figur 2-17. Programmering af RhythmMatch-tærsklen

Se Figur 2-18 på side 2-23 for en illustration af forholdet mellem sensitivitet og specificitet for VT på populationsniveau i takt med, at værdien for RhythmMatch Threshold øges eller mindskes (RhythmMatch Threshold kan programmeres mellem 70% og 96% med en nominel værdi på 94%). Generelt vil sensitiviteten for VT øges, og specificiteten for SVT mindskes, i takt med at værdien for RhythmMatch Threshold øges. Generelt vil sensitiviteten for VT mindskes, og specificiteten for SVT øges, i takt med at værdien for RhythmMatch Threshold sænkes. Dette forhold kan også beskrives som følger: ved højere programmerede RhythmMatch Threshold-værdier, vil en arythmi med større sandsynlighed blive klassificeret som VT og mindre sandsynligt blive klassificeret som SVT, mens en arythmi ved lavere programmerede RhythmMatch Threshold-værdier mere sandsynligt vil blive klassificeret som SVT og mindre sandsynligt vil blive klassificeret som VT.



[1] Programmeret RhythmMatch Threshold (%) [2] Sensitivitets- eller specificitetsprocent [3] Sensitivitet for VT [4] Specificitet for SVT

Figur 2-18. Forholdet mellem sensitivitet og specificitet ved brug af RhythmMatch Threshold

V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

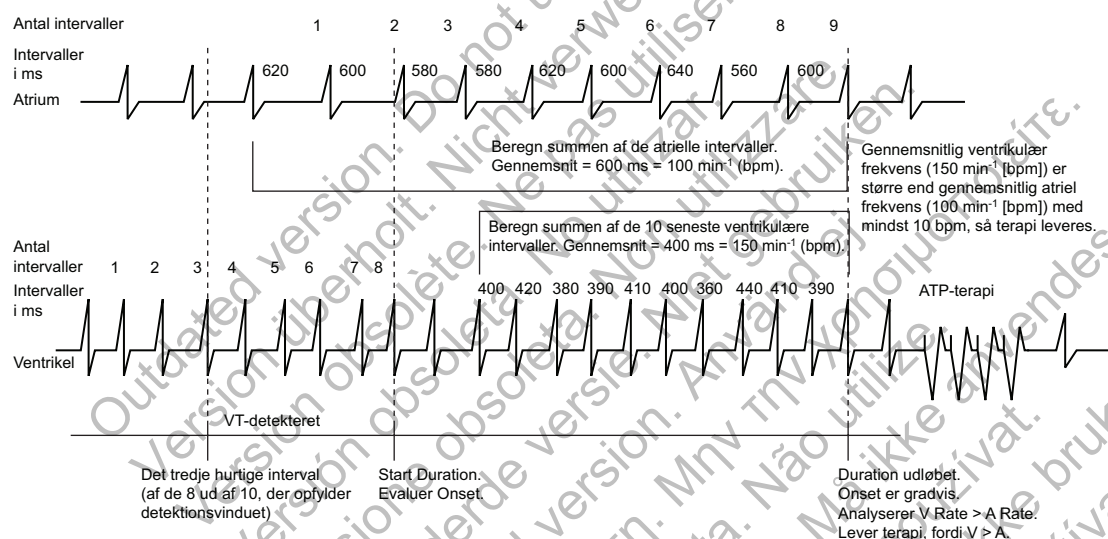
V Rate > A Rate (ventrikulær frekvens større end atriele frekvens) enhancement måler den atrielle og ventrikulære frekvens med henblik på at klassificere typen af den hurtige ventrikulære rytme. Når den ventrikulære frekvens er højere end den atrielle frekvens, initieres terapi uden hensyn til analysen af de andre programmerede detection enhancements.

Analyse foretages ved at sammenligne den gennemsnitlige frekvens af de sidste 10 ventrikulære intervaller inden afslutningen af Duration med den gennemsnitlige frekvens af de sidste 10 atrielle intervaller inden afslutningen af Duration (Figur 2-19 på side 2-24). Hvis der er færre end 10 atrielle intervaller tilgængelige, vil disse intervaller blive anvendt til at beregne den gennemsnitlige atrielle frekvens. Denne analyse udføres ved hjælp af følgende kriterier:

- Hvis den gennemsnitlige ventrikulære frekvens er mindst 10 min^{-1} højere end den gennemsnitlige atrielle frekvens, erklæres det, at den ventrikulære frekvens er hurtigere end den atrielle frekvens (angivet som True (Sand) på Episode Detail Report (Episodeoversigtsrapport)), og terapi initieres.
- Hvis den ventrikulære frekvens ikke er højere end den gennemsnitlige atrielle frekvens med mindst 10 min^{-1} (angivet som False (Falsk) på Episode Detail Report), kan terapien fortsat inhiberes. Episode Detail Report angiver den målte værdi, selvom parameteren er programmeret til Off.

Hvis terapien inhiberes, fortsætter analysen $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$, indtil enten den ventrikulære frekvens er større end den atrielle frekvens, eller til de øvrige enhancements angiver terapibehandling, og terapien initieres.

BEMÆRKNING: $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ vurderes ikke under redetektion efter ATP-terapi.



Figur 2-19. $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ -analyse

Parameteren $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ kan programmeres til at omgå inhibitorer (Vector Timing and Correlation, AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel), Stability (Stabilitet) og/eller Onset) og initiere terapi, hvis den ventrikulære frekvens er hurtigere end den atrielle frekvens.

BEMÆRKNING: Der henvises til "Brug af atriell information" på side 2-4 for yderligere oplysninger om enhedens funktioner, når den atrielle ledning er programmeret til Off.

BEMÆRKNING: I en Rhythm ID-konfiguration er evalueringen af $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ forbundet til AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel). Hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) er programmeret til Off, evalueres AFib Rate Threshold og $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ detection enhancements ikke.

AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Analysen AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) identificerer atrieflimren ved at sammenligne den atrielle frekvens med den programmerede AFib Rate Threshold.

AFib Rate Threshold kan kun aktiveres ved samtidig aktivering af Stability detection enhancement. Enheden analyserer begge parametre for at fastslå, om terapi skal leveres eller tilbageholdes.

- Den atrielle frekvens falder til under AFib Rate Threshold
- Den ventrikulære rytme bliver stabil
- Hvis den er programmeret til On, er $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ (V-frekvens > A-frekvens) sand
- SRD udløber

Diagram illustrating the algorithm for detecting and treating Atrial Fibrillation (AFib) based on Atrial Rate (AFib Rate) and Atrial Fibrillation (AFib) detection.

The diagram shows a timeline of events:

1. Detection of AFib (VT-detekteret).
2. Detection of AFib (Detektion opfyldt).
3. Start of duration (Start duration).
4. Start of episode (Start episode).
5. Start of stability analysis (Start Stability-analyse).
6. Duration ends (Duration udløber).
7. Atrial rate is less than AFib rate threshold (Den atrielle frekvens > AFib Rate Threshold).
8. Rhythm is declared stable (Rytmen erklæret stabil).
9. Therapy initiated (Initier terapi).
10. Rhythm remains stable (Rytmen forbliver stabil).
11. Atrial rate is less than AFib rate threshold (Den atrielle frekvens er mindre end AFib Rate Threshold).
12. Therapy ends (Terapi afsluttes).

The diagram includes a timeline with markers 1 through 8, and a graph showing Atrial Rate (Atrium) and Ventricular Rate (Ventrikel) over time. The Atrial Rate is shown as a series of peaks, and the Ventricular Rate is shown as a series of peaks. The graph is divided into two sections: 'Detektion af AFib' and 'Terapi'. The 'Detektion af AFib' section shows the initial detection and the start of the algorithm. The 'Terapi' section shows the duration of the episode and the initiation of therapy. The graph is labeled 'Atrium' and 'Ventrikel'.

Når AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) og Stability (Stabilitet) anvendes alene, initieres der ventrikulær terapi, når der erklæres en stabil rytme. Ventrikulær terapi initieres for en ustabil rytme, når det fastslås, at den atrielle frekvens er lavere end AFib Rate Threshold (Tabel 2-10 på side 2-26). Når AFib Rate Threshold og Stability anvendes med andre inhibitor enhancements, initieres der ikke altid ventrikulær terapi, når denne ikke længere inhiberes af AFib Rate Threshold/Stability. Terapi kan fortsat være inhiberet af andre programmerede detection enhancements såsom Onset (når Onset/Stability detection enhancement suite er aktiveret) eller Vector Timing and Correlation (når Rhythm ID detection enhancement suite er aktiveret).

Tag følgende med i betragtning ved brug af disse interaktioner:

- AFib Rate Threshold og V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) detection enhancements evalueres ikke, hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atrial takyarytmidiskriminering) er programmeret til Off i en Rhythm ID-konfiguration.
- Da AFib Rate Threshold ikke vurderes under redetektion (efter levering af ventrikulær ATP-terapi, eventuel afbrudt ventrikulær terapi eller terapi, som ikke er tilgængelig) viser Episode Detail Report (Episodeoversigtsrapport) ikke data for enhancement under redetektion, selv om parameteren er programmeret til On.
- AFib Rate Threshold enhancement evalueres ikke for arytmidetektion i følgende tilfælde, selvom Episode Detail Report (Episodeoversigtsrapport) vil vise data for AFib Rate Threshold enhancement baseret på en tærskel på 170 min⁻¹:
 - AFib Rate Threshold er programmeret til Off
 - Ventricular Zones (Ventrikulære zoner) er programmeret til 1
 - Ingen detection enhancement suites er aktiveret
- En atrielt senset event vil kun blive klassificeret som AF, mens AFib Rate Threshold bliver evalueret for arytmidetektion.

Tabel 2-10. Kombinationer af AFib Rate Threshold og Stability og den resulterende terapi

Detekteret ventrikulær rytme ^a	Terapibeslutning ^b
Unstable (Ustabil), A > AFib Rate Threshold	Inhiberes
Stable (Stabil), A > AFib Rate Threshold	Behandles
Unstable (Ustabil), A < AFib Rate Threshold	Behandles
Stable (Stabil), A < AFib Rate Threshold	Behandles

a. Hvis den detekterede ventrikulære rytme ændrer sig, bliver den relevante tilsvarende række i tabellen evalueret.

b. Beslutninger om inhibering kan tilpasses af V > A eller udløb af SRD.

BEMÆRKNING: Der henvises til "Brug af atriell information" på side 2-4 for yderligere oplysninger om enhedens funktioner, når den atrielle ledning er programmeret til Off.

Analysen Stability

Disse funktioner er tilgængelige for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Stability-analyse skelner mellem Unstable (uregelmæssige) ventrikulære rytmer og Stable (regelmæssige) ventrikulære rytmer. Dette opnås ved at måle graden af varians i takykardi-R-R-intervallerne.

Denne grad af varians kan, når den anvendes for sig selv, give enheden mulighed for at skelne mellem overledt atrieflimren (der kan frembringe større R-R-variens) og monomorf VT (der typisk er stabil). Den kan også anvendes til at differentiere MVT'er (der standses af pace) fra polymorfe VT'er og VF (der typisk ikke standses af pace).

Baseret på patientens behov kan Stability programmeres som en inhibitor for at forhindre terapi for atrieflimren, eller Stability-analyse kan anvendes til at dirigere typen af den terapi, der skal leveres (Shock if Unstable (Shock hvis ustabil)).

Stabilitetsalgoritmen beregner højre-ventrikulære R-R intervalforskelle. Disse forskelle beregnes hele vejen igennem Duration, og der beregnes ligeledes en gennemsnitlig forskel. Når Duration udløber, vurderes rytmestabiliteten ved at sammenligne den aktuelle gennemsnitlige forskel

med den programmerede Stability-tærskel og/eller tærsklerne for Shock If Unstable. Hvis gennemsnitsforskellen er større end de programmerede tærskler, erklæres rytmen for Unstable (Ustabil). Der er individuelle tærskler tilgængelige for funktionerne Stability (til inhibering) eller Shock if Unstable. Begge kan ikke programmeres i samme ventrikulære zone.

Impulsgeneratoren foretager stabilitetsberegninger for alle episoder (selv når Stability er programmeret til Off) og lagrer resultaterne i Therapy History (Terapiforløb). Disse gemte data kan anvendes til at vælge en passende stabilitetstærskel.

Stability til inhibering

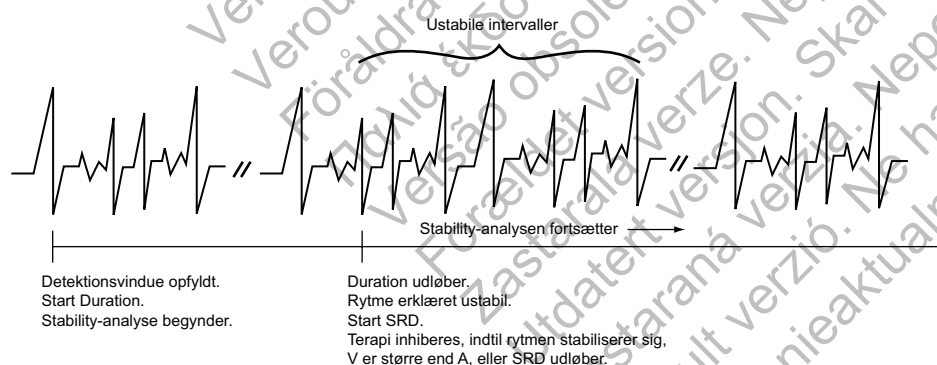
Parameteren Stability kan hjælpe med at identificere hurtige rytmer fra atriet, såsom atrieflimren. Disse rytmer kan bevirke ustabile ventrikulære rytmer, hvis frekvens overstiger den laveste frekvenstærskel, og bør ikke behandles. Hvis rytmen erklæres stabil, når Duration udløber, leveres der programmeret terapi. Hvis rytmen erklæres Unstable (Ustabil), inhiberes ventrikulær terapi.

Hvis en takykardi erklæres for Unstable, og ventrikulær terapi inhiberes ved afslutningen på initial Duration, fortsætter impulsgeneratoren med at vurdere Stability i hvert nyt detekteret interval (Figur 2-21 på side 2-27). Der bliver ikke inhiberet terapi af Stability, hvis:

- V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) erklærer, at den ventrikulære frekvens er større end den atrielle frekvens
- SRD er udløbet (hvis den er programmeret til On)

Ventrikulær terapi bliver ikke altid initieret, når den ikke længere inhiberes af Stability. Terapi kan fortsat være inhiberet af andre programmerede detection enhancements såsom Onset (når Onset/Stability detection enhancement suite er aktiveret) eller Vector Timing and Correlation (når Rhythm ID detection enhancement suite er aktiveret).

BEMÆRKNING: Ventrikulær terapi kan også inhiberes via analyse af algoritmen Stability, når den anvendes sammen med AFib Rate Threshold enhancement.



Figur 2-21. Stability-evaluering, når Duration udløber

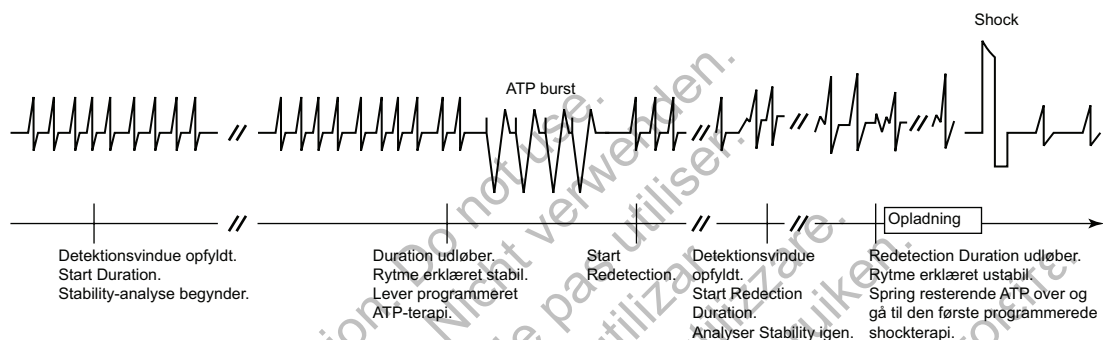
Shock if Unstable (Shock hvis ustabil)

Når stabilitetsanalysen er programmeret til Shock If Unstable (Shock hvis ustabil), hjælper den med til at bestemme, om ventrikulær ATP-terapi skal omgås til fordel for den første programmerede ventrikulære shockterapi (der kan være med høj eller lav energi) for den ventrikulære zone (Figur 2-22 på side 2-28).

Dynamiske ventrikulære arytmier såsom polymorf VT eller VF kan senses ved en frekvens, der er lavere end den højeste ventrikulære frekvenstærskel, og kan klassificeres som Unstable (Ustabile). Da sensedede rytmer kan detekteres i en lavere ventrikulær zone, hvori ATP kan

være programmeret, kan stabilitetsanalysen anvendes til at springe over de programmerede ventrikulære ATP-terapier og i stedet levere shock til patienten. Stability evalueres i hver detektions-/redetektionscyklus, inklusive evaluering mellem bursts i en ATP-terapi. Når der er leveret et ventrikulært shock i en episode, har funktionen Shock if Unstable ikke længere nogen indflydelse på terapivalg.

Shock if Unstable kan kun anvendes i VT-zonen i en 2- eller 3-zonekonfiguration. Den kan ikke programmeres i en 2-zonekonfiguration, hvis Stability (Stabilitet) eller Onset allerede er programmeret til On, eller hvis Post-V-Shock Stability (Post-V-shock-stabilitet) eller AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) er programmeret til On.



Figur 2-22. Shock if Unstable (Shock hvis ustabil)

Onset

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Onset differentierer mellem fysiologiske sinustakykardier, der typisk begynder langsomt, og patologiske takykardier, der typisk begynder pludseligt. Den måler overgangsfrekvensen i den ventrikulære rytme fra langsomme frekvenser til takykardi. Hvis frekvensen stiger gradvist, aktiverer den enheden til at inhibere ventrikulær terapi i den laveste takykardifrekvenszone.

Når et detektionsvindue opfyldes, begynder impulsgeneratoren at beregne for pludseligt Onset i en tottrinsekvens.

- Trin 1 måler de ventrikulære intervaller forud for starten på episoden og lokaliserer det par tilstødende intervaller (omdrejningspunkt), hvor cykluslængden blev reduceret mest. Hvis reduktionen af cykluslængden er lig med eller større end den programmerede Onset-værdi, erklærer trin 1 pludseligt Onset.
- Trin 2 sammenligner derefter ekstra intervaller. Hvis forskellen mellem gennemsnitsintervallet før omdrejningspunktet og 3 af de første 4 intervaller efter omdrejningspunktet er lig med eller større end den programmerede Onset-tærskel, erklærer trin 2 pludseligt Onset.

Hvis begge trin konstaterer pludselig rytme, initieres terapi. Hvis et af trinnene angiver en gradvis Onset, vil den initiale ventrikulære terapi blive inhiberet i den laveste zone. Der bliver ikke inhiberet terapi af Onset, hvis:

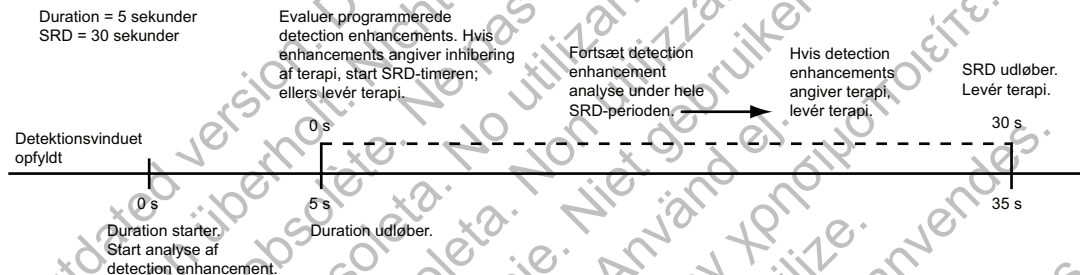
- Frekvensen accelererer til en højere ventrikulær zone
- Oplysninger fra den atrielle ledning fastslår, at RV-frekvensen er hurtigere end den atrielle frekvens ($V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$ er programmeret til On)
- SRD-timeren udløber

Onset måles udelukkende ved hjælp af RV-intervaller. Den kan programmeres som en procentdel af cykluslængde eller som en intervallængde (i ms). Den er begrænset til den laveste terapizone i en multi-zonekonfiguration. Den valgte Onset-værdi repræsenterer den minimale forskel, der skal være mellem intervaller, der er over og under den laveste programmerede frekvenstærskel. Impulsgeneratoren udfører Onset-beregninger (også når funktionen er programmeret til Off) for alle episoder med undtagelse af inducerede eller programmerstyrede episoder. Den målte Onset er resultatet af en totrinsberegning og lagres i Therapy History (Terapiforløb). Disse lagrede data kan anvendes til at programmere en velegnet Onset-værdi.

Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvensvarighed) (SRD)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Sustained Rate Duration tillader levering af den programmerede ventrikulære terapi, når en takykardi er vedvarende for en programmeret periode, der er længere end Duration, men de programmerede terapiinhibitorer (Vector Timing and Correlation, AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel), Onset og/eller Stability (Stabilitet)) angiver, at terapi skal tilbageholdes (Figur 2-23 på side 2-29).



Figur 2-23. Kombination af Onset ELLER Stability, SRD programmeret til On

SRD er kun tilgængelig i en zone, når en inhibitor enhancement er programmeret til On i den pågældende zone. Når Rhythm ID detection enhancement suite er aktiveret, kan SRD programmeres separat for VT- og VT-1-zonen.

- En programmeret SRD-timer starter, hvis der tilbageholdes ventrikulær terapi, når Duration udløber i en zone, hvor detection enhancements er programmeret til On.
- Hvis detektionsvinduet i den laveste zone opretholdes i den programmerede SRD-periode, bliver den programmerede ventrikulære terapi leveret ved afslutningen af VT-1 SRD-perioden, hvis VT-1 SRD er programmeret, og rytmen er i VT-1-zonen. Der leveres terapi ved afslutningen af VT SRD-perioden, hvis VT SRD er programmeret, og rytmen er i VT-zonen.
- Hvis frekvensen accelererer til en højere ventrikulær zone, hvor detection enhancements ikke er programmeret til On i den højere zone, og Duration for den højere zone udløber, initieres terapien i den pågældende zone uden at afvente, at SRD udløber i en lavere ventrikulær zone. Hvis SRD er programmeret til Off, starter der ikke en SRD-timer, når Duration udløber, hvilket betyder, at detection enhancements i princippet kan inhibere terapi uendeligt.

Der kan programmeres en uafhængig Post-Shock SRD-værdi.

Kombinationer af AFib Rate Threshold, Stability og Vector Timing and Correlation

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN- og INOGEN-enheder.

Kombinationen af AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel), Stability (Stabilitet) og Vector Timing and Correlation tilføjer specificitet til ventrikulær detektion udover frekvens og duration.

Foruden brug af AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) og Stability (Stabilitet) til at identificere atrieflimren anvender denne kombination af enhancements analysen Vector Timing and Correlation til at differentiere mellem SVT-rytmer og VT-rytmer baseret på hjertets overledningsmønstre.

Detection enhancement-kombination af AFib Rate Threshold, Stability og Vector Timing and Correlation inkluderer også V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens), og både AFib Rate Threshold og V Rate > A Rate er aktiverede, når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) er programmeret til On. Denne kombination er kun tilgængelig, når Rhythm ID detection enhancement suite er aktiveret, og kun for Initial Detection (Tabel 2-11 på side 2-30).

Hvis V Rate > A Rate er programmeret til On (ved programmering af Atrial Tachyarrhythmia Discrimination til On) og den er True (Sand), går den forud for alle inhibitor enhancements.

Tabel 2-11. Kombinationer med AFib Rate Threshold, Stability og Vector Timing and Correlation og resulterende terapibeslutninger, hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination er programmeret til On

Detekteret ventrikulær rytme ^{a b c}	Terapibeslutning ^d
Korreleret, Unstable (Ustabil), A > AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel)	Inhiberes
Korreleret, Unstable (Ustabil), A < AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel)	Inhiberes
Ukorreleret, Unstable (Ustabil), A > AFib Rate Threshold	Inhiberes
Ukorreleret, Unstable (Ustabil), A < AFib Rate Threshold	Behandles
Korreleret, Stable (Stabil), A > AFib Rate Threshold	Inhiberes
Korreleret, Stable (Stabil), A < AFib Rate Threshold	Inhiberes
Ukorreleret, Stable (Stabil), A > AFib Rate Threshold	Behandles
Ukorreleret, Stable (Stabil), A < AFib Rate Threshold	Behandles

a. Hvis den detekterede ventrikulære rytme ændrer sig, bliver den relevante tilsvarende række i tabellen evalueret.

b. Hvis der ikke er en Rhythm ID-referenceskabelon tilgængelig, bliver den detekterede ventrikulære rytme betragtet som ukorreleret.

c. For Post-Shock Detection (hvis den er aktiveret), anses Vector Timing and Correlation for at være ukorreleret.

d. Beslutninger om inhibering kan tilsidesættes af V > A eller udløb af SRD.

Når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) er programmeret til Off, anvendes Vector Timing and Correlation for Initial Detection, og Stability anvendes for Post-Shock Detection. V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) og AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) anvendes ikke længere (Tabel 2-12 på side 2-30).

Tabel 2-12. Kombinationer med Vector Timing and Correlation og Stability med resulterende terapibeslutning, hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination er programmeret til Off

Detection (Detektion) ^{a b}	Detekteret ventrikulær rytme ^{a c}	Terapibeslutning
Initial	Korreleret	Inhiberes ^d
Initial	Ukorreleret	Behandles
Post-Shock	Unstable (Ustabil)	Inhiberes ^d
Post-Shock	Stable (Stabil)	Behandles

a. Hvis den detekterede ventrikulære rytme ændrer sig, bliver den relevante tilsvarende række i tabellen evalueret.

b. Når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination er programmeret til Off, anvendes Vector Timing and Correlation for Initial Detection, og Stability anvendes for Post-Shock Detection.

c. Hvis der ikke er en Rhythm ID-referenceskabelon tilgængelig, bliver den detekterede ventrikulære rytme betragtet som ukorreleret.

d. Beslutning om inhibering kan blive tilsidesat af udløb af SRD.

Kombinationer af AFib Rate Threshold, Stability og Onset

Kombinationen af AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel), Stability (Stabilitet) og Onset tilføjer specificitet til ventrikulær detektion udover frekvens og Duration. Denne kombination af detection enhancements er kun tilgængelig, når Onset/Stability detection enhancement suite

er aktiveret, og den er kun tilgængelig for Initial Detection. Når detection enhancements er aktiveret, anbefaler eller inhiberer de terapi for en bestemt zone.

Hvis parametrene for AFib Rate Threshold, Stability og Onset alle er programmeret til On, initieres ventrikulær terapi, hvis rytmen har et pludseligt onset, forudsat at den ventrikulære frekvens er stabil, eller at den atrielle frekvens er mindre end AFib Rate Threshold (Tabel 2-13 på side 2-31).

Tabel 2-13. Kombinationer af AFib Rate Threshold, Stability og Onset og den resulterende ventrikulære terapi

Detekteret ventrikulær rytme ^a	Terapibeslutning ^b
Gradvis, Unstable (Ustabil), A > AFib Rate Threshold	Inhiberes
Gradvis, Unstable (Ustabil), A < AFib Rate Threshold	Inhiberes
Sudden (Pludselig), Unstable (Ustabil), A > AFib Rate Threshold	Inhiberes
Sudden (Pludselig), Unstable (Ustabil), A < AFib Rate Threshold	Behandles ^c
Gradvis, Stable (Stabil), A > AFib Rate Threshold	Behandles
Gradvis, Stable (Stabil), A < AFib Rate Threshold	Inhiberes
Sudden (Pludselig), Stable (Stabil), A > AFib Rate Threshold	Behandles
Sudden (Pludselig), Stable (Stabil), A < AFib Rate Threshold	Behandles

a. Hvis den detekterede ventrikulære rytme ændrer sig, bliver den relevante tilsvarende række i tabellen evalueret.

b. Beslutninger om inhibering kan tilsidesættes af V > A eller udløb af SRD.

c. Hvis V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) er programmeret til On og er False (Falsk), bliver ventrikulær terapi inhiberet, fordi rytmen er ustabil.

Hvis V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) er programmeret til On og er True (Sand), går den forud for alle inhibitor enhancements.

Kombinationer af Onset og Stability

Når Stability er programmeret til at inhibere, kan den kombineres med Onset for at give endnu større specificitet ved klassificering af arytmier.

Denne kombination af detection enhancements er kun tilgængelig, når Onset/Stability detection enhancement suite er aktiveret, og den er kun tilgængelig for Initial Detection. Enhancements kan programmeres til at initiere ventrikulær terapi, hvis følgende optioner er valgt (Tabel 2-14 på side 2-32):

- Både Onset Og Stability angiver behandling
- Enten Onset Eller Stability angiver behandling

Baseret på disse beslutninger om programmering inhiberes ventrikulær terapi, når et af følgende kriterier opfyldes:

- Hvis den programmerede kombination er Onset Og Stability, inhiberes ventrikulær terapi, hvis en af parametrene angiver, at terapi skal tilbageholdes, dvs. rytmen er gradvis Eller ustabil (Og-betingelsen for behandling er ikke opfyldt).
- Hvis den programmerede kombination er Onset Eller Stability, inhiberes ventrikulær terapi kun øjeblikkeligt ved afslutningen på Duration, hvis begge parametre angiver, at terapi skal tilbageholdes, dvs. rytmen er gradvis og ustabil (Eller-betingelsen for terapi er ikke opfyldt).

I begge tilfælde vil ventrikulær terapi kun blive initieret, hvis Og/Eller-betingelserne for behandling er opfyldt. Når disse to kombinationer (Og/Eller) anvendes sammen med SRD, og Og/Eller-betingelserne ikke er opfyldte, bliver ventrikulær terapi inhiberet, til V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) er True (Sand), eller SRD udløber (Tabel 2-14 på side 2-32).

Tabel 2-14. Kombinationer af Onset Og Stability og den resulterende terapi

Detektionsrytme	Kombination af Onset Og Stability ^{a b c}	Kombinationen Onset Eller Stability ^c
Gradvis, Unstable (Ustabil)	Inhiberes	Inhiberes
Gradvis, Stable (Stabil)	Inhiberes	Behandles
Pludselig, Unstable (Ustabil)	Inhiberes	Behandles
Pludselig, Stable (Stabil)	Behandles	Behandles

a. Hvis den detekterede ventrikulære rytme ændrer sig, bliver den relevante tilsvarende række i tabellen evalueret.

b. Og-kombinationen er den nominelle indstilling, når begge er aktiveret.

c. Beslutninger om inhibering kan tilsidesættes af V > A eller udløb af SRD.

TAKYARYTMITERAPI

KAPITEL 3

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "Ventrikulær terapi" på side 3-2
- "Antitakykardipaceterapier og -parametre" på side 3-7
- "Ventrikulær shockterapi og parametre" på side 3-15

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

VENTRIKULÆR TERAPI

Impulsgeneratoren kan levere følgende therapytyper for at standse VT eller VF:

- Antitakykardipacing (ATP)
- Kardioverterings-/defibrilleringschock

ATP-paceterapier er bursts af paceimpulser, der leveres mellem de ventrikulære pace-/senseelektroder. Shock er bifasiske højspændingsimpulser, der leveres gennem shockelektroderne synkront med detekteret hjerteaktivitet.

Ventrikulær terapiordning

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

En ventrikulær terapiordning fastslår den type terapi, der skal leveres i en bestemt ventrikulær frekvenszone. Den består af ventrikulær ATP og/eller shock. Hver ventrikulær zone kan programmeres med uafhængige ventrikulære terapiordninger (Figur 3-1 på side 3-2).

Inden for hver zone skal terapistyrken være i stigende orden.

¹ I den laveste zone i en multi-zonekonfiguration kan nogle eller alle shock være programmeret til Off, begyndende med det højeste shock. Hvis de maksimale shockværdier er programmeret til Off, kan shock 2 programmeres til Off. Hvis shock 2 er programmeret til Off, kan shock 1 programmeres til Off. Hvis arytmi fortsætter i den laveste zone, når nogle eller alle shock er programmeret til Off, vil der ikke blive leveret yderligere terapi, medmindre arytmi accelererer til en højere zone. Knappen Disable Therapy er tilgængelig i VT- eller VT1-zonens terapivindue, således at al ATP og shockterapi hurtigt kan deaktiveres i den zone.

² Ventrikulær ATP-terapi kan programmeres som Off, Burst, Ramp, Scan eller Ramp/Scan i VT-1- og VT-zoner.

³ Quick Convert ATP kan programmeres til en frekvens på 250 eller 300. Denne fodnote gælder for denne og alle efterfølgende tabeller i dette afsnit.

Figur 3-1. Ventrikulær terapiordning, 3-zone-konfiguration

Terapierne i en ventrikulær zone skal programmeres med stigende terapistyrker. Alle ventrikulære ATP-terapier betragtes som værende af samme styrke, men de er af mindre styrke end enhver shockterapi. Shockterapiernes styrke fastsættes af den programmerede energi. I en multi-zonekonfiguration kan terapi i en højere ventrikulær zone være af mindre eller større styrke eller være lig med styrkerne i en lavere ventrikulær zone, men inden for hver zone skal terapierne dog programmeres til samme eller stigende energioutput.

Valg af ventrikulær terapi

Impulsgeneratoren fastslår hvilken ventrikulær terapi, der skal leveres, ud fra følgende regler:

- Hver på hinanden følgende terapilevering skal være større end eller lig med styrken af den foregående terapi i en ventrikulær episode. Hver gang der er leveret en ventrikulær shockterapi, tillades der ikke yderligere ventrikulær ATP-terapi i den pågældende episode, da ATP-terapi er af mindre styrke end shockterapi. Hver efterfølgende ventrikulær shocklevering skal være af samme eller større styrke uden hensyntagen til ændringer i ventrikulær zone under en ventrikulær episode.

- Hver ventrikulær ATP-terapi (som kan bestå af mange bursts) kan kun leveres én gang i en ventrikulær episode.
- Der kan leveres op til 8 shock i en ventrikulær episode. De første 2 shock er programmerbare. Følgende ikke-programmerbare shock med maksimal energi er tilgængelige i hver zone:
 - VT-1-zone: 3 shock med maksimal energi
 - VT Zone (VT-zone): 4 shock med maksimal energi
 - VF Zone (VF-zone): 6 shock med maksimal energi

BEMÆRKNING: Hvis et shock afledes med programmerkommandoen *DIVERT THERAPY* via magnetanbringelse eller på grund af *Diverted-Reconfirm* (Afledt Reconfirmation), tæller det afledte shock ikke med som et af de tilgængelige shock for den takyarytmiepisode. Ligeledes tælles programmerstyrede terapier og *STAT SHOCK* ikke med som et af de tilgængelige shock i en episode, og de har ikke indflydelse på efterfølgende terapivalg.

Baseret på initiale ventrikulære detektionskriterier vælger impulsgeneratoren den første foreskrevne terapi i den ventrikulære zone, hvori takyarytmien detekteres (dvs. detektion er opfyldt; se også "Ventrikulær detektion" på side 2-5). Efter at have leveret den valgte terapi begynder impulsgeneratoren at redetekttere for at fastslå, hvorvidt arytmi er blevet konverteret.

- Hvis en arytmi er konverteret til en frekvens under den lavest programmerede tærskel, fortsætter impulsgeneratoren med at monitorere, indtil episoden konstateres afsluttet. Når episoden afsluttes, vil impulsgeneratoren igen anvende de initiale, ventrikulære detektionskriterier for en ny episode. Når en ny episode bliver konstateret, vil den første ordinerede terapi igen blive leveret.
- Hvis arytmi ikke konverteres, og der redetekteres arytmi i den samme ventrikulære zone, vælges og leveres den næste programmerede terapi i den pågældende zone (Figur 3-2 på side 3-4), igen efterfulgt af redetektion. Hvis arytmi vedbliver i den samme zone, vil terapien fortsætte i denne zone.
- Hvis en arytmi krydser ventrikulære zoner (accelererer eller decelererer) efter terapilevering og redetekteres i en højere eller lavere ventrikulær zone, vælges og leveres en terapi fra den detekterede zone med tilsvarende eller større styrke end den foregående leverede terapi. Med hensyn til shockterapi fastlægger impulsgeneratoren hvilket shock, der skal leveres før kondensatoropladning baseret på den detekterede frekvenstærskel. Hvis takyarytmien under kondensatoropladningen accelererer eller decelererer fra den initialt detekterede frekvens, vil den forudfastsatte energi stadig blive leveret.

Se Figur 3-3 på side 3-4 til Figur 3-10 på side 3-6.

Redetektion foretages efter hver terapilevering for at fastslå, om yderligere terapi er påkrævet. Brug nedenstående oplysninger ved fortolkning af tallene for terapilevering:

- Efter hver redaktionscyklus fortsætter terapileveringen efter i den retning, som angives af tallene i cirkler.
- Opadgående skrå linjer angiver acceleration af arytmi til en højere ventrikulær zone.
- Nedadgående skrå linjer angiver deceleration ind i en lavere ventrikulær zone.
- Terapien med den laveste styrke er i ATP-kolonnerne. Terapistyrken øges, efterhånden som der gås mod højre i tabellen.

BEMÆRKNING: I VT-1-zonen i en konfiguration med 3-zoner eller VT-zonen i en konfiguration med 2-zoner, kan en eller to ATP-terapi programmeres som den eneste terapi med alle shock i den laveste zone programmeret til Off. Hvis disse paceterapier ikke afslutter en arytmi, der er detekteret i den laveste zone, vil der ikke blive leveret yderligere terapi i episoden, medmindre frekvensen bliver redetekteret i en højere zone.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			On/Off	5 J	11 J	maks maks maks maks maks maks
VT	Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	maks maks maks maks
VT-1	① Burst	② Ramp	N/A	③ 0,1 J	④ 2 J	⑤ ⑥ ⑦ maks maks maks

Figur 3-2. Forløb af terapilevering, arytmi forbliver i samme zone, som initialt detekteret

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			On/Off	2 J	⑤ 11 J	maks maks maks maks maks maks
VT	③ Burst	Off	N/A	④ 3 J	9 J	⑥ ⑦ ⑧ ⑨ maks maks maks maks
VT-1	① Burst	② Ramp	N/A	0,1 J	2 J	maks maks maks

ATP1 i VT-zonen leveres, da den betragtes som værende af samme styrke som VT-1 ATP2-terapien.

Når rytmen accelererer til VF-zonen, leveres shock 2 i VF-zonen, da shock 1 er et lavere energiniveau end shock 1 i VT-zonen.

Figur 3-3. Forløb af terapilevering, ATP1 i VT-zonen og shock 2 i VF-zonen

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			On/Off	11 J	17 J	⑦ maks maks maks maks maks maks
VT	① Burst	③ Scan	N/A	④ 5 J	9 J	⑥ ⑧ ⑨ maks maks maks maks
VT-1	② Burst	Ramp	N/A	3 J	⑤ 5 J	maks maks maks

Når rytmen accelererer tilbage til VT-zonen, leveres ATP2-terapi, fordi ATP1 allerede er blevet anvendt under denne episode.

Figur 3-4. Forløb af terapilevering, ATP2-terapi

Dette er det tredje shock, da der er blevet leveret to programmerbare shock.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			On/Off	5 J	11 J	⑥ maks maks maks maks maks maks
VT	② Burst	③ Scan	N/A	④ 1,1 J	9 J	⑦ maks maks maks maks
VT-1	① Burst	Ramp	N/A	⑤ 3 J	5 J	maks maks maks

Når rytmen decelererer til VT-1-zonen, leveres ATP2 for VT-1-zonen ikke, da der allerede er blevet leveret et shock i VT-zonen. Derfor leveres den følgende højere terapistyrke (shock 1 for VT-1-zonen).

Figur 3-5. Forløb af terapilevering, shock 1 i VT-1-zonen

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			On/Off	2 J	11 J	maks maks maks maks maks maks
VT	Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	maks maks maks maks
VT-1	① Burst	② Ramp	N/A	③ 0,1 J	④ 2 J	Off Off Off

Hvis arytmi fortsætter i VT-1-zonen efter levering af det andet shock, leveres der ikke yderligere shockterapi, medmindre arytmi accelererer til en højere zone, da shock 3 - 5 er programmeret til Off i VT-1-zonen.

Figur 3-6. Forløb af terapilevering, shock 3 til 5 programmeret til Off i VT-1-zonen

Arytmien accelererede tilbage til VF-zonen, det syvende shock leveres. Arytmien vedbliver i VF-zonen, så det ottende (og sidste) shock leveres.

Et sjette shock leveres, da arytmi er i VF-zonen.

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			On/Off	2 J	11 J	⑦ maks maks maks maks ⑨ maks maks
VT	Burst	Off	N/A	3 J	9 J	⑤ maks maks maks maks
VT-1	① Burst	② Ramp	N/A	③ 0,1 J	④ 2 J	maks maks maks

Hvis arytmi decelererede til en lavere zone, ville et ekstra shock ikke blive leveret, før arytmi accelererede tilbage til VF-zonen.

Figur 3-7. Forløb af terapilevering, sjette shock leveret

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			① On	② 11 J	③ 21 J	maks. maks. maks. maks. maks.
VT	Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	maks. maks. maks. maks.
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	maks. maks. maks.

Hvis reconfirmation angiver, at arytmien fortsætter efter levering af QUICK CONVERT ATP, begynder enheden øjeblikkeligt at lade op til Shock 1.

Figur 3-8. Forløb af terapilevering, QUICK CONVERT ATP og shock i VF-zonen

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			① On	2 J	11 J	maks. maks. maks. maks. maks. maks.
VT	② Burst	③ Scan	N/A	④ 3 J	⑤ 9 J	maks. maks. maks. maks.
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	maks. maks. maks.

ATP1 i VT-zonen leveres, da den betragtes som værende af samme styrke som terapien QUICK CONVERT ATP.

Figur 3-9. Forløb af terapilevering, QUICK CONVERT ATP decelererer rytmen, ATP1 og shock leveret i VT-zonen

Zone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Shock 1	Shock 2	Resterende shock
VF			On	② 11 J	③ 21 J	maks. maks. maks. maks. maks. maks.
VT	① Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	maks. maks. maks. maks.
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	maks. maks. maks.

Når rytmen accelererer til VF-zonen, leveres Shock 1, fordi QUICK CONVERT ATP kun er tilgængelig som den første terapi i en episode.

Figur 3-10. Forløb af terapilevering, ATP1 i VT-zone accelererer rytmen, QUICK CONVERT ATP springes over i VF-zone

Ventrikulær redetektion efter levering af ventrikulær terapi

Efter levering af ventrikulær terapi bruger enheden redetektionskriterier til at evaluere rytmen og bestemme, om mere terapi er hensigtsmæssig. Når kriterierne for redetektion er opfyldte, bestemmer reglerne for terapivalg derefter den terapi type, der skal leveres.

Ventrikulær redetektion efter ventrikulær ATP-terapi

Ventricular Redetection (Ventrikulær redetektion) efter ventrikulær ATP-terapi fastslår, om en arytmi er bragt til ophør.

Når der er leveret en ventrikulær ATP-terapi, monitorerer impulsgeneratoren hjertefrekvensen efter hver burst og anvender ventrikulære detektionsvinduer (der søger efter 8 ud af 10 hurtige intervaller) samt Ventricular Redetection Duration (Varighed af ventrikulær redetektion) for at fastslå, om arytmien er afsluttet.

ATP-terapien vil fortsætte med de næste bursts i sekvensen, indtil en af følgende betingelser er opfyldt:

- Redetection (Redetekktion) erklærer, at terapien lykkedes (end-of-episode)
- Det specificerede antal ATP-bursts i terapien er blevet leveret
- ATP Time-out for den ventrikulære zone er udløbet
- Den detekterede arytmifrekvens ændres til en anden ventrikulær frekvenszone, hvorved en anden terapi vælges
- Shock If Unstable tvinger enheden til at springe over den resterende ATP-terapi og starte shockterapi
- En DIVERT THERAPY kommando modtages fra PRM'en under levering af et burst i en terapi
- En magnetafbrydelse forekommer under levering af en terapi
- Den midlertidige Tachy Mode (Takymodus) er ændret
- Der kræves en programmeret terapimetode
- Episoden slutter som følge af omprogrammeret Tachy Mode (Takymodus), omprogrammeret ventrikulære takyparametre eller forsøgt induktionsmetode eller ledningstest

BEMÆRKNING: Afbrydelse af en ATP-burst afslutter den pågældende ATP-terapi. Hvis yderligere terapi er påkrævet, startes den næste programmerede terapi (enten ATP eller shock) i ordineringen.

Ventrikulær redetekktion efter ventrikulær shockterapi

Ventricular Redetection (Ventrikulær redetekktion) efter ventrikulær shockterapi fastslår, om en arythmi er bragt til ophør.

Når der er leveret shockterapi, monitorerer impulsgeneratoren hjerterfrekvensen efter hvert shock og anvender ventrikulære detektionsvinduer (der søger efter 8 ud af 10 hurtige intervaller) samt post-shock detection enhancements, hvis de kan anvendes, for at fastslå, om arytmien er ophørt. Shockterapien fortsætter, indtil en af følgende betingelser er opfyldt:

- Redetection (Redetekktion) erklærer, at terapien lykkedes (end-of-episode)
- Alle tilgængelige ventrikulære shock er blevet leveret i en episode
- Rytmen redetekteres i enten VT- eller VT-1-zonen, det tilgængelige antal programmerede shock i disse zoner er blevet leveret, og arytmien forekommer i en af disse lave zoner

Hvis alle tilgængelige shock er blevet leveret i en episode, er der ikke yderligere terapi tilgængelig, før impulsgeneratoren monitorerer en frekvens under den laveste frekvenstærskel i 30 sekunder, og der konstateres end-of-episode.

ANTITAKYKARDIPACETERAPIER OG -PARAMETRE

Disse funktioner er tilgængelige for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Terapi og parametre for antitakykardipacing (ATP) gør det muligt for impulsgeneratoren at afbryde følgende hurtige rytmer ved levering af en række præcist timede paceimpulser:

- Monomorf ventrikulær takykardi
- Supraventrikulære takykardier

Der leveres ATP-terapi, når den sidst sensed event opfylder de programmerede detektionskriterier (Figur 3-11 på side 3-8).

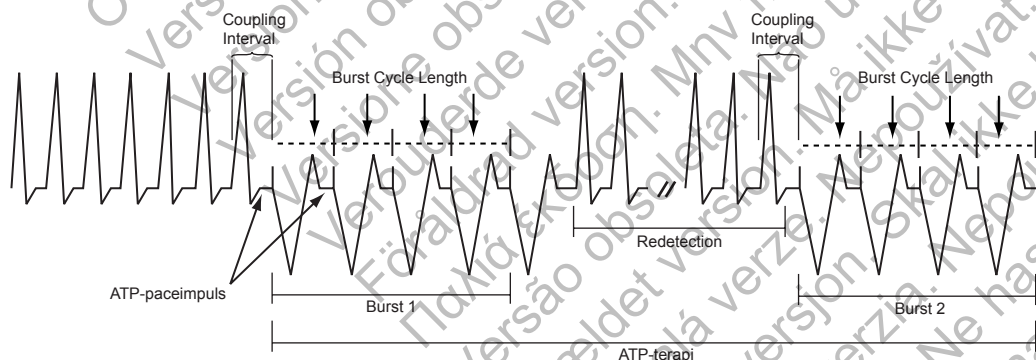
En ATP-terapi kan tilpasses med følgende parametre:

- Number of Burst (Antal bursts) leveret
- Antal impulser i hvert burst
- Coupling Interval (Koblingsinterval)
- Burst Cycle Length (Burst-cykluslængde)
- Minimalt paceinterval

Disse parametre kan programmeres til udarbejdelse af følgende typer ATP-terapier:

- Burst
- Ramp
- Scan
- Ramp/Scan

ATP Amplitude (ATP-amplituden) og Pulse Width (Impulsbredden) er den samme for alle terapier. De kan programmeres uafhængigt af de normale paceindstillinger. Den programmerbare værdi for ATP Amplitude (ATP-amplitude) og Pulse Width (Impulsbredde) er den samme som for paceindstillingerne for post-terapi.



Figur 3-11. Grundparametre for ATP-terapi er Coupling Interval, Burst Cycle Length, Number of Bursts, og Number of Pulses within each burst

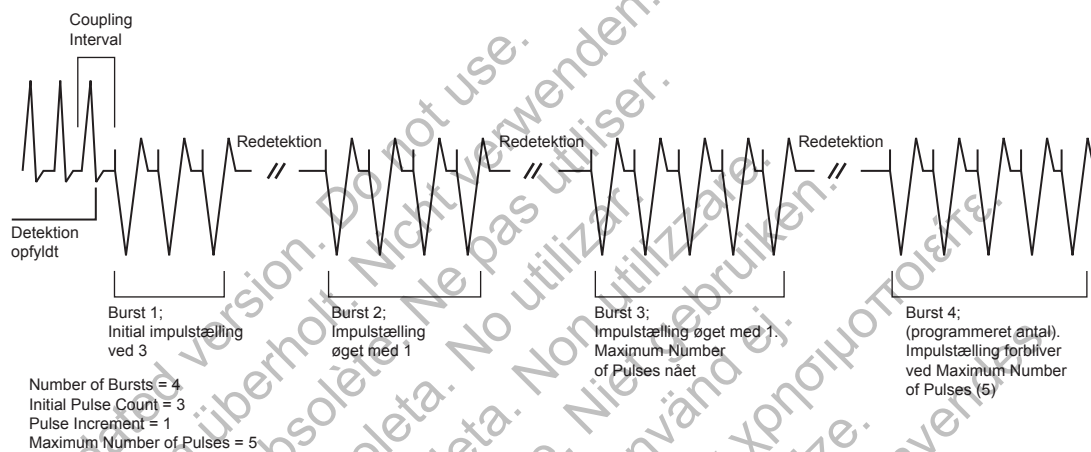
Burst-parametre

Et burst er en række præcist timede paceimpulser, der leveres af impulsgeneratoren under ATP-terapi. Ved programmering af Burst-parametre kan ATP-terapien optimeres for patienten.

Alle ATP-terapier har adskillige parametre til fælles. Ud over programmering af typen af terapi (Off, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan) er følgende Burst-parametre programmerbare (Figur 3-12 på side 3-9):

- Parameteren Number Of Bursts (Antal bursts) fastlægger antallet af bursts anvendt i en ATP-terapi og kan programmeres uafhængigt for hver ATP-terapi. Programmering af parameteren til Off vil deaktivere ATP-terapien.

- Parameteren Initial Pulse Count fastlægger antallet af impulser leveret i det første burst i en terapi.
- Parameteren Pulse Increment (Øgning af impulsværdi) fastsætter det antal impulser pr. burst, der skal øges for hvert efterfølgende burst i terapien.
- Parameteren Maximum Number of Pulses (Maksimalt antal impulser) fastlægger det højeste antal af impulser anvendt i et ATP-burst og kan programmeres uafhængigt for hver ATP-terapi. Efter at det maksimale antal impulser er nået i et burst, indeholder hvert ekstra burst, der er tilbage i terapien, det programmerede Maximum Number of Pulses. Parameteren er udelukkende tilgængelig, hvis Pulse Increment (Øgning af impulsværdi) er større end nul.



Figur 3-12. Interaktion mellem Maximum Number of Pulses og Number of Bursts

Coupling Interval og Coupling Interval Decrement

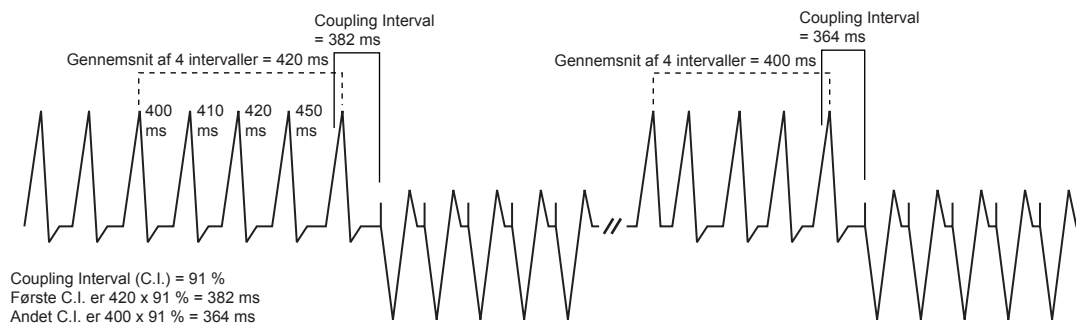
Coupling Interval (Koblingsintervallet) kontrollerer timingen af den første impuls i et burst. Det definerer tiden mellem den sidst sensed event, der opfylder detektionskriterierne, og levering af den første pacede impuls i et burst.

Coupling Interval programmeres uafhængigt af Burst Cycle Length (Burst-cykluslængde). Dette gør det muligt at anvende aggressive ramps og scans uden at kompromittere capture af den første paceimpuls i et burst. Coupling Interval kan programmeres som enhver af de følgende:

- Adaptivt med timingen angivet som en procentdel af den beregnede gennemsnitlige hjertefrekvens
- Et fast interval med timingen angivet i absolut tid (ms) uafhængigt af den målte gennemsnitlige frekvens

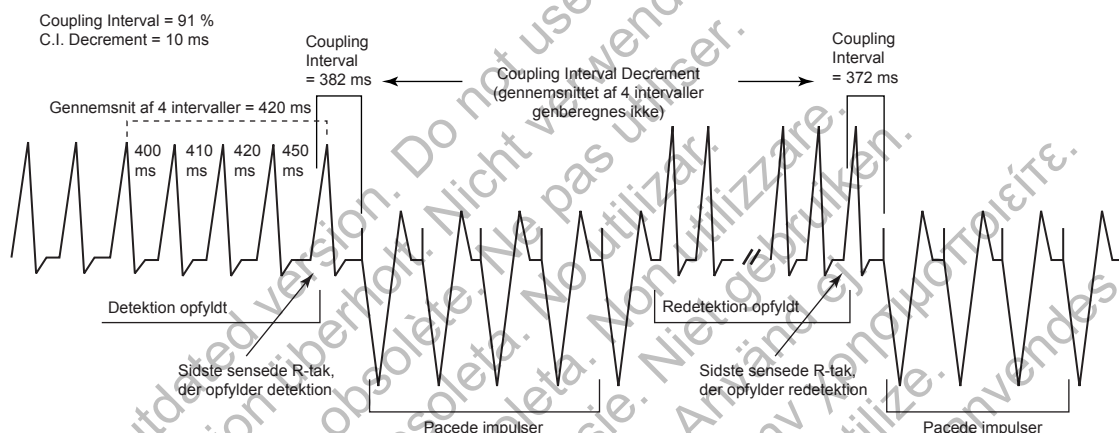
Når Coupling Interval programmeres som adaptivt, justeres det efter patientens rytme baseret på et gennemsnit af 4 cykler (Figur 3-13 på side 3-10). Coupling Interval Decrement (Minskning af koblingsinterval) kan programmeres således, at Coupling Interval falder fra burst til burst i en terapi bestående af flere bursts (Figur 3-14 på side 3-10).

BEMÆRKNING: Der kan ikke programmeres et ATP-burst, der varer mere end 15 sekunder. Længden af et adaptivt burst beregnes baseret på intervallet af den ventrikulære zone, hvori ATP er programmeret, hvilket betyder, at det baseres på worst-case-timing.



Gennemsnittet af 4 intervaller beregnes udelukkende på basis af de fire intervaller før hver leveret takykarditerapi, når der ikke er programmeret Decrement (Coupling Interval eller Scan).

Figur 3-13. Adaptivt Coupling Interval, Coupling Interval Decrement og Scan Decrement programmeret til 0



Figur 3-14. Coupling Interval Decrement

Følgende oplysninger bør tages i betragtning ved programmering af Coupling Interval (Koblingsinterval) og Coupling Interval Decrement (Minds kning af koblingsinterval):

- Når Coupling Interval Decrement (Minds kning af koblingsinterval) er programmeret til On, kaldes den programmerede ATP-terapi for en Scan
- Når Coupling Interval er programmeret som adaptivt, tilpasser Coupling Interval sig ikke igen efter redetektion, når følgende er programmeret til On (større end nul):
 - Coupling Interval Decrement (Minds kning af koblingsinterval)—værdien for forminds kelse fastsætter timingen af den første impuls i de efterfølgende bursts
 - Scan Decrement (Minds kning af Scan-værdi)—værdien for forminds kelse fastsætter timingen af den anden impuls i de efterfølgende bursts

Burst Cycle Length (Burst-cykluslængde) (BCL)

Burst Cycle Length (Burst-cykluslængde) kontrollerer intervallet mellem paceimpulser efter Coupling Interval (Koblingsintervallet).

Denne timing kontrolleres på samme måde som Coupling Interval: frekvensadaptivt til den sensed takykardi eller fast tid angivet i ms.

BEMÆRKNING: En adaptiv BCL påvirkes på samme måde som et adaptivt Coupling Interval. Det gennemsnitlige cyklusinterval bliver ikke genberegnet konstant for efterfølgende bursts, hvis Scan Decrement (Minds kning af Scan-værdi) eller Coupling Interval Decrement (Minds kning af koblingsinterval) er programmeret til On.

Følgende parametre kan programmeres til at mindske burst-intervallængden under en ATP-terapi:

- Ramp Decrement (Minds kning af Ramp-værdi) styrer impulstiming en i et givent burst
- Scan Decrement (Minds kning af Scan-værdi) styrer impulstiming en mellem bursts

Minimum Interval (Minimumsinterval)

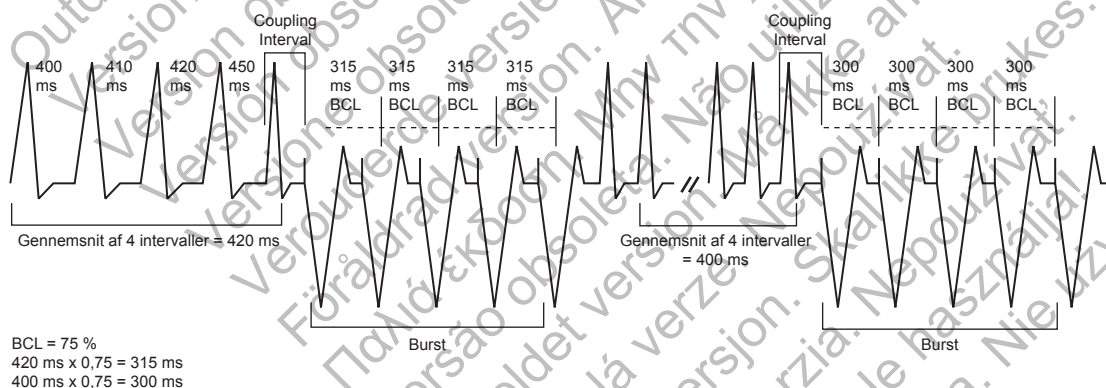
Minimum Interval (Minimumsinterval) begrænser Coupling Interval (Koblingsintervallet) og BCL i Burst, Ramp og Scan.

Hvis Coupling Interval (Koblingsintervallet) når grænsen, vil efterfølgende Coupling Intervals forblive ved minimumværdien. Hvis BCL når grænsen, vil den efterfølgende BCL ligeledes forblive ved minimumværdien. Coupling Interval og BCL kan nå grænsen uafhængigt af hinanden.

Burst-terapi

En Burst-terapi er en sekvens af præcist timede paceimpulser, der skal afbryde et reentry loop, og som regel leveres ved en frekvens, der er hurtigere end patientens takykardi.

En ATP-terapi defineres som et Burst (som angivet på PRM'ens skærm), når timing en af alle paceintervaller inden for et burst er den samme. Det første BCL i hvert Burst fastsættes af den programmerede BCL. Når antallet af impulser programmeret i et Burst er større end én, kan BCL bruges til styring af timing en mellem disse pacede impulser (Figur 3-15 på side 3-11).



Den første BCL i hvert burst beregnes ved at multiplicere gennemsnittet af de 4 intervaller inden levering af den første paceimpuls i burstet med BCL-procentdelen.

Figur 3-15. Burst-terapi med adaptiv frekvens

Ramp-terapi

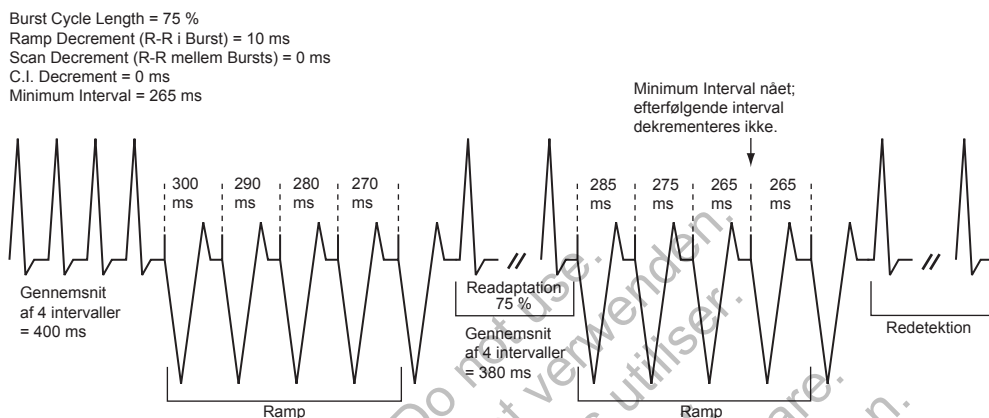
En Ramp-terapi er et burst, hvori hvert "paced-to-paced" interval i burstet afkortes (mindskes trinvis).

For at programmere en Ramp-terapi skal Ramp Decrement (Minds kning af Ramp-værdi) programmeres (i ms) til at specificere, hvor meget "paced-to-paced"-intervallet skal afkortes, og Scan Decrement (Minds kning af Scan-værdi) og Coupling Interval Decrement (Minds kning af koblingsinterval) skal begge programmeres til 0 ms. Efterhånden som hver ekstra pacet impuls i et burst leveres, afkortes intervallet med den programmerede Ramp Decrement, indtil et af følgende tilfælde forekommer:

- Burst'ets sidste pacede impuls er leveret

- Minimum Interval (Minimumsintervallet) er nået

Hvis der er behov for efterfølgende bursts, vil den programmerede Ramp Decrement (Minskning af Ramp-værdi) blive anvendt baseret på den beregnede BCL for det efterfølgende burst (Figur 3-16 på side 3-12).

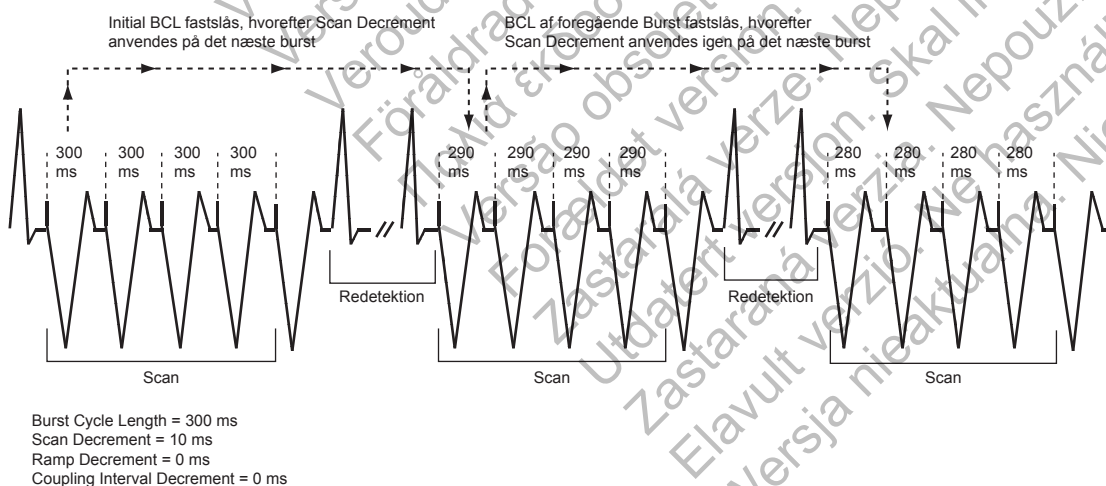


Figur 3-16. Adaptiv Ramp-terapi, Coupling Interval Decrement og Scan Decrement programmeret til 0

Scan-terapi

En Scan-terapi er et burst, hvori BCL for hvert burst i en terapi bliver systematisk afkortet (mindskes trinvis) mellem på hinanden følgende bursts.

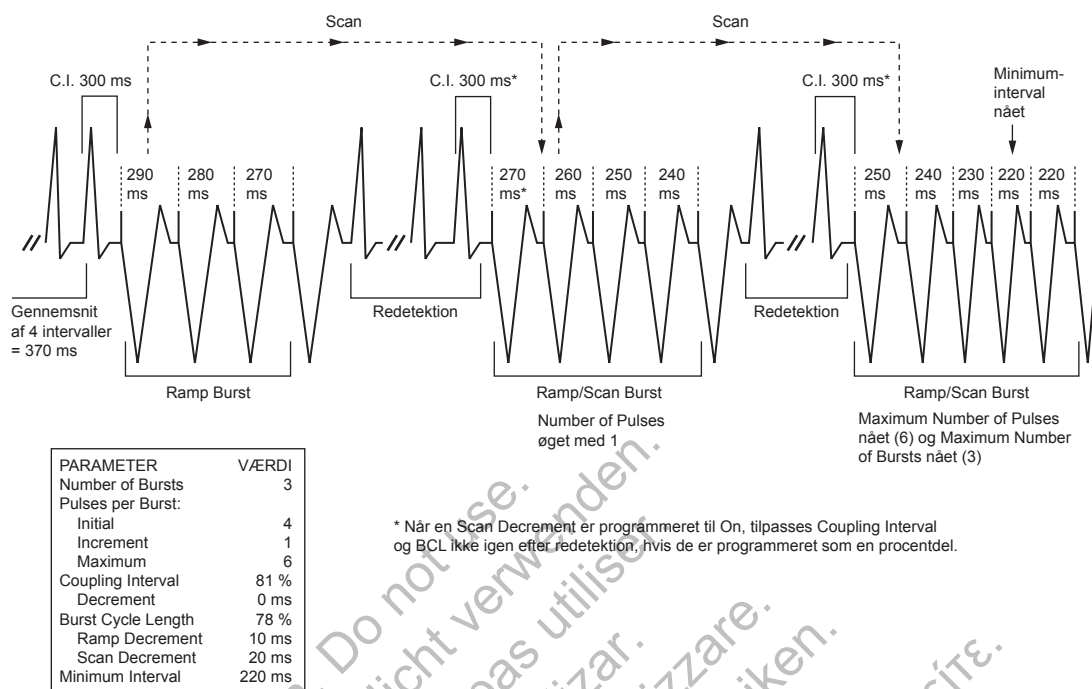
En Scan-terapi kan programmeres ved at programmere Scan Decrement (Minskning af Scan-værdi) til at angive BCL-dekrementet til en værdi, der er højere end 0 ms, mens Ramp Decrement (Minskning af Ramp-værdi) programmeres til 0 ms. BCL for efterfølgende bursts findes ved at trække Scan Decrement fra BCL for det foregående burst (Figur 3-17 på side 3-12).



Figur 3-17. Scan-terapi, non-adaptiv BCL og Scan Decrement programmeret til On

Ramp/Scan-terapi

En Ramp/Scan-terapi er en sekvens af bursts. Hver terapi indeholder en Ramp Decrement (Minskning af Ramp-værdi) og en Scan Decrement (Minskning af Scan-værdi) (Figur 3-18 på side 3-13).



Figur 3-18. Ramp/Scan-terapi, interaktion mellem ATP-parametre

For at programmere en Ramp/Scan-terapi programmeres både Scan Decrement (Mindsugning af Scan-værdi) og Ramp Decrement (Mindsugning af Ramp-værdi) til værdier, der er større end 0 ms.

ATP Pulse Width og ATP Amplitude

ATP Pulse Width (ATP-impulsbredde) er varigheden af en paceimpuls. ATP Amplitude (ATP-amplitude) er spændingen i en paceimpuls.

Parametrene for ATP Pulse Width (ATP-impulsbredde) og ATP Amplitude (ATP-amplitude) er de samme som for Pulse Width (Impulsbredde) og Amplitude for post-terapipacing. Hvis den programmerbare værdi ændres for en parameter, vil værdien afspejles i de andre parametre.

Der programmeres en fælles ATP Pulse Width (ATP-impulsbredde) og ATP Amplitude (ATP-amplitude) for alle ATP-terapier uanset zone og position i en ordinerings. Den programmerbare værdi for ATP Amplitude (ATP-amplitude) og Pulse Width (Impulsbredde) er den samme som for paceindstillingerne for post-terapi.

Ventrikulær ATP Time-out

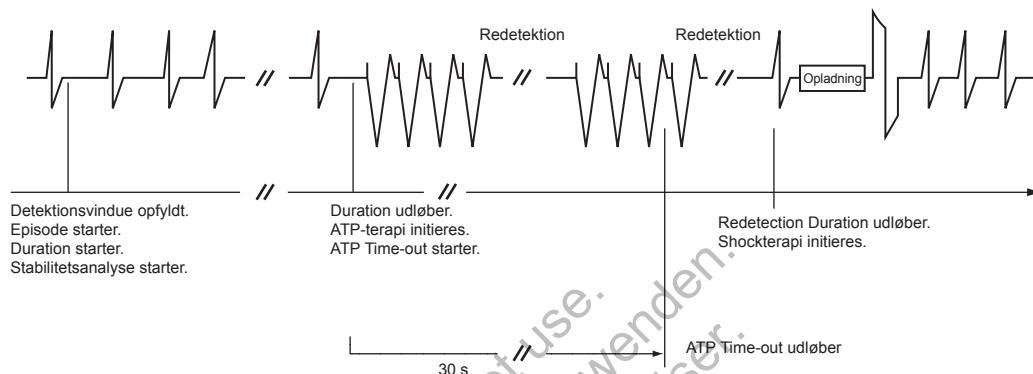
Den ventrikulære ATP Time-out tvinger impulsgeneratoren til at springe over al resterende ATP-terapi i en ventrikulær zone for at begynde levering af ventrikulær shockterapi programmeret i samme zone. Denne parameter er udelukkende gyldig for levering af ventrikulær terapi.

ATP Time-out kan anvendes i VT- eller VT-1-zonen, når ATP-terapi er programmeret til On. Timerværdier er uafhængige, men VT-1 ATP Time-out skal være lig med eller større end VT ATP Time-out.

Timeren starter, når den første burst er leveret, og den fortsætter, indtil et af følgende tilfælde forekommer:

- Timeren udløber (Figur 3-19 på side 3-14)
- Der leveres et ventrikulært shock
- Den ventrikulære episode ender

Time-out undersøges efter hver redetekningssekvens for at bestemme, om der kan leveres yderligere ATP-bursts. Hvis timeout er nået eller overskredet, vil yderligere ATP-terapi ikke blive startet under den pågældende ventrikulære episode. Time-out vil ikke afslutte en igangværende burst.

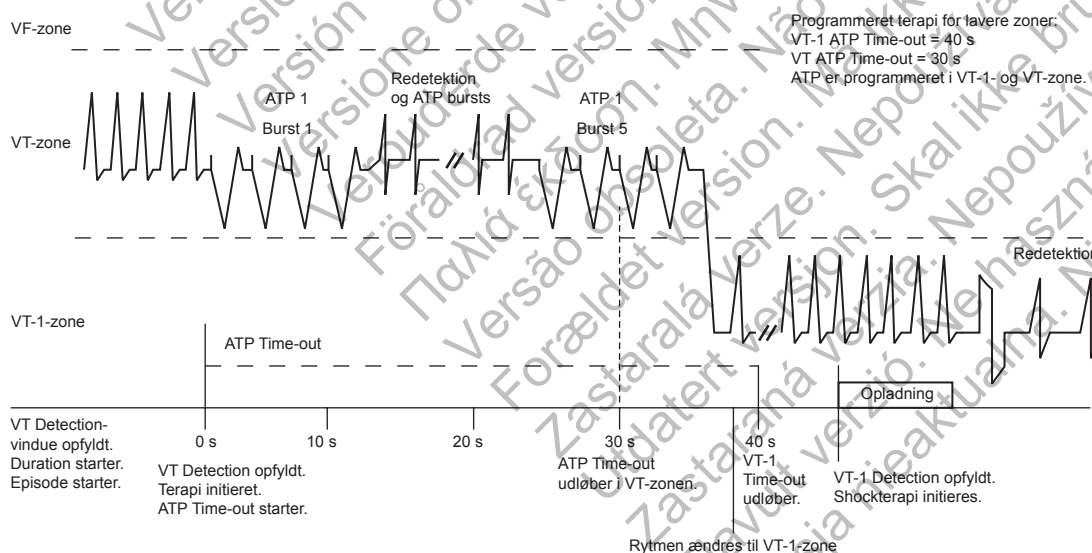


Figur 3-19. Ophør af ATP Time-out

BEMÆRKNING: Når et ventrikulært shock er blevet leveret under en ventrikulær episode, vil ATP ikke længere blive aktiveret uanset den resterende tid på timeren ATP Time-out.

Timeren alene aktiverer ikke terapi. Frekvens- og Duration-kriterierne samt detection enhancements skal stadig være opfyldte, for at der sker levering af en shockterapi.

Hvis der er programmeret tre zoner, kan indstillingerne for ATP Time-out programmeres i hver af de to laveste ventrikulære zoner (Figur 3-20 på side 3-14).



Figur 3-20. ATP Time-outs, 3-zonekonfiguration

QUICK CONVERT ATP

Den programmerbare QUICK CONVERT ATP-frekvens er tilgængelig for AUTOGEN- og DYNAGEN-enheder. Den ikke-programmerbare QUICK CONVERT ATP-frekvens er tilgængelig for INOGEN-enheder.

QUICK CONVERT ATP giver en ekstra mulighed for at behandle hurtig, monomorf VT, der detekteres i VF-zonen, før der går videre til shockterapi.

Når QUICK CONVERT ATP er programmeret til On, leverer impulsgeneratoren ét burst af ATP bestående af 8 paceimpulser med et Coupling Interval (Koblingsinterval) på 88% og en BCL på 88%.

QUICK CONVERT ATP anvendes kun som den første terapi, der forsøges i en episode. Hvis det ikke lykkes QUICK CONVERT ATP at konvertere rytmen, og shockterapi er påkrævet, minimerer funktionens algoritme opladnings-delayet ved at evaluere ved hjælp af reconfirmation, om det lykkedes at behandle arytmi med ATP-terapien:

- Hvis 2 ud af de 3 intervaller, der følger efter leveringen af QUICK CONVERT ATP, er hurtigere end den laveste frekvenstærskel, vurderes forsøget at være mislykket, og opladningen til et ikke-committed shock begynder.
- Hvis 2 ud af 3 intervaller er langsomme, afledes shockterapien, og impulsgeneratoren starter redetektion. Hvis redetektion er opfyldt efter et afledt shock, bliver næste shock committed.

BEMÆRKNING: QUICK CONVERT ATP anvendes ikke på rytmer over den programmerede maksimale frekvens (250 or 300 min^{-1}). For modeller med ikke-programmerbar QUICK CONVERT ATP-frekvens svarer den programmerbare option On til en frekvens på 250 min^{-1} .

VENTRIKULÆR SHOCKTERAPI OG PARAMETRE

Enheden leverer shock synkront med en senset event. Shockvektoren, energiniveauet og shockenes polaritet kan programmeres.

Ventricular Shock Vector (Ventrikulær shockvektor)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Den programmerede Ventricular Shock Vector angiver energileveringsvektoren for ventrikulær shockterapi.

Nedenstående programmerbare konfigurationer er tilgængelige:

- RV Coil to RA Coil and Can (RV-coil til RA-coil og enhed)—denne vektor kaldes også V-TRIAD-vektoren. Den anvender impulsgeneratorens metalkapsel som en aktiv elektrode ("hot can") kombineret med ENDOTAK-defibrilleringsledning med to elektroder. Energi sendes via en dobbelt strømbane fra den distale shockelektrode til den proksimale elektrode og til impulsgeneratorens kapsel.
- RV Coil to Can (RV-coil til enhed)—denne vektor anvender impulsgeneratorens metalkapsel som en aktiv elektrode ("hot can"). Energi sendes fra den distale shockelektrode til impulsgeneratorens kapsel. Denne konfiguration skal vælges, når der bruges en enkelt coil-ledning.
- RV Coil to RA Coil (RV-coil til RA-coil)—denne vektor fjerner impulsgeneratorens kapsel som en aktiv elektrode og kaldes også en "cold can"-vektor. Der sendes energi fra den distale shockelektrode til den proksimale elektrode. Denne vektor må aldrig anvendes sammen med en enkelt coil-ledning, da der ikke vil blive leveret et shock.

Ventrikulær shockenergi

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Den ventrikulære shockenergi fastsætter styrken af den shockterapi, der leveres af impulsgeneratoren.

Shockoutput forbliver konstant i impulsgeneratorens levetid uanset ændringer i ledningsimpedans eller batterispænding. Det konstante output opnås ved at variere impulsbredden for at kompensere for ændringer i ledningsimpedansen.

De første to shock i hver ventrikulær zone kan programmeres til at optimere opladningstid, levetid og sikkerhedsmargener. De resterende shockenergier i hver zone er ikke programmerbare ved værdien for maksimal energi.

Charge Time (Opladningstid)

Charge Time (Opladningstid) er den tid, det tager for impulsgeneratoren at oplade til levering af den programmerede shockenergi.

Charge Time afhænger af følgende:

- Programmeret outputenergiveau
- Batteritilstand
- Tilstanden på kondensatorens energi lager

Opladningstiderne øges efterhånden, som impulsgeneratoren programmeres til højere outputenergiveauer, og efterhånden som batterierne aflades (Tabel 3-1 på side 3-16, Tabel 3-2 på side 3-16). Hvis en Charge Time (Opladningstid) er længere end 15 sekunder, planlægger impulsgeneratoren en automatisk kondensatorreforming en time senere. Hvis opladningstiden under reformering også overskrider 15 sekunder, ændres batteristatussen til Explant.

Kondensator deformering kan forekomme i inaktive perioder, og det kan medføre let forlængede opladningstider. For at mindske påvirkningen af kondensator deformering på opladningstiden, foregår der automatisk reformering af kondensatorerne.

Tabel 3-1. Typisk påkrævet opladningstid ved 37°C ved levetidsstart for impulsgeneratorer med forlænget levetid (Extended Longevity, EL)

Lagret energi (J) ^a	Leveret energi (J) ^b	Opladningstid (sekunder) ^c
11,0	10,0	1,9
17,0	15,0	3,0
26,0	22,0	4,8
41,0 ^d	35,0	8,1

- a. Værdierne angiver energiniveauet lagret i kondensatorerne og svarer til værdien programmeret for shockenergiparametrene.
b. Den leverede energi angiver det leverede shockenergiveau gennem shockelektroderne.
c. Opladningstider vises ved levetidsstart efter kondensatorreforming.
d. HE.

Tabel 3-2. Typisk påkrævet opladningstid ved 37°C ved levetidsstart for MINI-impulsgeneratorer

Lagret energi (J) ^a	Leveret energi (J) ^b	Opladningstid (sekunder) ^c
11,0	10,0	2,0
17,0	15,0	3,2
26,0	22,0	5,1
41,0 ^d	35,0	8,9

- a. Værdierne angiver energiniveauet lagret i kondensatorerne og svarer til værdien programmeret for shockenergiparametrene.
b. Den leverede energi angiver det leverede shockenergiveau gennem shockelektroderne.
c. Opladningstider vises ved levetidsstart efter kondensatorreforming.
d. HE.

Tabel 3-3. Typisk opladningstid til maksimalt energiniveau i levetiden for impulsgeneratorer med forlænget levetid (Extended Longevity, EL)

Charge Remaining (Ah) ^a	Opladningstid til maksimalt energiniveau (sekunder)
2,0 til 0,7	8 til 11
0,7 til 0,15	9 til 14

- a. Ved eksplantation er Charge Remaining (Resterende opladning) typisk 0,14 Ah, og den resterende batterikapacitet er 0,12 Ah for enheder med enkeltkammer og 0,12 Ah for enheder med dobbeltkammer. Disse kan variere afhængigt af den leverede mængde terapi i impulsgeneratorens levetid. Den resterende batterikapacitet anvendes til at sikre, at enheden fungerer mellem indikatorerne Explant (Eksplantation) og Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt).

Tabel 3-4. Typisk opladningstid til maksimalt energiniveau i MINI-impulsgeneratorers levetid

Charge Remaining (Ah) ^a	Opladningstid til maksimalt energiniveau (sekunder)
1,1 til 0,3	9 til 12
0,3 til 0,15	10 til 13

- a. Ved eksplantation er Charge Remaining (Resterende opladning) typisk 0,14 Ah, og den resterende batterikapacitet er 0,12 Ah for enheder med enkeltkammer og 0,12 Ah for enheder med dobbeltkammer. Disse kan variere afhængigt af den leverede mængde terapi i impulsgeneratorens levetid. Den resterende batterikapacitet anvendes til at sikre, at enheden fungerer mellem indikatorerne Explant (Eksplantation) og Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt).

BEMÆRKNING: De ovenfor angivne opladningstider til maksimalt energiniveau er baseret på teoretiske, elektriske principper og er kun bekræftet via prøvning på prøvestand.

Waveform Polarity

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

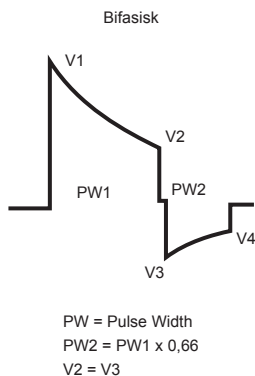
Impulsformens polaritet afspejler forholdet mellem spændingen på outputdefibrilleringselektroderne. Alle shock bliver leveret med en bifasisk impulsform.

For enheder med forlænget levetid af typen Extended Longevity (EL) er den maksimale shockspænding (V1) 728 V ved 41 J, 531 V ved 21 J og 51 V ved 0,1 J (Figur 3-21 på side 3-18).

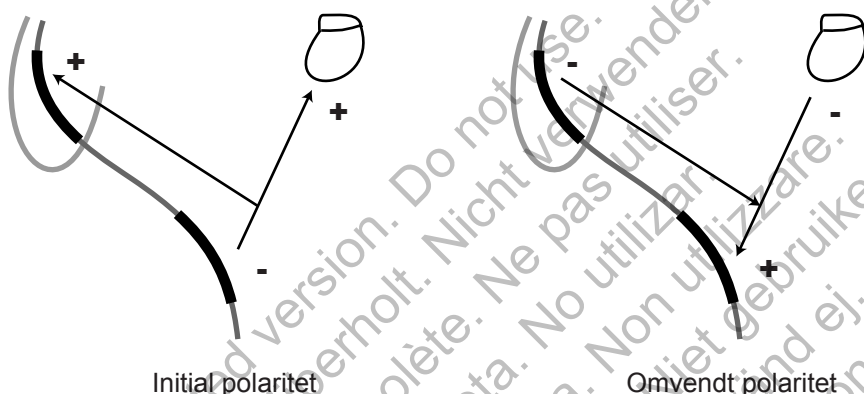
For MINI-enheder er den maksimale shockspænding (V1) 727 V ved 41 J, 523 V ved 21 J og 51 V ved 0,1 J (Figur 3-21 på side 3-18).

Valget af shockpolariteten anvendes på alle de shock, der leveres af enheden. Hvis de foregående shock i en zone mislykkes, vil det sidste shock i den pågældende zone blive leveret automatisk ved en inverteret polaritet i forhold til det tidligere shock (initial eller reversed) (Figur 3-22 på side 3-18).

FORSIGTIG: IS-1/DF-1-ledninger: Shockimpulsformens polaritet må aldrig ændres ved fysisk at ombytte ledningens anode og katode i impulsgeneratorens konektorblok – anvend den programmerbare funktion Polarity (Polaritet). Hvis polariteten ændres fysisk, kan det føre til beskadigelse af enheden eller ikke-konvertering af arytmi efter operationen.



Figur 3-21. Bifasisk impulsform



Figur 3-22. Polaritet af leveret shock

Committed Shock/Reconfirmation af ventrikulær arytmi

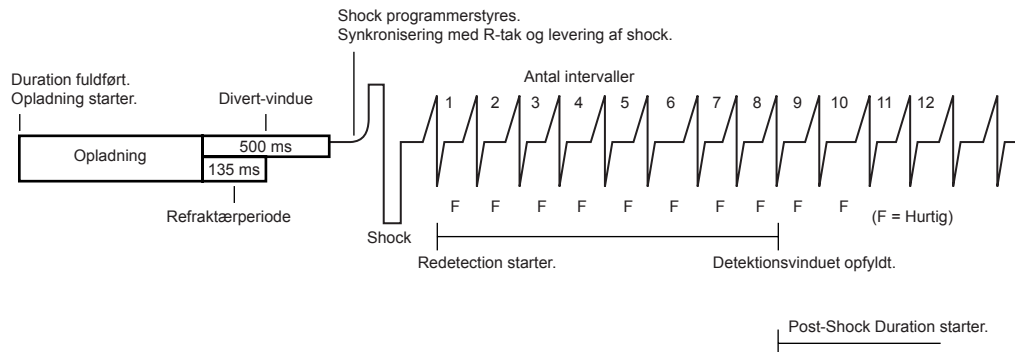
Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Committed Shock/Reconfirmation refererer til den monitorering, der foretages af impulsgeneratoren før levering af et ventrikulært shock.

Hvis patienten er udsat for ikke-vedvarende arytmier, kan Reconfirmation være ønskeligt for at forhindre levering af et unødvendigt shock til patienten.

Enheden monitorerer takyarytmier under og umiddelbart efter kondensatoropladning. I denne periode kontrollerer enheden for spontan konvertering af takyarytmi og afgør, om der skal leveres ventrikulær shockterapi. Det har ingen indflydelse på terapivalg.

Ventrikulær shockterapi kan programmeres som committed eller non-committed. Hvis funktionen Committed Shock er programmeret til On, leveres shocket synkront med den første sensed R-tak følgende på et 500 ms delay, efter at kondensatorerne er opladede, hvad enten arytmien er vedvarende eller ej (Figur 3-23 på side 3-19). 500-ms delayet tillader en minimumtid til at aflede kommandoen fra PRM'en, hvis det ønskes. Hvis der ikke detekteres en senset R-tak inden for 2 sekunder efter afslutningen på opladningen, leveres det ventrikulære shock asynkront efter udløbet på 2-sekunders intervallet.



Figur 3-23. Committed Shock er programmeret til On, Reconfirmation til Off

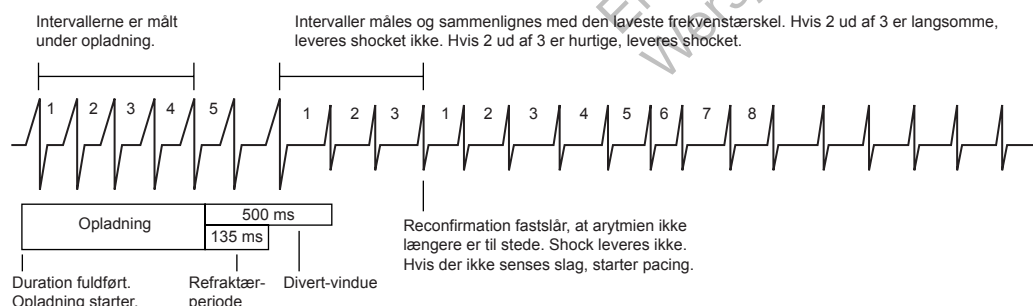
BEMÆRKNING: Der er en tvungen refraktærperiode på 135 ms efter afslutningen på opladningen. Events, der forekommer under de første 135 ms af delayet på 500 ms, ignoreres.

Hvis funktionen Committed Shock er programmeret til Off, består Reconfirmation af følgende trin:

1. Under kondensatoropladning fortsætter impulsgeneratoren med at sense arytmi. Sensede og pacede slag vurderes. Hvis der tælles fem langsomme slag (sensed eller paced) i et 10-slags detektionsvindue (eller fire på hinanden følgende langsomme slag efter et mislykket forsøg på QUICK CONVERT ATP), vil impulsgeneratoren standse opladningen og betragte dette som en Diverted-Reconfirm (Afledt Reconfirmation).
2. Hvis fem ud af ti slag ikke detekteres som langsomme (eller færre end fire på hinanden følgende langsomme slag efter et mislykket forsøg på QUICK CONVERT ATP), og opladningen fuldendes, udføres reconfirmation efter endt opladning. Efter post-charge refraktæren og den første sensed event måler impulsgeneratoren op til tre intervaller efter opladningen og sammenligner dem med den laveste frekvenstærskel.
 - Hvis to ud af de tre intervaller, der følger efter opladningen, er hurtigere end den laveste frekvenstærskel, leveres shocket synkront med den anden hurtige event.
 - Hvis to ud af de tre intervaller, der følger efter opladningen, er langsommere end den laveste frekvenstærskel, bliver shocket ikke leveret. Hvis der ikke senses slag, vil pacing begynde ved den programmerede LRL følgende på en to-sekunders periode uden sensing. Hvis der ikke leveres et shock, eller hvis der leveres paceimpulser, kaldes det Diverted-Reconfirm (Afledt Reconfirmation).

Hvis et shock er påkrævet efter redetektion, kan opladningstiden for shocket være kort.

Reconfirmation-algoritmen tillader ikke to på hinanden følgende Diverted-Reconfirm-cykler. Hvis arytmi detekteres efter en Diverted-Reconfirm, leveres det næste shock i episoden, som om Committed Shock var programmeret til On. Når et shock er blevet leveret, kan reconfirmation-algoritmen anvendes igen (Figur 3-24 på side 3-19).



Figur 3-24. Committed Shock er programmeret til Off, Reconfirmation til On

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

PACETERAPIER

KAPITEL 4

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "Paceterapier" på side 4-2
- "Grundparametre" på side 4-2
- "Post-terapipacing" på side 4-19
- "Midlertidig bradypacing" på side 4-20
- "Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) og Sensor Trending (Sensortrendanalyse)" på side 4-21
- "Atrial Tachy Response (Atrial takyrespons)" på side 4-37
- "Rate Enhancements" på side 4-43
- "Ledningskonfiguration" på side 4-47
- "AV Delay (AV-forsinkelse)" på side 4-47
- "Refraktær" på side 4-52
- "Noise Response (Støjrespons)" på side 4-59
- "Interaktioner med ventrikulær takysensing" på side 4-61

PACETERAPIER

Enkeltkammer-ICD'er giver ventrikulær bipolær (pace/sense) normal og post-terapi bradykardipacing, inklusive modi med adaptiv frekvens. Dobbeltkammer-ICD'er giver både atriell og ventrikulær bipolær (pace/sense) normal og post-terapi bradykardipacing, inklusive modi med adaptiv frekvens.

Bradykardipacefunktionen er uafhængig af enhedens takykardidetektions- og terapifunktioner med undtagelse af interval-til-interval sensing.

Impulsgeneratoren giver følgende typer af terapi:

Normal bradykardipacing

- Hvis den spontane hjerterefrekvens falder til under den programmerede pacefrekvens (dvs. LRL), leverer enheden paceimpulser ved de programmerede indstillinger.
- Pacing med adaptiv frekvens gør det muligt for impulsgeneratoren at tilpasse pacefrekvensen til patientens skiftende aktivitetsniveau og/eller fysiologiske behov.

Post Therapy Pacing (Post-terapi pacing)—der kan leveres skiftende bradykardipaceterapi i en programmeret periode for at sikre capture efter levering af et shock.

Yderligere optioner

- Temporary Bradycardia Pacing (Midlertidig bradykardipacing)—giver klinikerens mulighed for at undersøge forskellige terapier, mens de tidligere programmerede normale paceindstillinger bibeholdes i impulsgeneratorens hukommelse ("Midlertidig bradypacing" på side 4-20).
- STAT PACE—initierer akut ventrikulær pacing ved høje outputindstillinger på kommando fra PRM'en ved hjælp af telemetrikommunikation ("STAT PACE (Akut pace)" på side 1-15).

GRUNDPARAMETRE

Normal Settings (Normalindstillinger) omfatter følgende:

- Paceparametre, som kan programmeres uafhængigt af parametrene for post-terapi og midlertidig pacing
- Pacing and Sensing (Pacing og sensing)
- Ledninger
- Sensors and Trending (Sensorer og trendanalyse)

Indstillinger for Post-Therapy (Post-terapi) omfatter følgende:

- Paceparametre, som kan programmeres uafhængigt af parametrene for normal og midlertidig pacing
- Post-ventrikulært shock

Interaktive grænser

Fordi mange funktioner med programmerbare parametre påvirker hinanden gensidigt, skal de programmerede værdier være kompatible for alle disse funktioner. Når brugeren angiver værdier, der er inkompatible med eksisterende parametre, viser programmerskærmen en advarsel, der beskriver inkompatibiliteten og enten forbyder valget eller beder brugeren fortsætte med forsigtighed ("Brug af farver" på side 1-7).

Brady Mode (Bradymodus)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Bradymodi har programmerbare optioner, der hjælper med til at individualisere patientterapi.

Denne impulsgenerator omfatter de pacemodi, der er angivet i appendikset Programmerbare optioner.

DDD og DDDR

Ved fravær af sensed P- og R-takke leveres paceimpulserne til atriet og ventriklen ved LRL (DDD) eller ved den sensorindikerede frekvens (DDDR) adskilt af AV Delay (AV-forsinkelsen). En sensed P-tak vil inhibere en atrie pace og starte AV Delay. Ved afslutningen på AV Delay leveres en ventrikulær pace, medmindre den inhiberes af en sensed R-tak.

DDI og DDIR

Ved fravær af sensed P- og R-takke leveres paceimpulserne til atriet og ventriklen ved LRL (DDI) eller ved den sensorindikerede frekvens (DDIR) adskilt af AV Delay (AV-forsinkelsen). En sensed P-tak vil inhibere en atrie pace, men vil ikke starte AV Delay.

VDD og VDDR

Ved fravær af sensed P- og R-takke leveres paceimpulser til ventriklen ved LRL (VDD) eller ved den sensorindikerede frekvens (VDDR). En sensed P-tak vil starte AV Delay. Ved afslutningen på AV Delay leveres en ventrikulær pace, medmindre den inhiberes af en sensed R-tak. En sensed R-tak eller en pacet ventrikulær event vil bestemme timingen af den næste ventrikulære pace.

VVI og VVIR

I VVI(R)-modus forekommer sensing og pacing kun i ventriklen. Ved fravær af sensed events leveres paceimpulser til ventriklen ved LRL (VVI) eller ved den sensorindikerede frekvens (VVIR). En sensed R-tak eller en pacet ventrikulær event vil bestemme timingen af den næste ventrikulære pace.

AAI og AAIR

I AAI(R)-modus forekommer sensing og pacing kun i atriet. Ved fravær af sensed events leveres paceimpulser til atriet ved LRL (AAI) eller ved den sensorindikerede frekvens (AAIR). En sensed P-tak eller en pacet atrie event vil bestemme timingen af den næste atrielle pace.

Dobbeltkammermodi

DDD(R)- og VDD(R)-modi må ikke anvendes i følgende tilfælde:

- Til patienter med kronisk refraktære atrielle takyarytmier (atrieflimren eller -flagren), der kan udløse ventrikulær pacing
- Ved tilstedeværelse af langsom, retrograd overledning, der inducerer PMT, der ikke kan kontrolleres ved omprogrammering af valgte parameterværdier

Atrielle pacemodi

I DDD(R)-, DDI(R)- og AAI(R)-modus kan atrie pacing være ineffektiv i forbindelse med kronisk atrieflimren eller -flagren eller i forbindelse med et atrium, der ikke reagerer på elektrisk stimulation. Derudover kan forekomsten af klinisk væsentlige overledningsforstyrrelser kontraindicere anvendelse af atrie pacing.

ADVARSEL: Anvend ikke atrielle tracking-modi hos patienter med kronisk refraktære atrielle takyarytmier. Tracking af atrielle arytmier kan resultere i ventrikulære takyarytmier.

BEMÆRKNING: Hvis der ønskes en separat pacemaker, anbefales en dedikeret bipolar pacemaker ("Pacemakerinteraktion" på side B-1).

BEMÆRKNING: Der henvises til "Brug af atriell information" på side 2-4 for yderligere oplysninger om enhedens funktioner, når den atrielle ledning er programmeret til Off.

Kontakt Boston Scientific vha. oplysningerne på bagsiden for spørgsmål vedrørende individualisering af patientterapi.

Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) (LRL)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

LRL er det antal impulser pr. minut, hvorved impulsgeneratoren pacer ved manglende senset egenaktivitet.

Så længe ventriklen bliver pacet (eller hvis der opstår en PVC), times intervallet fra en ventrikulær event til den næste. Hver gang der senses en event i ventriklen (f.eks. hvis der forekommer spontant AV-overledning, før AV Delay (AV-forsinkelsen) udløber), skifter timingbasis fra ventrikulært baseret timing til modificeret atrielt baseret timing (Figur 4-1 på side 4-4). Dette skift i timingbasis sikrer nøjagtige pacefrekvenser, da forskellen mellem den spontane AV-overledning og den programmerede AV Delay anvendes på det næste V-A-interval.

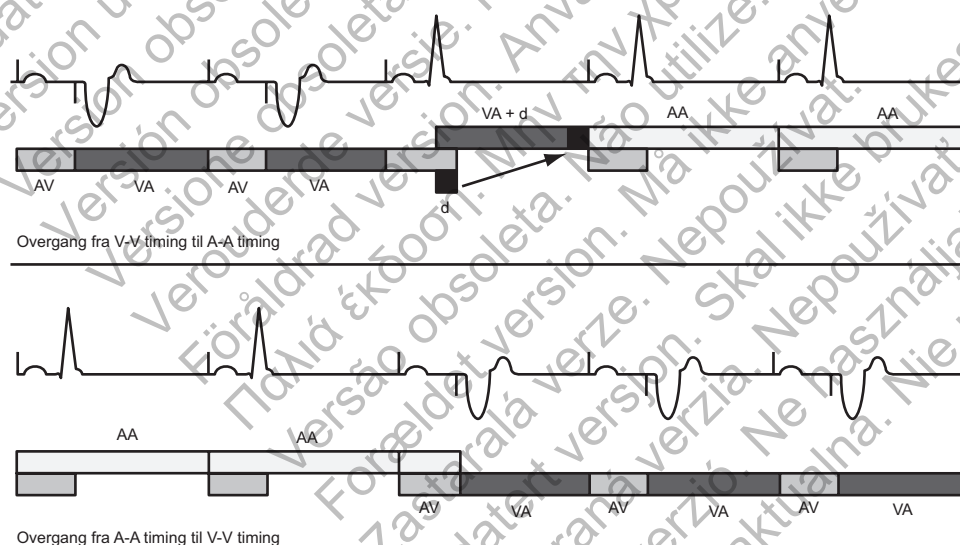


Illustration af timingovergange (d = forskellen mellem AV Delay (AV-forsinkelsen) og AV-intervallet i den første cyklus, hvorunder der forekommer spontan overledning. Værdien af d anvendes på det næste V-A-interval for at give en jævn overgang uden at påvirke A-A-intervaller).

Figur 4-1. LRL-timingovergange

Maximum Tracking Rate (Maksimal trackingfrekvens) (MTR)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

MTR er den maksimale frekvens, hvorved den pacede ventrikulære frekvens tracker i forholdet 1:1 med ikke-refraktære sensed atrielle events ved fravær af en senset ventrikulær event

inden for det programmerede AV Delay (AV-forsinkelse). MTR anvendes ved atrielle synkrone pacemodi, nemlig DDD(R) og VDD(R).

Følgende skal tages i betragtning ved programmering af MTR:

- Patientens tilstand, alder og generelle helbred
- Patientens sinusknudefunktion
- En høj MTR kan være u hensigtsmæssig til patienter, der får angina eller andre symptomer på myokardiel iskæmi ved højere frekvenser

BEMÆRKNING: Hvis impulsgeneratoren fungerer i modusen DDDR eller VDDR, kan MSR og MTR programmeres uafhængigt til forskellige værdier.

Upper Rate Behavior

Når den sensed atrielle frekvens ligger mellem det programmerede LRL og MTR, vil ventrikulær pacing i forholdet 1:1 forekomme ved fravær af en sensed, højre-ventrikulær event inden for det programmerede AV Delay. Hvis den sensed atrielle frekvens overstiger MTR, kan impulsgeneratoren starte en Wenckebach-lignende adfærd for at forhindre den paced ventrikulære frekvens i at overstige MTR. Denne Wenckebach-lignende adfærd er karakteriseret af en progressiv forlængelse af AV Delay, indtil en tilfældig P-tak ikke trackes, fordi den falder inden for PVARP. Dette resulterer i et lejlighedsvist tab af 1:1 tracking, da impulsgeneratoren synkroniserer sin paced ventrikulære frekvens til den næste sensed P-tak. Hvis den sensed atrielle frekvens fortsætter med at stige yderligere over MTR, bliver forholdet mellem sensed atrielle events og sekventielt paced ventrikulære events højere, indtil der til sidst forekommer en 2:1-blok (f.eks. 5:4, 4:3, 3:2 og endelig 2:1).

Sensevinduet bør maksimeres ved at programmere det mest velegnede AV Delay (AV-forsinkelse) og PVARP. Ved frekvenser nær ved MTR kan sensevinduet maksimeres ved programmering af Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) og Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP), og Wenckebach-adfærd bliver minimeret.

Atrial tracking af høj frekvens begrænses af den programmerede MTR og den samlede atrielle refraktærperiode (TARP) ($AV\ Delay + PVARP = TARP$). For at undgå, at sensevinduet lukkes fuldstændigt ved MTR, tillader PRM'en ikke et TARP-interval, der er længere (lavere pacefrekvens) end det programmerede MTR-interval.

Hvis TARP-intervallet er kortere (Højere pacefrekvens) end intervallet af den programmerede MTR, begrænser impulsgeneratorens Wenckebach-lignende adfærd den ventrikulære pacefrekvens til MTR'en. Hvis TARP-intervallet er lig med intervallet af den programmerede MTR, kan der forekomme 2:1-blok med atrielle frekvenser på over MTR.

PRM'en tager ikke højde for det AV Delay (AV-forsinkelse), der er tilknyttet AV Search + ved beregning af TARP-intervallet ("AV Search +" på side 4-50).

Hurtige ændringer i den paced ventrikulære frekvens (f.eks. Wenckebach-lignende, 2:1 blok) forårsaget af sensed atrielle frekvenser over MTR kan dæmpes eller elimineres ved implementering af enhver af følgende:

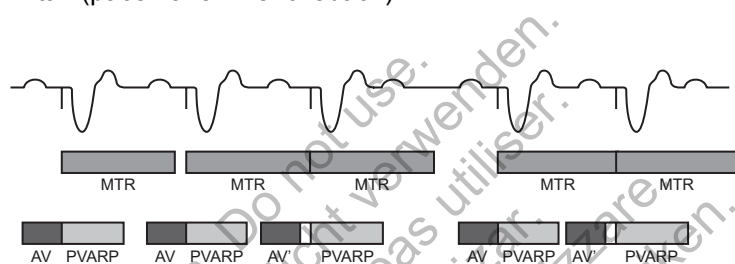
- AFR
- ATR
- Parametre for Rate Smoothing (Frekvensudjævning) og sensorinput

BEMÆRKNING:

Med henblik på atriek takykardi detektion og opdateringer af histogram detekteres atrielle events under hele hjertecyklen (undtagen under atriek blanking) inklusive AV Delay (AV-forsinkelse) og PVARP.

Eksempler

Hvis den atrielle frekvens overskrider MTR, bliver AV Delay (AV-forsinkelsen) progressivt forlænget (AV'), indtil en tilfældig P-tak ikke trackes, fordi den falder inden for den atrielle refraktærperiode (Figur 4-2 på side 4-6). Dette resulterer i et lejlighedsvist tab af 1:1 tracking, da impulsgeneratoren synkroniserer sin pacede ventrikulære frekvens til den næste trackede P-tak (pacemaker-Wenckebach).



Figur 4-2. Wenckebach-adfærd ved MTR

En anden type impulsgeneratoradfærd ved upper rate (2:1-blok) kan forekomme ved tracking af høje atrielle frekvenser. Ved denne type adfærd forekommer hver anden spontane atrielle event under PVARP og bliver derfor ikke tracket (Figur 4-3 på side 4-6). Det resulterer i et 2:1 forhold mellem atrielle og ventrikulære events eller et pludseligt fald i den ventrikulære pacede frekvens til halvdelen af den atrielle frekvens. Ved hurtigere atrielle frekvenser kan adskillige atrielle events falde inden for TARP-perioden, hvilket medfører, at impulsgeneratoren kun sensorer hver tredje eller hver fjerde P-tak. Blokken forekommer da ved frekvenser som 3:1 eller 4:1.

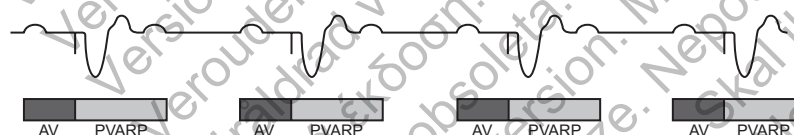


Illustration af pacemaker 2:1-blok, hvor hver anden P-tak falder inden for PVARP-intervallet.

Figur 4-3. Pacemaker 2:1-blok

Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) (MSR)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

MSR er den maksimalt tilladte pacefrekvens som resultat af frekvensadaptiv sensor kontrol.

Følgende skal tages i betragtning ved programmering af MSR:

- Patientens tilstand, alder og generelle helbred:
 - Pacing med adaptiv frekvens ved højere frekvenser kan være u hensigtsmæssig til patienter, der får angina eller andre symptomer på myokardiel iskæmi ved disse højere frekvenser
 - Der skal vælges en passende MSR på grundlag af en vurdering af den højeste pacefrekvens, der tolereres godt af patienten

BEMÆRKNING: Hvis impulsgeneratoren fungerer i modusen DDDR eller VDDR, kan MSR og MTR programmeres uafhængigt til forskellige værdier.

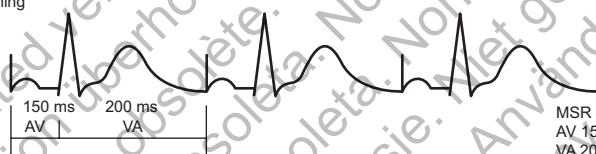
MSR er individuelt programmerbar ved, over eller under MTR. Hvis MSR-indstillingen er højere end MTR, kan der forekomme AV-synkron pacing over MTR, hvis sensorfrekvensen overskrider MTR.

Pacing over MSR (når MSR-indstillingen er programmeret lavere end MTR) kan kun forekomme som respons på senset spontan atrielt aktivitet.

FORSIGTIG: Pacing med adaptiv frekvens begrænses ikke af refraktærperioder. En lang refraktærperiode programmeret i kombination med en høj MSR (MSR) kan resultere i asynkron pacing under refraktærperioder, fordi kombinationen kan føre til et meget lille sensevindue eller slet intet sensevindue. Brug Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) eller Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) til at optimere sensevinduer. Hvis der indtastes en fast AV Delay (AV-forsinkelse), skal konsekvenserne for sensing overvejes.

Med spontan overledning opretholder impulsgeneratoren A-A-pacefrekvensen ved at forlænge V-A-intervallet. Denne forlængelse bestemmes af graden af forskel mellem AV Delay (AV-forsinkelse) og den spontane ventrikulære overledning— omtales ofte som modificeret, atrielt baseret timing (Figur 4-4 på side 4-7).

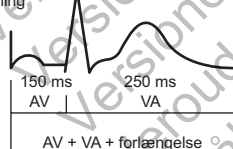
Pacing uden modificeret
atrielt baseret timing



MSR 400 ms (150 min⁻¹ [ppm])
AV 150 ms (overledt event)
VA 200 ms

Paceinterval = AV + VA = 350 ms

Pacing med modificeret
atrielt baseret timing



MSR 400 ms (150 min⁻¹ [ppm])
AV 150 ms (overledt event)
VA 200 ms
VA-forlængelse 50 ms

Paceinterval = AV + VA + VA-forlængelse = 400 ms

Impulsgeneratorens timingalgoritme sørger for effektiv pacing ved MSR med spontan ventrikulær overledning. Ved forlængelse af VA-intervallet forhindres A-pace i at overskride MSR ved høje frekvenser.

Figur 4-4. Forlængelse af VA-interval og MSR

Runaway-beskyttelse

Runaway-beskyttelse er beregnet til at hindre acceleration af pacefrekvensen til over MTR/MSR for de fleste enkeltkomponentfejl. Denne funktion er ikke programmerbar, og den fungerer uafhængigt af impulsgeneratorens hovedkredsløb for pacing.

Runaway-beskyttelse hindrer pacefrekvensen i at stige til over 205 min⁻¹.

BEMÆRKNING: Magnetanbringelse påvirker ikke pacefrekvensen (impulsinterval).

BEMÆRKNING: Runaway-beskyttelse er ikke en absolut garanti for, at runaway ikke kan forekomme.

Under PES, Manual Burst Pacing (Manuel burst-pacing) og ATP er runaway-beskyttelse midlertidigt suspenderet for at give mulighed for højfrekvent pacing.

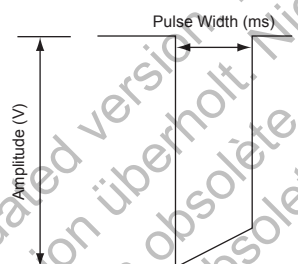
Pulse Width (Impulsbredde)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Pulse Width (Impulsbredde), også betegnet som impulsvarighed, fastsætter, hvor længe outputimpulsen bliver anvendt mellem pacer elektroderne.

Følgende skal tages i betragtning ved programmering af Pulse Width:

- Impulsbredder kan programmeres individuelt for hvert kammer.
- Hvis der foretages en Pulse Width Threshold Test (Tærskeltest for impulsbredde), anbefales der en sikkerhedsmargin på mindst 3 X impulsbredden.
- Den energi, der leveres til hjertet, er ligefrem proportional med Pulse Width. En fordobling af Pulse Width fordobler den leverede energi. Programmering til en kortere Pulse Width samtidig med opretholdelsen af en passende sikkerhedsmargin kan øge batteriets levetid. For at undgå tab af capture, skal der udvises forsigtighed ved programmeringen af permanente værdier for Pulse Width på under 0,3 ms (Figur 4-5 på side 4-8).



Figur 4-5. Impulskurveform

Amplitude

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Impulsamplituden, eller outputimpulsens spænding, måles ved outputimpulsens forkantsspænding (Figur 4-5 på side 4-8).

Følgende skal tages i betragtning ved programmering af Amplitude:

- Amplituder kan programmeres individuelt for hvert kammer.
- Via midlertidig eller permanent programmering kan Brady Mode (Bradymodus) programmeres til Off. Det betyder, at Amplitude reelt indstilles til Off for at overvåge patientens underliggende rytme.
- Der anbefales en sikkerhedsmargin på mindst 2 X spændingen for hvert kammer, baseret på capture-tærsklerne. Hvis PaceSafe er programmeret til On, indstilles der automatisk en passende sikkerhedsmargin, som kan bidrage til at forlænge batteriets levetid.
- Den leverede energi er ligefrem proportional med kvadratet af amplitudeværdien: en fordobling af amplitudeværdien firedobler den leverede energi. Derfor kan programmering til en lavere Amplitude samtidig med, at der opretholdes en passende sikkerhedsmargin, forlænge batteriets levetid.

PaceSafe

PaceSafe Right Atrial Automatic Threshold (RAAT)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-enheder.

PaceSafe RAAT er beregnet til dynamisk at justere det atrielle paceoutput med henblik på at sikre capture af atriet ved at optimere outputspændingen til en sikkerhedsmargin på 2 X spændingen (for tærskler, der er mindre end eller lig med 2,5 V). RAAT måler pacetærskler mellem 0,2 V og 4,0 V ved 0,4 ms, og outputtet vil være mindst 2,0 V og højst 5,0 V med en fast impulsbredde på 0,4 ms.

BEMÆRKNING: RAAT kræver en fungerende RV-ledning og en bipolar atriell ledning for at fungere korrekt.

BEMÆRKNING: RAAT er kun tilgængelig for impulsgeneratorer, der er programmeret til DDD(R)- og DDI(R)-modus samt DDI(R) Fallback Mode(Fallback-modus).

RAAT kan programmeres til On ved at vælge Auto blandt parameteroptionerne for Atrial Amplitude (Atrial amplitude). Hvis det atrielle output programmeres til Auto, justeres Pulse Width (Impulsbredden) automatisk til 0,4 ms, og det atrielle spændingsoutput indstilles til en initial værdi på 5,0 V, medmindre der er opnået et vellykket testresultat inden for de sidste 24 timer.

BEMÆRKNING: Før RAAT programmeres til On, bør det overvejes at foretage en programmerstyret atriell automatisk tærskelmåling for at verificere, at funktionen fungerer som forventet. RAAT-testning foretages i en unipolær konfiguration, og der kan forekomme en afvigelse mellem den unipolære og bipolar tærskel. Hvis den bipolar tærskel er mere end 0,5 V højere end den unipolære tærskel, bør det overvejes at programmere en fast Atrial Amplitude (Atrial amplitude).

RAAT er beregnet til at fungere med typiske kriterier for ledningsimplantation og en atriell tærskel på mellem 0,2 V og 4,0 V ved 0,4 ms.

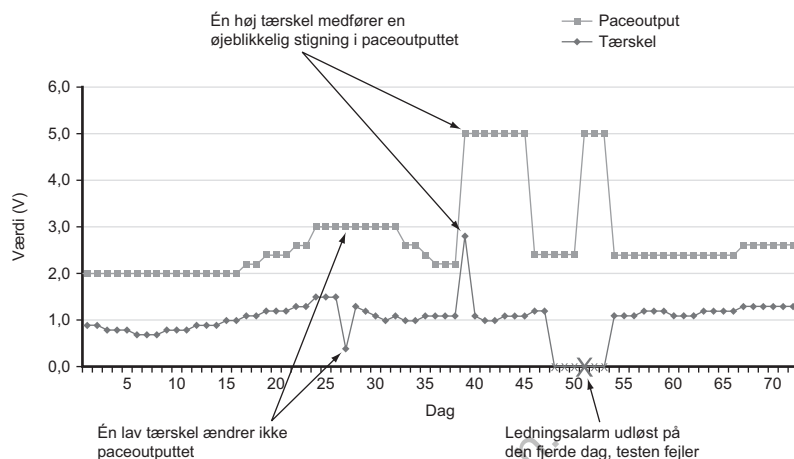
RAAT-algoritmen måler den atrielle pacetærskel hver dag og justerer spændingsoutputtet. Under testen måler RAAT et fremkaldt responssignal for at få bekræftet, at der sker capture af atriet ved hvert atrielt paceoutput. Hvis enheden gentagne gange ikke kan måle et fremkaldt responssignal af tilstrækkelig amplitude, kan der blive vist en meddelelse om "Low ER" eller "Noise" (Støj), og algoritmen indstilles til en standardpaceamplitude på 5,0 V. Overvej at programmere en fast atriell paceamplitude i disse situationer og kontroller igen med en programmerstyret RAAT-test ved senere opfølgning; funktionen af RAAT kan blive forbedret ved ældning af kontaktfladen mellem ledning og væv.

Hvis testen er vellykket, justeres Atrial Amplitude (Atrial amplitude) til 2 X den højest målte tærskel for de sidste syv vellykkede ambulante tests (output Amplitude mellem 2,0 V og 5,0 V). Der anvendes syv tests for at tage højde for døgnrytmens indvirkning på tærsklen og sikre en tilstrækkelig sikkerhedsmargin. Det tillader også en hurtig stigning i output som følge af en pludselig stigning i tærskel, mens det kræver vedvarende lavere tærskelmålinger at reducere outputtet (dvs. én lav tærskelmåling vil ikke medføre et fald i output) (Figur 4-6 på side 4-10).

BEMÆRKNING: Da outputtet er indstillet til 2 X sikkerhedsmarginen, og RV-pacing sker kort efter atriell pacing, sker der ikke på noget tidspunkt kontrol af slag-til-slag capture eller atriell backpacing.

Ved valg af Daily Trend (Daglig trend) sammen med en fast Amplitude, foretages der automatiske atrielle tærskelmålinger hver 21. time uden ændring af programmeret output.

Funktionen RAAT er beregnet til at fungere med en række forskellige paceledninger (f.eks. høj impedans, lav impedans, fiksering med tines eller aktiv fiksering).



Figur 4-6. Effekten af tærskelændring på RAAT-paceoutput

Ambulant atrie automatisk tærskelmåling

Testnen anvender en RA-spids >> enhed (unipolær) pacevektor og en RA-ring >> enhed (unipolær) sensevektor, selv om den atrielle ledning er programmeret til en normal bradykonfiguration med Bipolar Pace/Sense (Bipolær pace/sense).

Når RAAT er indstillet til Auto eller Daily Trend (Daglig trend), foretages der ambulante atrielle automatiske tærskelmålinger hver 21. time, og følgende parametre anvendes til at sikre, at der opnås en gyldig måling:

- Modus ændres ikke fra den aktuelle modus, medmindre RYTHMIQ er indstillet til On og er i AAI(R)-modus. I dette tilfælde skifter modussen til DDD(R) ved test.
- Den atrielle startpaceamplitude er det output, som RAAT aktuelt anvender. Hvis denne Amplitude-værdi fejler, eller hvis der ikke findes nogen tidligere resultater, vil startværdien for Amplitude være 4,0 V.
- Paceamplituden mindskes i trin af 0,5 V over 3,5 V og i trin af 0,1 V ved eller under 3,5 V.
- Paced AV Delay (Pacets AV-forsinkelse) er fastsat til 85 ms.
- Sensed AV Delay (Sensets AV-forsinkelse) er fastsat til 55 ms.
- Den initiale pacefrekvens er indstillet til den gennemsnitlige atrielle frekvens, LRL eller den sensorindikerede frekvens afhængigt af, hvilken der er hurtigst.
- Hvis der er et utilstrækkeligt antal atrielle pacer, eller der sker fusion, øges den atrielle pacefrekvens med 10 min^{-1} (den kan øges en gang til), men vil ikke overskride den laveste af værdierne for MTR, MSR, MPR, 110 min^{-1} eller 5 min^{-1} under den laveste VT Detection Rate (VT-detektionsfrekvens).

Efter de indledende paceimpulser vil impulsgeneratoren mindske det atrielle output i trin for hver 3. pace, indtil der er fastsat en tærskel. Hvis der forekommer tab af capture to gange ved et bestemt outputniveau, erklæres tærsklen som det seneste outputniveau, der viste konsistent capture. Hvis der indsamles tre slag ved et bestemt outputniveau, mindskes outputniveauet til næste niveau.

BEMÆRKNING: For at sikre, at tab af capture under RAAT ikke fremmer PMT (og samtidig slutter testen for tidligt på grund af for mange atrielle sensorer), anvender impulsgeneratoren en PMT-algoritme. Efter tab af capture af et atrielt slag forlænges PVARP efter den pågældende ventrikulære event til 500 ms for at forhindre tracking af en efterfølgende P-tak.

Hvis den daglige test ikke lykkes, vender RAAT tilbage til det tidligere fastsatte output, og impulsgeneratoren foretager op til tre yderligere forsøg med en times mellemrum. Hvis der ikke kan gennemføres en test inden for fire dage, udløses der en ledningsalarm og RAAT bliver suspenderet.

Suspension af Right Atrial Automatic Threshold

Hvis den ambulante test fejler i Auto-modus fire dage i træk, går RAAT i Suspension-modus, og paceoutputtet sættes til 5,0 V og 0,4 ms. Enheden foretager fortsat test hver dag med op til tre ekstra forsøg for at evaluere tærsklerne, og impulsgeneratoren vil justere til en lavere outputindstilling, når det indikeres af en korrekt gennemført test.

Selvom RAAT er beregnet til at kunne anvendes med en lang række ledninger, kan ledningssignalerne hos nogle patienter forhindre en vellykket fastsættelse af den atrielle tærskel. I disse tilfælde vil RAAT fortsat være i Suspension-modus og fungere ved 5,0 V. I situationer, hvor RAAT fortsat er i Suspension-modus i en længere tidsperiode, anbefales det at deaktivere RAAT ved at programmere et fast atrielt output.

Programmerstyret atrielt automatisk tærskelmåling

Der kan programmerstyes en automatisk tærskelmåling ved på skærbilledet Threshold Tests (Tærskeltests) at vælge Auto Amplitude (Automatisk amplitude) under Test Type (Testtype). Hvis testen bliver udført korrekt, og RAAT er programmeret til On, indstilles outputtet automatisk til 2 X den pågældende tests målte tærskel (mellem 2,0 V og 5,0 V). De sidste syv vellykkede daglige målinger slettes, og resultatet af den aktuelle programmerstyrede test anvendes som den første gennemførte test i en ny cyklus på syv tests. Dette sker for at sikre, at outputtet med det samme justeres på basis af det aktuelle programmerstyrede testresultat i stedet for ældre ambulante testdata. Dette kan bekræftes ved at tjekke outputspændingen på skærbilledet Brady Setting (Bradyindstilling), som viser den faktiske driftsspænding for RAAT-algoritmen.

Hvis testen ikke kunne gennemføres korrekt, viser skærbilledet Threshold Tests (Tærskeltests) en fejlkode med angivelse af årsagen til, at testen fejlede, og outputtet vender tilbage til det tidligere indstillede niveau (Tabel 4-1 på side 4-12).

BEMÆRKNING: Ved den første test af Atrial Threshold (Atrielt tærskel) efter, at impulsgeneratoren er blevet implanteret, er feltet Test Type (Testtype) som udgangspunkt indstillet til Auto. Vælg den ønskede testtype blandt optionerne i feltet Test Type og juster om nødvendigt eventuelle andre programmerbare værdier.

BEMÆRKNING: Programmerstyret testning kræver en fungerende bipolar atrielt ledning og kan foretages i AAI-modus.

Testresultater og ledningsadvarsler

Et gemt EGM for den seneste vellykkede ambulante test bliver gemt i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen) ("Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 6-2). Den resulterende tærskelværdi kan ses på skærbilledet Daily Measurements (Daglige målinger). Det gemte EGM kan om nødvendigt gennemses for at kunne konstatere, hvor tabet af capture er sket.

Der vises op til 12 måneders ambulante Threshold Test-resultater (Resultater af tærskeltests) samt testfejlkode og ledningsalarmer på skærbillederne Daily Measurement og Trends. For at vise yderligere oplysninger om årsagen til, at en test er fejlet, angives der en fejlkode for hver dag, testen ikke kunne gennemføres. Alternativt vises der fejkoder på skærmen Threshold Test (Tærskeltest), hvis en programmerstyret automatisk tærskeltest ikke kan gennemføres korrekt. Fejkoderne for Threshold Test (Tærskeltest) er vist nedenfor (Tabel 4-1 på side 4-12).

Følgende scenarier vil udløse alarmen Check Atrial Lead (Tjek atriell ledning):

- Threshold > Programmed Amplitude vises, hvis RAAT er i modussen Daily Trend (Daglig trend), og de ambulante testresultater for de seneste fire på hinanden følgende dage overskrider det manuelt programmerede faste output.
- Automatic Threshold Suspension vises, hvis der ikke kan gennemføres nogen test korrekt i fire dage i træk i modussen Auto eller Daily Trend (Daglig trend).

Tabel 4-1. Tærskeltestkoder

Kode	Arsag
N/R: device telem. (N/R: telemetri med enheden)	Telemetri startede under en ambulant test
N/R: comm. lost (NR: forbindelse mistet)	Telemetrikontakten blev afbrudt under en programmerstyret test
N/R: no capture (N/R: ingen capture)	Der blev ikke opnået capture ved startamplituden for en programmerstyret test, eller capture er > 4,0 V for en ambulant test
N/R: mode switch (N/R: modusskift)	ATR mode switch (ATR modusskift) enten startede eller stoppede
N/R: fusion events (N/R: events med fusion)	Der forekommet for mange events med fusion efter hinanden eller et for stort antal events med fusion i alt
No data collected (Ingen data indsamlet)	Den minimale paceamplitude blev nået uden tab af capture for en ambulant test, eller hverken Auto eller Daily Trend er aktiveret, så der kan opnås et ambulant testresultat
N/R: battery low (N/R: lav batteristatus)	Testen blev sprunget over som følge af Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt)
N/R: noise (N/R: støj)	For mange tilfælde af støj på sensekanalen, eller der er forekommet støjcykler for Evoked Response-signalet
N/R: incompat. mode (N/R: inkompatibel modus)	Enheden var i en inkompatibel bradymodus (f.eks. VDI Fallback Mode (Fallback-modus))
N/R: rate too high (N/R: frekvens for høj)	Frekvensen var for høj i starten af testen, en stigning i frekvensen ville resultere i en for høj frekvens, eller mere end to frekvensstigninger var påkrævet
N/R: user cancelled (N/R: annulleret af bruger)	Den programmerstyrede test blev afbrudt af brugeren
N/R: intrinsic beats (N/R: spontane slag)	Der forekom for mange hjertecykler under testen
N/R: test delayed (N/R: test udskudt)	Testen blev udskudt som følge af aktiv telemetri, en allerede igangværende VT-episode, Electrocautery-modus (EI-kirurgisk beskyttelsestilstand), eller fordi RAAT blev aktiveret, mens enheden fortsat var i Storage-modus (Opbevaringsmodus)
N/R: vent. episode (N/R: ventrikulær episode)	En Ventricular Episode (Ventrikulær episode) startede under testen
N/R: respiration (N/R: respiration)	Den respiratoriske artefakt var for høj
N/R: low ER (N/R: lavt ER-signal)	Evoked Response-signalet kunne ikke bedømmes tilstrækkeligt
Auto N/R	Den minimale paceamplitude blev nået uden tab af capture for en programmerstyret test, eller telemetri blev afbrudt manuelt under en programmerstyret test
N/R: recent shock (N/R: nyligt shock)	Der blev leveret ventrikulær shockterapi mindre end 60 minutter før den planlagte start på en ambulant test

PaceSafe Right Ventricular Automatic Threshold (RVAT)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-enheder.

PaceSafe RVAT er beregnet til dynamisk at justere det højre ventrikulære paceoutput med henblik på at sikre capture af ventriklen ved at optimere outputspændingen til en sikkerhedsmargin på 2 X spændingen (for tærskler, der er mindre end eller lig med 2,5 V). RVAT måler pacetærskler mellem 0,2 V og 5,0 V ved 0,4 ms, og outputtet vil være mindst 2,0 V og højst 5,0 V med en fast Pulse Width (Impulsbredde) på 0,4 ms.

BEMÆRKNING: RVAT er tilgængelig i DDD(R)- og DDI(R), VDD(R) og VVI(R)-modus samt under VDI(R) og DDI(R) Fallback Mode (Fallback-modus).

RVAT kan programmeres til On ved at vælge Auto blandt parameteroptionerne for Ventricular Amplitude (Ventrikulær amplitude). Hvis den faste startamplitude er højere end 5,0 V, skal der programmeres en fast amplitude på 5,0 V før valg af Auto. Hvis det ventrikulære output programmeres til Auto, justeres Pulse Width (Impulsbredden) automatisk til 0,4 ms, og det ventrikulære spændingsoutput indstilles til en initial værdi på 5,0 V, medmindre der er opnået et vellykket testresultat inden for de sidste 24 timer.

BEMÆRKNING: Før RVAT programmeres til On, bør det overvejes at foretage en programmerstyret ventrikulær automatisk tærskelmåling for at verificere, at funktionen fungerer som forventet.

RVAT er beregnet til at fungere med typiske kriterier for ledningsimplantation og måle en ventrikulær tærskel på mellem 0,2 V og 5,0 V ved 0,4 ms.

RVAT-algoritmen måler så den ventrikulære pacetærskel hver dag og justerer spændingsoutputtet. Under testen anvender RVAT et fremkaldt responssignal for at få bekræftet, at der sker capture af ventriklen ved hvert ventrikulært paceoutput.

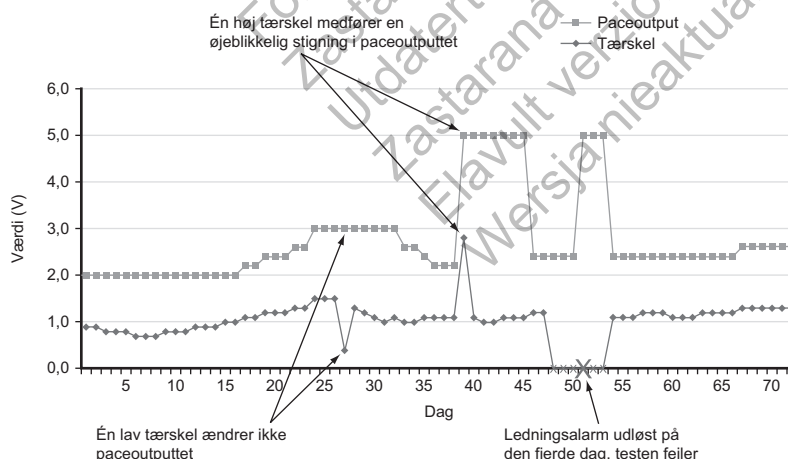
Det fremkaldte responssignal senses mellem RV-coilen og enheden. Denne konfiguration giver et højt elektrodeoverfladeareal, hvilket medfører et lille efterpotentiale, mindre paceartefakt og forbedret sensing af det fremkaldte respons.

Hvis testen er vellykket justeres Ventricular Amplitude (Ventrikulær amplitude) til 2 X den højeste målte tærskel for de sidste syv vellykkede ambulante tests mellem 2,0 V og 5,0 V. Der anvendes syv tests for at tage højde for døgnrytmens indvirkning på tærsklen og sikre en tilstrækkelig sikkerhedsmargin. Det tillader også en hurtig stigning i output som følge af en pludselig stigning i tærskel, mens det kræver vedvarende lavere tærskelmålinger at reducere outputtet (dvs. én lav tærskelmåling vil ikke medføre et fald i output) (Figur 4-7 på side 4-13).

BEMÆRKNING: Da outputtet er indstillet til 2 X sikkerhedsmarginen, sker der ikke nogen kontrol af slag-til-slag capture.

Ved valg af Daily Trend (Daglig trend) sammen med en fast Amplitude, foretages der automatiske ventrikulære tærskelmålinger hver 21. time uden ændring af programmeret output.

Funktionen RVAT er beregnet til at fungere med en række forskellige paceledninger (f.eks. høj impedans, lav impedans, integreret bipolar, dedikeret bipolar).



Figur 4-7. Effekten af tærskelændringer på RVAT-paceoutput

Ambulant måling af Right Ventricular Automatic Threshold

Når RVAT er indstillet til Auto eller Daily Trend (Daglig trend), foretages der ambulante ventrikulære automatiske tærskelmålinger hver 21. time.

I atrielle tracking-modi justerer den automatiske tærskelmåling følgende parametre til at bidrage til at sikre, at der opnås en gyldig måling:

- Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) er fastsat til 60 ms.
- Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) er fastsat til 30 ms.
- Den ventrikulære startpaceamplitude er det output, som RVAT aktuelt anvender (eller ville anvende, når RVAT er indstillet til kun Daily Trend). Hvis denne amplitudeværdi fejler, eller hvis der ikke findes nogen tidligere resultater, vil startamplituden være 5,0 V.
- Paceamplituden mindskes i trin af 0,5 V over 3,5 V og i trin af 0,1 V ved eller under 3,5 V.
- Der leveres en backupimpuls omkring 90 ms efter den primære paceimpuls, når der detekteres tab af capture.

I modi uden tracking justerer den automatiske tærskelmåling følgende parametre til at bidrage til at sikre, at der opnås en gyldig måling:

- Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) er fastsat til 60 ms.
- Den ventrikulære startpaceamplitude er det output, som RVAT aktuelt anvender (eller ville anvende, når RVAT er indstillet til kun Daily Trend). Hvis denne amplitudeværdi fejler, eller hvis der ikke findes nogen tidligere resultater, vil startamplituden være 5,0 V.
- Paceamplituden mindskes i trin af 0,5 V over 3,5 V og i trin af 0,1 V ved eller under 3,5 V.
- Der leveres en backupimpuls omkring 90 ms efter den primære paceimpuls, når der detekteres tab af capture.
- Den ventrikulære pacefrekvens øges med 10 min⁻¹ over den aktuelle frekvens (pacet eller spontan), indtil den når loftet ved den laveste af værdierne for MPR, MSR, 110 min⁻¹ eller 5 min⁻¹ under den laveste VT Detection Rate (VT-detektionsfrekvens).

BEMÆRKNING: Hvis der registreres støj (som potentielt kunne være et fusionsslag), vil amplituden af det næste slag være 5,0 V, hvis testspændingen er over 1,0 V. Ellers vil amplituden af den næste pace være ved 2,5 V.

Efter de indledende paceimpulser vil impulsgeneratoren mindske det ventrikulære output i trin for hver 3. pace, indtil der er fastsat en tærskel. Der leveres ekstra paceimpulser, hvis der sker fusion eller intermitterende tab af capture. Threshold (Tærsklen) erklæres som det seneste outputniveau, der viste konsistent capture.

Hvis den daglige test ikke lykkes, vender RVAT tilbage til det tidligere fastsatte output, og enheden foretager op til tre yderligere forsøg med en times mellemrum. Hvis der ikke kan gennemføres en test inden for fire dage, udløses der en ledningsalarm og RVAT bliver suspenderet.

Suspension af Right Ventricular Automatic Threshold

Hvis den ambulante test fejler i Auto-modus fire dage i træk, går RVAT i Suspension-modus, og paceoutputtet sættes til 5,0 V og 0,4 ms. Enheden foretager fortsat test hver dag med op til tre ekstra forsøg for at evaluere tærsklerne, og impulsgeneratoren vil justere til en lavere outputindstilling, når det indikeres af en korrekt gennemført test.

Selvom RVAT er beregnet til at kunne anvendes med en lang række ledninger, kan ledningssignalerne hos nogle patienter forhindre en vellykket fastsættelse af den ventrikulære tærskel. I disse tilfælde vil RVAT fortsat være i Suspension-modus og fungere ved 5,0 V. I situationer, hvor RVAT fortsat er i Suspension-modus i en længere tidsperiode, anbefales det at deaktivere RVAT ved at programmere et fast ventrikulært output.

Programmerstyret måling af Right Ventricular Automatic Threshold

Der kan programmerstyes en automatisk tærskelmåling ved på skærbilledet Threshold Tests (Tærskeltests) at vælge Auto Amplitude (Automatisk amplitude) under Test Type (Testtype). Hvis testen bliver udført korrekt, og RVAT er programmeret til On, indstilles outputtet automatisk til 2 X den pågældende tests målte tærskel (mellem 2,0 V og 5,0 V). De sidste syv vellykkede daglige målinger slettes, og resultatet af den aktuelle programmerstyrede test anvendes som den første gennemførte test i en ny cyklus på syv tests. Dette sker for at sikre, at outputtet med det samme justeres på basis af det aktuelle programmerstyrede testresultat i stedet for ældre ambulante testdata. Dette kan bekræftes ved at tjekke outputspændingen på skærbilledet Brady Setting (Bradyindstilling), som viser den faktiske driftsspænding for RVAT-algoritmen.

Der leveres backuppacing omkring 90 ms efter den primære pace for hvert slag med tab af capture under programmerstyret testning.

Hvis testen ikke kunne gennemføres korrekt, viser skærbilledet Threshold Tests (Tærskeltests) årsagen til, at testen fejlede, og outputtet vender tilbage til det tidligere indstillede niveau (Tabel 4-2 på side 4-15).

BEMÆRKNING: Ved den første Ventricular Threshold Test (Ventrikulære tærskeltest) efter, at impulsgeneratoren er blevet implanteret, er feltet Test Type (Testtype) som udgangspunkt indstillet til Auto. Vælg den ønskede testtype blandt optionerne i feltet Test Type og juster om nødvendigt eventuelle andre programmerbare værdier.

Testresultater og ledningsadvarsler

Et gemt EGM for den seneste vellykkede ambulante test bliver gemt i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen) ("Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 6-2). Den resulterende tærskelværdi kan ses på skærbilledet Daily Measurements (Daglige målinger). Det gemte EGM kan om nødvendigt gennemses for at kunne konstatere, hvor tabet af capture er sket.

Der vises op til 12 måneders ambulante Threshold Test-resultater (Resultater af tærskeltests) samt testfejlkode og ledningsalarmer på skærbillederne Daily Measurement og Trends. For at vise yderligere oplysninger om årsagen til, at en test er fejlet, angives der en fejlkode for hver dag, testningen ikke kunne gennemføres. Alternativt vises der fejkoder på skærmen Threshold Test (Tærskeltest), hvis en programmerstyret automatisk tærskeltest ikke kan gennemføres korrekt. Fejkoderne for Threshold Test (Tærskeltest) er vist nedenfor (Tabel 4-2 på side 4-15).

Følgende scenarier vil udløse alarmer Check RV Lead (Tjek RV-ledning):

- Threshold > Programmed Amplitude vises, hvis RVAT er i Daily Trend-modus, og de ambulante testresultater for de seneste fire på hinanden følgende dage overskrider det manuelt programmerede faste output.
- Automatic Threshold Suspension vises, hvis der ikke kan gennemføres nogen test korrekt i fire dage i træk i modussen Auto eller Daily Trend (Daglig trend).

Tabel 4-2. Fejkoder for tærskeltests

Kode	Arsag
N/R: device telem. (N/R: telemetri med enheden)	Telemetri startede under en ambulant test
N/R: comm. lost (N/R: forbindelse mistet)	Telemetrikontakten blev afbrudt under en programmerstyret test

Tabel 4-2. Fejlkoder for tærskeltests (fortsat)

Kode	Årsag
N/R: no capture (N/R: ingen capture)	Der blev ikke opnået capture ved startamplituden for en programmerstyret test
N/R: mode switch (N/R: modusskift)	ATR enten startede eller stoppede (testen fejler ikke, hvis ATR allerede er aktiv og forbliver aktiv under testen)
No data collected (Ingen data indsamlet)	Den minimale paceamplitude blev nået uden tab af capture for en ambulant test, eller hverken Auto eller Daily Trend var aktiveret, så der kunne opnås et ambulant testresultat, tab af capture skete ved 5,0 V, eller antallet af initialiseringspacer var utilstrækkeligt
N/R: battery low (N/R: lav batteristatus)	Testen blev sprunget over som følge af Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt)
N/R: noise (N/R: støj)	Der var for mange tilfælde af støj på sensekanalen
N/R: rate too high (N/R: frekvens for høj)	Frekvensen var for høj i starten af testen eller under testen
N/R: user cancelled (N/R annulleret af bruger)	Den programmerstyrede test blev afbrudt af brugeren
N/R: intrinsic beats (N/R: spontane slag)	Der forekom for mange hjertecykler under testen, eller initialiseringen genstartede for mange gange
N/R: test delayed (N/R: test udskudt)	Testen blev udskudt som følge af aktiv telemetri, en allerede igangværende VT-episode, Electrocautery-modus (EI-kirurgisk beskyttelsestilstand), eller fordi RVAT blev aktiveret, mens enheden fortsat var i Storage-modus (Opbevaringsmodus)
N/R: vent. episode (N/R: ventrikulær episode)	En Ventricular Episode (Ventrikulær episode) startede under testen
N/R: fusion events (N/R: events med fusion)	Testen fejlede som følge af for mange events med fusion efter hinanden
N/R: recent shock (N/R: nyligt shock)	Der blev leveret ventrikulær shockterapi mindre end 60 minutter før den planlagte start på en ambulant test

Sensitivitet

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Parameteren Sensitivity tillader impulsgeneratoren at detektere spontane hjertesignaler, der overskrider den programmerede sensitivitetsværdi. Ved at justere værdien for Sensitivity er det muligt at ændre den atrielle og/eller ventrikulære sensefrekvens til højere eller lavere sensitivitet. Alle beslutninger om detektion og timing baseres på længden af de sensed hjertesignaler. Atrielle og ventrikulære Sensitivity-værdier kan programmeres individuelt.

- Høj sensitivitet (lav programmeret værdi)—når Sensitivity er programmeret til en meget sensitiv indstilling, kan impulsgeneratoren detektere signaler, der er uafhængige af hjertedepolarisation (oversensing, som f.eks. sensing af myopotentialer)
- Lav sensitivitet (høj programmeret værdi)—når Sensitivity er programmeret til en mindre sensitiv indstilling, detekterer impulsgeneratoren muligvis ikke hjertets depolarisationssignal (undersensing)

Det anbefales at lade indstillingerne for parameteren Sensitivity være på de nominelle værdier, medmindre det ved fejlfinding konstateres, at en anden værdi vil være mere hensigtsmæssig. Den nominelle værdi er primært angivet for både atriell og ventrikulær sensing, men der kan dog foretages en justering, hvis der i sjældne tilfælde observeres atriell eller ventrikulær oversensing/undersensing (f.eks. inhibering af bradykardipacing eller uhensigtsmæssig terapi)

Hvis det bliver nødvendigt at justere Sensitivity-parameteren i et kammer, skal der altid vælges den indstilling, der giver den mest hensigtsmæssige sensing af spontan aktivitet, men samtidig løser oversensing/undersensing.

Hvis korrekt sensing ikke kan genoprettes med en justering, eller hvis der forekommer undersensing eller oversensing, efter at ændringen er foretaget, bør en af følgende løsninger overvejes (under hensyntagen til individuelle patientkarakteristika):

- Omprogrammer sensitivitetsværdien AGC
- Omprogrammer Refractory (Refraktær-) eller cross-chamber blanking-perioden, så den observerede undersensing eller oversensing undgås
- Omplacer ledningen
- Implanter en ny senseledning

Når der er foretaget ændringer i Sensitivity, skal det vurderes, om impulsgeneratoren leverer korrekt sensing og pacing.

FORSIGTIG: Efter enhver justering af senseområdet eller en modificering af senseledningen skal korrekt sensing altid kontrolleres. Programmering af Sensitivity (Sensitivitet) til den højeste værdi (laveste sensitivitet) kan føre til forsinket detektion eller undersensing af hjerteaktivitet. Tilsvarende kan programmering til den laveste værdi (højeste sensitivitet) føre til oversensing af signaler, der ikke er relateret til hjertet.

Automatic Gain Control

Impulsgeneratoren anvender digital automatisk gain-kontrol (Automatic Gain Control, AGC) til dynamisk justering af sensitiviteten i både atriet og ventriklen. Impulsgeneratoren har uafhængige AGC-kredsløb for hvert kammer.

Hjertesignaler kan variere meget i størrelse og frekvens, og derfor skal impulsgeneratoren kunne:

- Sense et spontant slag, uanset frekvens eller størrelse
- Justeres til at sense signaler med varierende amplitude, men ikke overreagere på afvigende slag
- Sense enhver spontan aktivitet efter et pacet slag
- Ignorere T-takker
- Ignorere støj

Den programmerbare AGC-værdi er den minimale sensitivitetsværdi (bundværdi), der vil kunne nås mellem et slag og det næste slag. Denne programmerbare værdi er ikke en fast værdi, der forekommer i hele hjertecyklen. Sensitivitetsniveauet begynder på en højere værdi (baseret på senset events maksimalværdi eller en fast værdi for en pacet event) og mindskes trinvis mod den programmerede bundværdi (Figur 4-8 på side 4-19).

AGC vil typisk nå den programmerbare bundværdi under pacing (eller med lave amplitudesignaler). Men når der senses mellemhøje eller høje amplitudesignaler, vil AGC typisk være mindre sensitiv og ikke nå den programmerbare bundværdi.

AGC-kredsløbet i hver kammer bearbejder et elektrogramsignal via en proces i to trin for at optimere sensing af potentielt hurtigt skiftende hjertesignaler. Processen er illustreret i figuren nedenfor (Figur 4-8 på side 4-19):

- Første trin

1. AGC anvender et rullende gennemsnit af tidligere signaltoppe til at beregne det søgeområde, hvor den næste top sandsynligvis vil forekomme.
 - Hvis det foregående slag er senset, medregnes det i det rullende gennemsnit af signaltoppe.
 - Hvis det foregående slag er pacet, beregnes det rullende gennemsnit af signaltoppe ved hjælp af det rullende gennemsnit og en pacet maksimalværdi. Den pacede maksimalværdi afhænger af indstillingerne:
 - For nominelle eller mere følsomme indstillinger er den en fast værdi (initial værdi på 4,8 mV i RV og initial værdi på 2,4 mV i RA).
 - For mindre følsomme indstillinger er det en højere værdi beregnet ved hjælp af den programmerede bundværdi for AGC (hvis RV-sensitiviteten er programmeret til den mindst sensitive indstilling eller den højeste værdi på 1,5 mV, er den pacede maksimalværdi 12 mV).

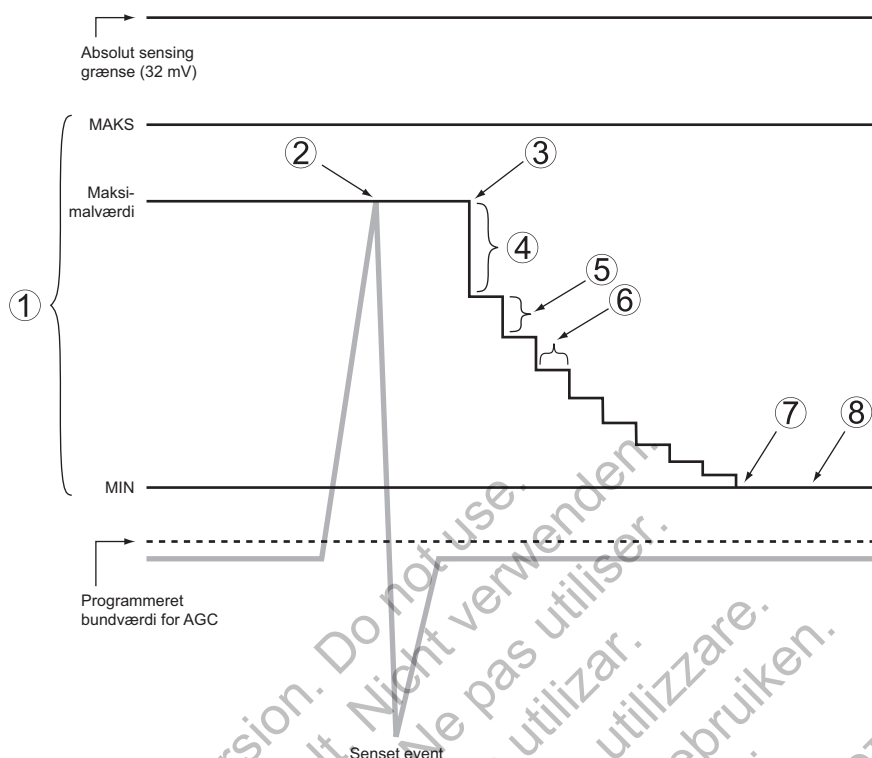
Gennemsnittet af maksimalværdier anvendes så til at fastsætte et område med MAX (maksimums-) og MIN (minimums-) grænser.

- Andet trin

2. AGC senser toppen af det spontane slag (eller anvender den beregnede maksimalværdi for et pacet slag, som beskrevet ovenfor).
3. Sensitivitetsniveauet holdes ved maksimalværdien (MAX) gennem den absolutte refraktærperiode + 15 ms.
4. Den falder til 75% af den sensedede maksimalværdi eller det beregnede gennemsnit af maksimalværdier for pacede events (kun ventrikulært pacede events).
5. AGC bliver mere sensitiv med 7/8 af det forrige trin.
6. Sensedede slag er inddelt i trin af 35 ms for højre ventrikel og 25 ms for atriet. Pacede slag er inddelt i trin, der justeres på basis af paceintervallet for at sikre et sensevindue på omkring 50 ms ved MIN-niveauet.
7. Det når MIN-niveauet (eller programmerede bundværdi for AGC).
 - Den programmerede bundværdi for AGC nås ikke, hvis MIN-værdien er højere.
8. AGC bliver på MIN-niveauet (eller den programmerede AGC-bundværdi), indtil der senses et nyt slag, eller paceintervallet udløber, og der leveres en pace.

BEMÆRKNING: Hvis der senses et nyt slag, når sensitivitetsniveauet sættes ned, starter AGC igen på trin 1.

BEMÆRKNING: Hvis et signals amplitude er under den sensitivitetstærskel, der gælder, da signalet forekommer, bliver den ikke senset.



Figur 4-8. AGC-sensing

En ikke-programmerbar dynamisk støjalgoritme er aktiv i frekvenskanaler, hvor der anvendes AGC-sensing. Formålet med den dynamiske støjalgoritme er at hjælpe med at filtrere vedvarende støj fra. Den dynamiske støjalgoritme er en særskilt støjkanal for hvert kammer, der løbende måler det baseline-signal, der er til stede, og er beregnet til at justere bundværdien for sensitivitet for at minimere effekten af støj.

Algoritmen anvender et signals karakteristika (frekvens og energi) til at klassificere det som støj. Når der forekommer vedvarende støj, er algoritmens opgave at minimere dens indvirkning og hjælpe med til at forebygge oversensing af myopotentialer og dermed inhibering af pacing. Støj, der påvirker bundniveauet for sensing, kan være synlige på intrakardiale EGM'er, men vil ikke være markeret som sensedede slag. Men hvis støjen er markant, kan bundniveauet stige til et niveau over det spontane elektrogram og den programmerede adfærd for Noise Response (Støjrespons) (der vil ske asynkron pacing eller Inhibit Pacing (Inhiber pacing)) ("Noise Response (Støjrespons)" på side 4-59).

BEMÆRKNING: Den dynamiske støjalgoritme garanterer ikke, at AGC altid kan skelne nøjagtigt mellem spontan aktivitet og støj.

POST-TERAPI PACING

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Post-terapi pacing leverer skiftende paceterapi efter leveringen af ethvert shock.

De pacemodi og paceterapier, der anvendes efter et shock, er de samme som de programmerede Normal-paceindstillinger.

Følgende paceparametre kan programmeres uafhængigt af Normal-paceindstillingerne:

- Pacing Parameters (Paceparametre)—LRL, Amplitude og Pulse Width (Impulsbredde)
- Post Therapy Period (Post-terapi periode)

Post-Shock Pacing Delay

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Post-Shock Pacing Delay (Post-shock paceforsinkelse) fastlægger den tidligst mulige start på post-shockpacing efter levering af et ventrikulært shock og er fastsat til 2,25 sekunder.

Timing af den initiale paceimpuls i Post-Shock Pacing Period (Post-shock paceperioden) afhænger af hjerteaktiviteten under Post-Shock Pacing Delay.

- Hvis R-takker (og/eller P-takker for dobbeltkammerpacemodi) senses under Post-Shock Pacing Delay, pacer enheden kun, når den sensed frekvens er langsommere end post-terapi LRL.
- Hvis der ikke senses R-takker (og/eller P-takker for dobbeltkammerpacemodi) under Post-Shock Pacing Delay, eller hvis intervallet siden den foregående P- eller R-tak var større end escape-intervallet, leveres der en paceimpuls ved afslutningen af Post-Shock Pacing Delay.

De efterfølgende paceimpulser leveres som krævet, afhængigt af paceordineringen.

Post Therapy Period (Post-terapiperiode)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Post Therapy Period fastlægger, hvor længe impulsgeneratoren fungerer med post-terapiparameterværdier.

Post Therapy Period fungerer således:

- Perioden starter, når Post-Shock Pacing Delay (Post-shock paceforsinkelse) udløber
- Når denne paceperiode er forbi, vender impulsgeneratoren tilbage til de programmerede Normal-paceværdier
- Mens paceperioden er i gang, påvirkes den ikke af afslutningen på den aktuelle episode

MIDLERTIDIG BRADYPACING

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Impulsgeneratoren kan programmeres med midlertidige paceparameterværdier, der er forskellige fra de programmerede Normal Settings (Normalindstillinger). Dette gør det muligt at undersøge skiftende paceterapier, mens de tidligere programmerede Normal Settings (Normalindstillinger) opretholdes i impulsgeneratorens hukommelse. Under funktionen Temporary er alle andre bradykardifunktioner, der ikke er vist på skærmen, deaktiveret.

BEMÆRKNING: Post-terapi-værdier påvirkes ikke.

Denne funktion anvendes ved at følge nedenstående trin:

1. Fra fanen Tests vælges fanen Temp Brady for at få vist de midlertidige parametre. Når parametrene vises første gang, er de indstillet til værdierne for Normal Settings (Normalindstillinger) ("Programmerbare optioner" på side A-1).

BEMÆRKNING: Der vises ikke post-terapi-værdier. Dette gælder også, hvis post-terapi er i gang.

2. Vælg de ønskede værdier. Værdierne er uafhængige af andre pacefunktioner.

BEMÆRKNING: Eventuelle interaktive grænser skal rettes, før der kan foretages Temporary-programmering.

BEMÆRKNING: Hvis Off vælges som Temporary Brady Mode (Midlertidig bradymodus), senser eller pacer impulsgeneratoren ikke, mens pacemodussen Temporary (Midlertidig) er aktiv.

3. Etabler telemetrikontakt, og vælg derefter knappen Start. Pacing starter ved de midlertidige værdier. En dialogboks angiver, at der anvendes midlertidige parametre, og knappen Stop vises.

BEMÆRKNING: Temporary pacing kan ikke startes, mens en takyarytmiepisode er i gang.

BEMÆRKNING: Nødterapi er den eneste funktion, der kan initieres, indtil funktionen Temporary standses.

4. Pacemodussen Temporary stoppes ved valg af knappen Stop. Pacemodussen Temporary standser også, når der beordres nødterapi fra PRM'en, når der trykkes på tasten DIVERT THERAPY, eller hvis telemetriforbindelse mistes.

Når pacemodussen Temporary er standset, vender pacing tilbage til de tidligere programmerede Normal/postterapi-indstillinger.

RATE ADAPTIVE PACING (PACING MED ADAPTIV FREKVEN) OG SENSOR TRENDING (SENSORTRENDANALYSE)

Sektionen Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) på skærbilledet Normal Settings (Normalindstillinger) indeholder programmerbare optioner for Rate Adaptive Pacing, MV-sensor og Sensor Trending (Sensortrendanalyse).

Pacing med adaptiv frekvens

I modi med adaptiv frekvens (dvs. alle modi, der ender på R) anvendes sensorer til at registrere ændringer i patientens aktivitetsniveau og/eller fysiologiske behov og øge pacefrekvensen tilsvarende. Pacing med adaptiv frekvens er indiceret til patienter, der udviser kronotropisk inkompetence, og som kan have gavn af øgede pacefrekvenser samtidig med øget fysisk aktivitetsniveau og/eller fysiologiske behov.

Enheden kan programmeres til at anvende funktionen Accelerometer, Minute Ventilation (Minutventilation) eller en kombination af begge. Den kliniske fordel af pacing med adaptiv frekvens med anvendelse af en af disse sensorer er blevet påvist i tidligere kliniske undersøgelser.

FORSIGTIG: Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) bør anvendes med forsigtighed hos patienter, der ikke tolererer øgede pacefrekvenser.

Når der programmeres frekvensadaptive parametre, øges pacefrekvensen som respons på øget aktivitetsniveau og/eller fysiologisk behov, hvorefter den falder efter behov.

BEMÆRKNING: Aktiviteter, der omfattende minimal bevægelse af overkroppen, som f.eks. cykling, kan kun resultere i moderat pacerespons fra accelerometeret.

BEMÆRKNING: Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) har vist sig potentielt at være proarytmisk. Udvis forsigtighed ved programmering af funktioner med adaptiv frekvens.

Accelerometer

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Accelerometeret detekterer bevægelse, der er forbundet med patientens fysiske aktivitet, og det frembringer et elektronisk signal, der er proportionalt med omfanget af kropsbevægelse. Baseret på accelerometerinput bedømmer impulsgeneratoren patientens energiforbrug som et resultat af motion og oversætter det derefter til en frekvensøgning.

Impulsgeneratoren sensor kropsbevægelse ved hjælp af et integreret kredsløbsaccelerometer. Accelerometersensoren reagerer på aktivitet i den typiske fysiologiske aktivitets frekvensområde (1–10 Hz). Accelerometeret evaluerer både sensorsignalets frekvens og amplitude.

- Frekvens afspejler, hvor ofte en aktivitet forekommer (f.eks. antallet af skridt pr. minut under en rask gåtur)
- Amplitude afspejler bevægelsens styrke (dvs. jo mere langsomme trin, der tages, når patienten går)

Efter detektionen oversætter en algoritme den målte acceleration til en frekvensstigning over LRL.

Da accelerometeret ikke er i kontakt med impulsgeneratorens kapsel, reagerer den ikke på normalt statist tryk på enhedens kapsel.

Der er tre Accelerometer-indstillinger: Off, On og ATR Only (Kun ATR). Når de respektive frekvensresponsive modi for Normal Settings (Normalindstillinger) og ATR Fallback programmeres, opdaterer denne handling automatisk Accelerometer-indstillingen. Hvis impulsgeneratoren programmeres permanent til en modus uden adaptiv frekvens, er det muligt at programmere ATR Fallback-modussen til en modus med adaptiv frekvens ved hjælp af accelerometersensoren. I dette tilfælde viser Accelerometer-feltet ATR Only (Kun ATR).

Følgende programmerbare parametre styrer impulsgeneratorens respons på sensorværdier genereret af Accelerometer (Accelerometeret):

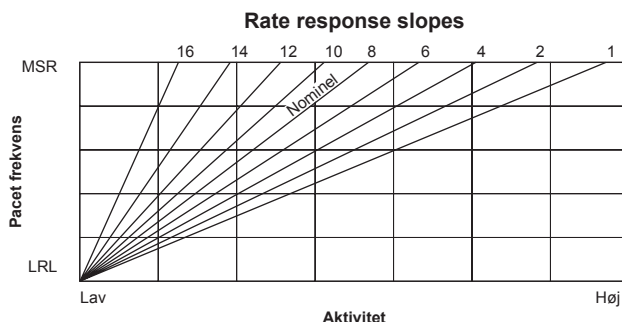
- Response Factor (Responsfaktor)
- Activity Threshold (Aktivitetstærskel)
- Reaction Time (Reaktionstid)
- Recovery Time (Recovery-tid)

Response Factor (Accelerometer) (Responsfaktor, accelerometer)

Response Factor (Responsfaktor) (accelerometer) fastsætter den pacefrekvens, der vil forekomme over LRL ved forskellige niveauer af patientaktivitet (Figur 4-9 på side 4-23).

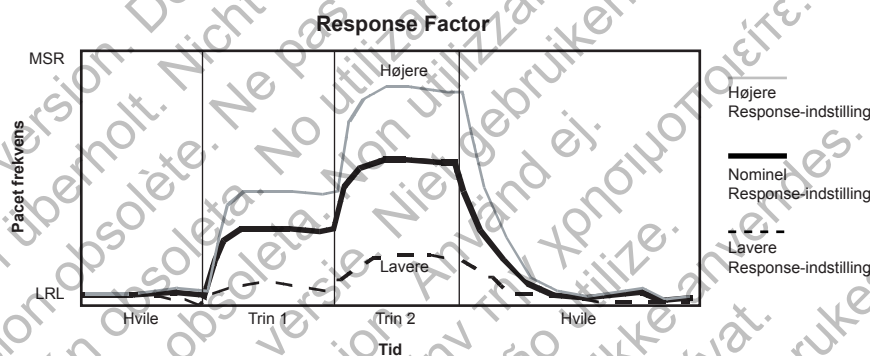
- Høj Response Factor—kræver mindre aktivitet, før pacefrekvensen når MSR
- Lav Response Factor—kræver mere aktivitet, før pacefrekvensen når MSR

BEMÆRKNING: Programmering af Response Factor til Normal Settings (Normalindstillinger) ændrer også det tilsvarende valg for postterapiindstillinger.



Figur 4-9. Response Factor og pacet frekvens

Den pacefrekvens, der er opnået, kan begrænses med enten det detekterede aktivitetsniveau eller det programmerede MSR. Hvis det detekterede aktivitetsniveau medfører en stabil frekvens under MSR, kan pacefrekvensen stadig stige, når det detekterede aktivitetsniveau stiger (Figur 4-10 på side 4-23). Det stabile respons er uafhængigt af de programmerede Reaction- og Recovery-tider.



Denne illustration viser effekten af høje og lave indstillinger under en teoretisk aktivitetstest i to trin.

Figur 4-10. Response Factor i aktivitetstest

Programmering af LRL op eller ned flytter hele responskurven op eller ned uden at ændre dens facon.

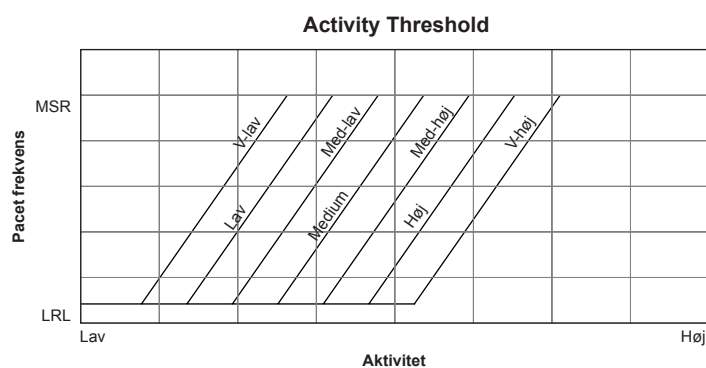
Activity Threshold (Aktivitetstærskel)

Activity Threshold (Aktivitetstærskel) hindrer frekvensstigning forårsaget af uvedkommende bevægelse ved lav intensitet (f.eks. bevægelse forårsaget af åndedræt, hjerteslag samt i visse tilfælde tremor forbundet med Parkinsons sygdom).

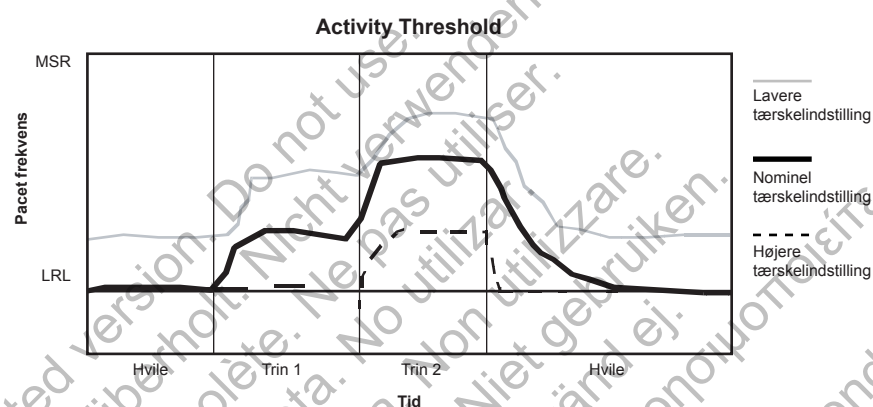
Activity Threshold er et udtryk for det aktivitetsniveau, der skal overskrides, før den sensorstyrede pacefrekvens øges. Impulsgeneratoren vil ikke øge pacefrekvensen til over LRL, før aktivitetssignalet er blevet øget til over Activity Threshold. En Activity Threshold-indstilling bør tillade en frekvensstigning ved mindre aktivitet (såsom gang), men dog være høj nok til, at pacefrekvensen ikke stiger u hensigtsmæssigt, når patienten er inaktiv (Figur 4-11 på side 4-24 og Figur 4-12 på side 4-24).

- Lavere indstilling—der kræves mindre bevægelse, før pacefrekvensen stiger
- Højere indstilling—der kræves mere bevægelse, før pacefrekvensen stiger

BEMÆRKNING: Programmering af Activity Threshold (Aktivitetstærskel) til Normal Settings (Normalindstillinger) ændrer også det tilsvarende valg for post-terapiindstillinger.



Figur 4-11. Activity Threshold og rate response



Denne figur viser effekten af øgede eller mindskede indstillinger for Activity Threshold (Aktivitetstærskel) som respons på en teoretisk motionstest i to trin.

Figur 4-12. Activity Threshold i motionstest

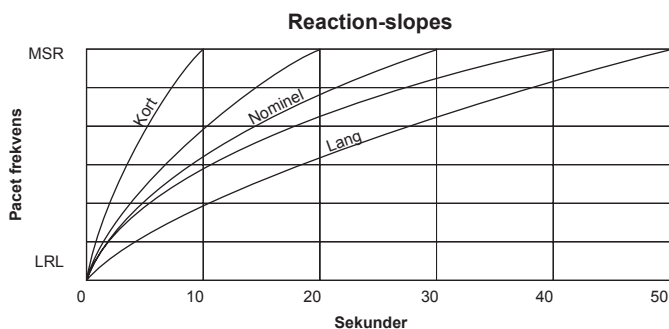
Reaction Time (Reaktionstid)

Reaction Time (Reaktionstid) fastsætter, hvor hurtigt pacefrekvensen stiger til et nyt niveau, når der er detekteret et øget aktivitetsniveau.

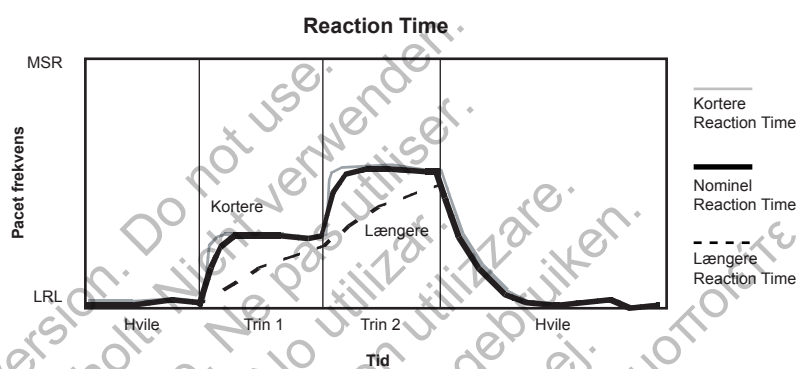
Reaction Time påvirker kun den tid, der kræves, for at der sker en frekvensstigning. Den valgte værdi fastsætter, hvor lang tid det tager for den pacede frekvens at flytte sig fra LRL til MSR for et maksimalt aktivitetsniveau (Figur 4-13 på side 4-25 og Figur 4-14 på side 4-25).

- Kort Reaction Time: medfører en hurtig stigning af pacefrekvensen
- Lang Reaction time: medfører en langsommere stigning af pacefrekvensen

BEMÆRKNING: Programmering af Reaction Time til Normal Settings ændrer også det tilsvarende valg for post-terapiindstillinger.



Figur 4-13. Reaction Time og pacet frekvens



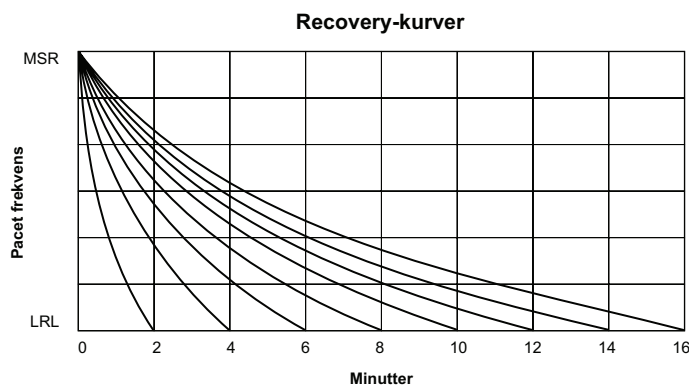
Figur 4-14. Reaction Time i aktivitetstest

Recovery Time (Recovery-tid)

Recovery Time (Recovery-tid) fastsætter den tid, der kræves, for at den pacede frekvens mindskes fra MSR til LRL ved manglende aktivitet. Når patientaktiviteten ophører, anvendes Recovery Time til at forhindre en pludselig sænkning af pacefrekvensen (Figur 4-15 på side 4-26 og Figur 4-16 på side 4-26).

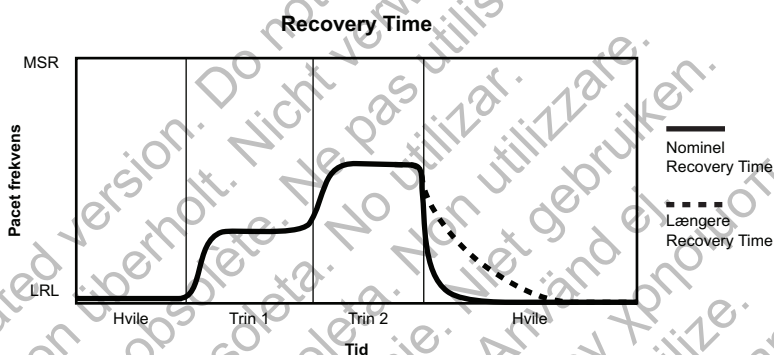
- Kort Recovery Time—medfører et hurtigere fald i pacefrekvensen, når patientaktivitet mindskes eller ophører
- Lang Recovery Time—medfører et langsommere fald i pacefrekvensen, når patientaktivitet mindskes eller ophører

BEMÆRKNING: Programmering af Recovery Time til Normal Settings (Normalindstillinger) ændrer også det tilsvarende valg for postterapiindstillinger.



Der er 15 tilgængelige indstillinger. Der vises kun indstillinger med lige numre.

Figur 4-15. Recovery Time og pacel frekvens



Figuren viser effekten af højere og lavere indstillinger under en teoretisk motionstest i to trin.

Figur 4-16. Recovery Time i motionstest

Minute Ventilation (Minutventilation) (MV)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-enheder.

Impulsgeneratoren anvender transtorakal impedans til at måle Minute Ventilation (MV), der er produktet af respirationsfrekvens og respirationsluft. Baseret på MV-målingen beregner impulsgeneratoren den sensorindikerede frekvens.

FORSIGTIG: Programmer ikke MV-sensoren til On (Til), før impulsgeneratoren er blevet implanteret, og systemets integritet er blevet testet og kontrolleret.

Med et mellemrum på ca. 50 ms (20 Hz) sender enheden en strømexciteringsimpulsform mellem RA-ringelektroden og enheden (primær vektor) eller RV-coilen og enheden (sekundær vektor). Da MV kan måles med både den ene og den anden ledning, skal mindst en af de implanterede ledninger have normale bipolære ledningsimpedanser.

BEMÆRKNING: Hvis der ikke anvendes en RA-ledning, er kun vektoren RV Coil to Can (RV-coil til enhed) tilgængelig.

Induktiv telemetri (med telemetrihoved) kan midlertidigt forstyrre impulsgeneratorens MV-sensorfunktion. MV-styrede frekvenser kan holde den aktuelle frekvens i omkring et minut umiddelbart efter en interrogering eller programmeringskommando. Denne periode vises ved hjælp af en Sensor Status (Sensorstatus) kaldet Rate Hold: Telemetry (Frekvens fastholdes: Telemetri) (Tabel 4-3 på side 4-30). Hvis der hentes en stor datamængde (f.eks. episoder fra

Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen)) fra enheden, kan den MV-styrede frekvens falde til LRL, og der vil måske ikke ske yderligere frekvensændringer i nogle minutter herefter. Denne tidsperiode vises ved hjælp af en Sensor Status (Sensorstatus) kaldet Rate Hold: Telemetry (Frekvens fastholdes: Telemetry) (Tabel 4-3 på side 4-30).

Hvis der ønskes MV-styrede frekvensændringer, før fastholdelse af frekvensen eller suspensionsperioder, skal den MV-styrede frekvens have lov at nå den ønskede frekvens, før der anvendes induktiv telemetri, eller der kan anvendes RF-telemetri til at kommunikere med enheden.

FORSIGTIG: Ethvert medicinsk udstyr, enhver behandling, terapi eller diagnostisk test, der leder elektrisk strøm ind i patienten, kan påvirke impulsgeneratorens funktion.

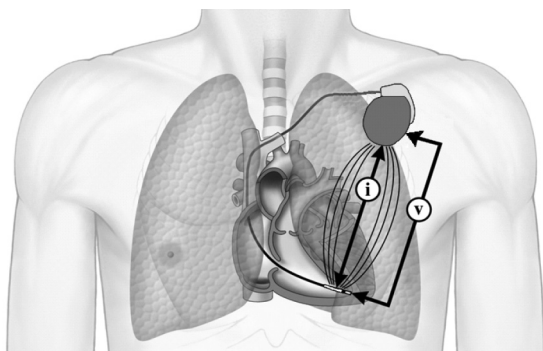
- Eksterne patientmonitorer (f.eks. respirationsmonitorer, monitorer til overflade-EKG og hæmodynamiske monitorer) kan påvirke impulsgeneratorens impedansbaserede diagnostik (f.eks. målinger af shockledningsimpedans og trend for Respiratory Rate (Respirationsfrekvens)). Interferensen kan desuden føre til accelereret pacing, muligvis helt op til den maks. sensorstyrede frekvens, når MV er programmeret til On (Til). Deaktiver sensoren ved at programmere den til Off (Fra) (der forekommer ingen MV-frekvensstyring eller MV-sensorbaseret trending) eller Passive (Passiv) (der forekommer ingen MV-frekvensstyring), så risikoen for interaktioner med MV-sensoren undgås. Alternativt kan Brady Mode (Bradymodus) programmeres til en modus uden rate response (der forekommer ingen MV-frekvensstyring).

Deaktiver impulsgeneratorens Respiratory Sensor (Respirationssensor) ved at programmere den til Off (Fra), så risikoen for interaktioner med Respiratory Sensor (Respirationssensor)-baseret diagnostik undgås.

Ved MV-funktion kan den aktive vektor være den primære vektor (RA-ringelektrode til enhed) eller den sekundære vektor (RV Coil to Can (RV-coil til enhed)). Ledningsimpedanserne for den aktive vektor evalueres hver time for at vurdere ledningsintegriteten. Hvis værdierne for den aktive vektor er uden for det tilladte interval, evalueres impedanserne for den alternative vektor for at afgøre, om den vektor i stedet kan anvendes til MV. Hvis både den primære og den sekundære vektor er uden for det tilladte interval, suspenderes sensoren i den næste time. Ledningsintegriteten testes fortsat hver time for at evaluere, om MV-signalet skal anvende den primære eller sekundære vektor eller fortsat være suspenderet. De acceptable værdier for ledningsimpedans er 200-2000 Ω for vektoren fra spids til enhed, 100-1500 Ω for vektoren fra ring til enhed og 20-200 Ω for vektoren fra coil til enhed.

Hvis der sker et vektorskift, sker der en automatisk 6-timers kalibrering (der forekommer intet MV-styret frekvensrespons i den 6-timers kalibreringsperiode).

Når der løber strøm (i) mellem RA-ringelektroden eller RV-coilen og enheden, skabes der et elektrisk felt over thorax (v), der ændres af respiration. Under indånding er den transtorakale impedans høj, og under udånding er den lav. Enheden måler de spændingsforandringer, der som resultat heraf forekommer mellem ledningstipelektroden og enheden.

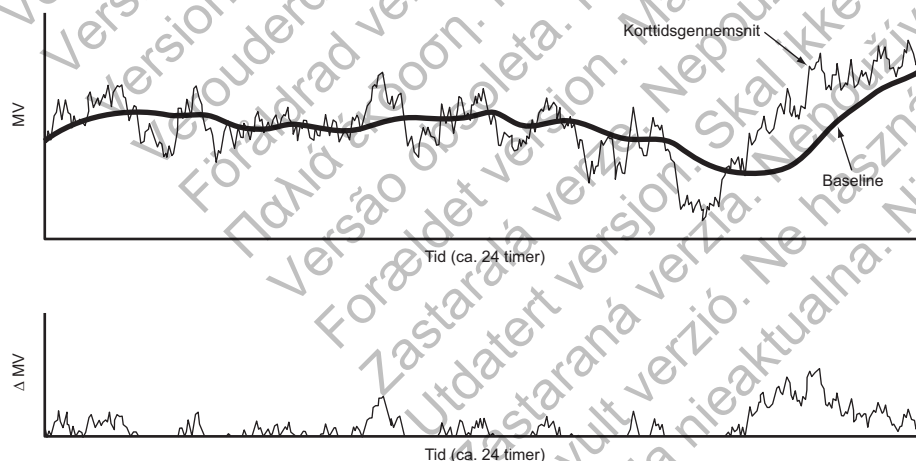


i = strøm, V = volt

Figur 4-17. Måling af MV-signalet fra RV-ledningen

På grund af den avancerede filtrering understøtter algoritmen åndedrætsfrekvenser på op til 72 åndedrag pr. minut. Den filtrerede impulsform behandles derefter for at opnå målingen af totalvolumen. Den gennemsnitlige exciteringsstrøm, der leveres til vævet, er ca. 320 μA . Hvis der er for meget støj, suspenderes MV-sensoren, indtil støjniveauet falder. Exciteringsimpulsformen er et balanceret lav-amplitude signal, der ikke forvrænger registreringer af overflade-EKG. På nogle typer EKG-monitoreringsudstyr kan impulsformer detekteres og vises. Disse impulsformer forekommer udelukkende, når MV-sensoren anvendes.

Impulsgeneratoren vedligeholder et langsigtet glidende gennemsnit (baseline) af disse målinger (opdateres hver 4. minut) samt et kortsigtet (for ca. 30-sekunder) glidende gennemsnit, som bliver opdateret hver 7,5 sekunder. Størrelsen af forskellen mellem det kortsigtede gennemsnit og den langsigtede baseline bestemmer størrelsen på stigningen i frekvens over LRL eller fald i frekvens ned til LRL. Stigningen eller faldet i den sensorindikerede frekvens sker ved højst 2 min^{-1} pr. cyklus (Figur 4-18 på side 4-28).



Øverst: Baseline (langsigtet gennemsnit) følger tendensen i det kortsigtede gennemsnit. Nederst: Forskellen mellem det kortsigtede og langsigtede gennemsnit anvendes til at øge den sensorstyrede frekvens efter anstrengelse.

Figur 4-18. Forskel mellem kortsigtet MV-gennemsnit og MV-baseline

FORSIGTIG: Programmer MV-sensoren/Respirationssensoren til Off (Fra) under brug af respirator. Hvis dette ikke gøres, kan følgende ske:

- U hensigtsmæssig MV-sensorstyret frekvens
- Vildledende respirationsbaseret trending

For at opnå et optimalt frekvensrespons kan der programmeres en række forskellige parametre for Minute Ventilation (Minutventilation) via området RightRate Pacing på skærbilledet Rate Adaptive Pacing Settings (Indstillinger for pacing med adaptiv frekvens).

For at aktivere MV-sensoren har systemet brug for et mål af baseline eller MV under hvile. Kalibreringsmetoderne omfatter:

- **Automatic (Automatisk) kalibrering.** Der sker en automatisk 6-timers kalibrering, når MV programmeres til On eller Passive (Passiv). Der sker intet MV-styret frekvensrespons eller kontrol af ledningsintegriteten hver time i den 6-timers kalibreringsperiode. Hvis MV programmeres til On ved implantation, vil den første timebaserede ledningskontrol med acceptable værdier for ledningsimpedans starte en 2-timers venteperiode efterfulgt af den 6-timers kalibrering. Denne 2-timers periode vises med sensorstatussen Initializing (Initialiserer) og er beregnet til at give mulighed for at færdiggøre implantationsproceduren.
- **Manual (Manuel) kalibrering.** Hver gang MV programmeres til On (herunder i løbet af den 2-timers periode efter ledningsmontering), kan sensoren kalibreres manuelt. På skærbilledet RightRate Pacing Details vælges knappen Start Sensor Calibration (Start sensorkalibrering) for at starte den manuelle kalibreringsproces. Hvis kalibreringen gennemføres korrekt, træder det MV-styrede frekvensrespons i kraft inden for et minut. Manuel kalibrering tager mellem to og fem minutter, afhængigt af om der registreres støj under dataindsamlingen. Patienten bør holde sig i ro og trække vejret normalt i et par minutter inden og under den manuelle kalibrering. Hvis den manuelle kalibrering fejler som følge af støj, vises det med sensorstatussen Suspended: Noise Detected (Suspendert: Støj detekteret), og den 6-timers automatiske kalibrering begynder automatisk. Hvis den manuelle kalibrering fejler som følge af manglende gyldig MV-ledningsvektor (vises med sensorstatussen Suspended: No Valid Lead (Suspendert: Ingen gyldig ledning)), vil impulsgeneratoren fortsat søge efter en gyldig vektor en gang i timen og vil starte den 6-timers kalibrering, når der er detekteret en gyldig vektor.

BEMÆRKNING: Kalibreringsmetoden Manual (Manuel) er ikke tilgængelig under initial interrogering, mens der hentes oplysninger såsom episoder fra Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen) fra enheden. Dette vises ved, at ikonet Start Sensor Calibration (Start sensorkalibrering) er nedtonet, og kan vare alt fra sekunder til minutter, afhængigt af det mængde data, der hentes.

Der er ingen klinisk forskel mellem kalibreringsmetoderne Automatic (Automatisk) og Manual (Manuel). En vellykket kalibrering med metoden Manual giver mulighed for at opnå en baseline og for, at den MV-styrede frekvensrespons kan starte med det samme. Ingen af kalibreringsmetoderne kræver, at der opretholdes telemetriforbindelse under hele kalibreringen.

FORSIGTIG: For at opnå en nøjagtig MV-baseline bliver MV-sensoren kalibreret automatisk, eller den kan kalibreres manuelt. Der skal foretages en ny, manuel kalibrering, hvis impulsgeneratoren tages ud af lommen efter implantation, f.eks. under ompositionering af en ledning, eller i tilfælde hvor MV-baselines kan være blevet påvirket af faktorer, som f.eks. ledningsmodning, luft i lommen, impulsgeneratorbevægelse pga. utilstrækkelig suturering, ekstern defibrillering eller kardiovertering eller andre patientkomplikationer (f.eks. pneumothorax).

PRM'en viser en af nedenstående meddelelser (alle opdateret i realtid) for at angive den aktuelle MV Sensor Status (MV-sensorstatus) på skærbilledet RightRate Pacing Details (Detaljer om RightRate pacing) (Figur 4-21 på side 4-31). Hvis der registreres en Ventricular

Tachy-episode (Ventrikulær takyepisode) (8 ud af 10 hurtige slag), bliver sensoren suspenderet i den tid, episoden varer. Når episoden er afsluttet, genoptages den MV-styrede pacing, medmindre der foretages en automatisk 6-timers kalibrering som følge af en lang episode eller ledningsimpedanser, der er uden for intervallet (der udføres en test ved periodens slutning).

Tabel 4-3. Statusmeddelelser for MV-sensor

Sensor Status (Sensorstatus)	MV-sensorstyret pacing	Indsamling af MV-sensordata ^a
Off	Nej	Nej
Initializing (Initialiserer)	Nej	Nej
Manual Calibration in Progress (Manuel kalibrering i gang)	Nej	Ja
Auto Calibration in Progress (Automatisk kalibrering i gang)	Nej	Ja
Calibrated (Kalibreret)	Ja ^b	Ja
Suspended (Suspenderet)	Nej	Nej
Suspended: No Valid Lead (Suspenderet: Ingen gyldig ledning)	Nej	Nej
Suspended: Noise Detected (Suspenderet: Støj detekteret)	Nej	Ja
Suspended: Telemetry (Suspenderet: Telemetri)	Nej	Ja
Rate Hold: Telemetry (Frekvens fastholdes: Telemetri)	Nej ^c	Ja
Suspended: Tachy Episode (Suspenderet: Takyepisode)	Nej	Nej

a. Individuelle Trends afgør, om data, der indsamles under Suspension, er gyldige og kan medtages i Trend-resultaterne.

b. Hvis MV-sensoren er programmeret til Passive (Passiv), vil der ikke ske MV-sensorstyret pacing.

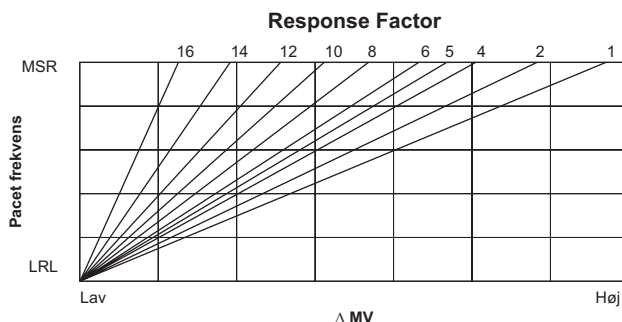
c. Frekvensen holdes ved den nuværende MV-indikerede værdi i op til et minut. Der sker ikke yderligere MV-baserede frekvensændringer med denne sensorstatus.

Der er fire indstillinger for Minute Ventilation (Minutventilation): On, Off, Passive (Passiv) og ATR Only (Kun ATR). Hvis impulsgeneratoren er programmeret permanent til en modus uden adaptiv frekvens, men der vælges en ATR Fallback-modus med adaptiv frekvens, viser MV-feltet ATR Only. Når enheden er programmeret til en modus uden adaptiv frekvens, er indstillingen "On" ikke tilgængelig. Hvis Passive vælges, giver MV-sensoren ikke frekvensrespons, men vil fortsat indsamle data til brug for andre funktioner (f.eks. Sensor Trending (Sensortrendanalyse)).

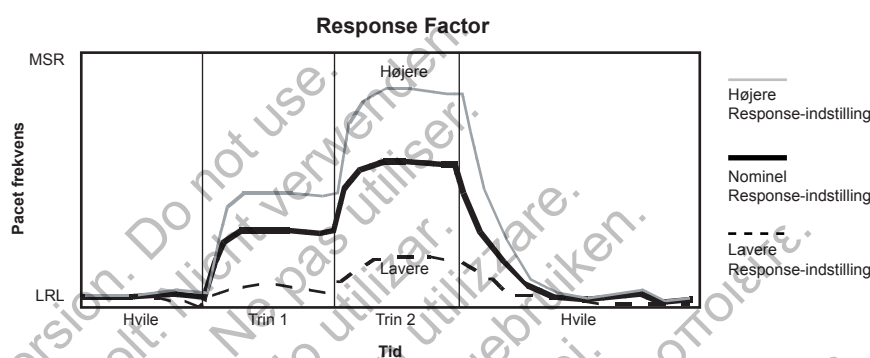
Response Factor (Minute Ventilation)

En stigning i MV til over baseline forårsaget af en stigning i metabolismens behov vil blive detekteret af impulsgeneratoren og konverteret af dens algoritme til en øgning i pacefrekvensen. Forholdet mellem den detekterede stigning i MV og den stigning i den sensorindikerede frekvens, der er et resultat heraf, fastlægges af MV Response Factor (MV responsfaktoren).

Parameteren Response Factor (Responsfaktor) fastsætter den pacefrekvens, der vil forekomme over LRL ved forskellige niveauer af MV. Større responsfaktorværdier resulterer i højere sensorfrekvenser for et givent MV-niveau (Figur 4-19 på side 4-31). Effekten af højere og lavere indstillinger af Response Factor på den sensorstyrede pacefrekvens under en teoretisk 2-trins motionstest er vist nedenfor (Figur 4-20 på side 4-31).



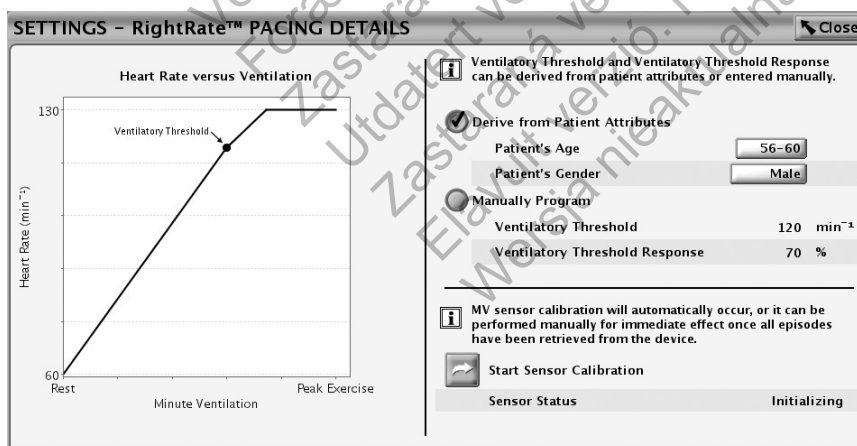
Figur 4-19. Forholdet mellem den programmerede indstilling for Response Factor og frekvensrespons



Figur 4-20. Response Factor-indstillingernes effekt i en 2-trins motionstest

Ventilatory Threshold og Ventilatory Threshold Response

Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel) og Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor) kan enten programmeres manuelt eller kan udledes automatisk fra patientoplysningerne. Klinikerne kan vælge Derive from Patient Attributes (Beregn fra patientens baggrundsdata) på skærbilledet RightRate Pacing Details (RightRate pacingdetaljer) for at hente indstillinger baseret på patientens alder og køn (og Fitness Level (Kondition), se nedenfor). Når parametrene ændres, justeres diagrammet tilsvarende for at vise effekten af den nye programmering på det generelle frekvensrespons (Figur 4-21 på side 4-31). Hvis Date of Birth (Fødselsdato) eller Gender (Køn) ændres på skærbilledet Patient Information, afspejles de nye værdier også på skærbilledet RightRate Pacing Details (Detaljer om RightRate pacing).



Figur 4-21. Ventilatory Threshold og Ventilatory Threshold Response

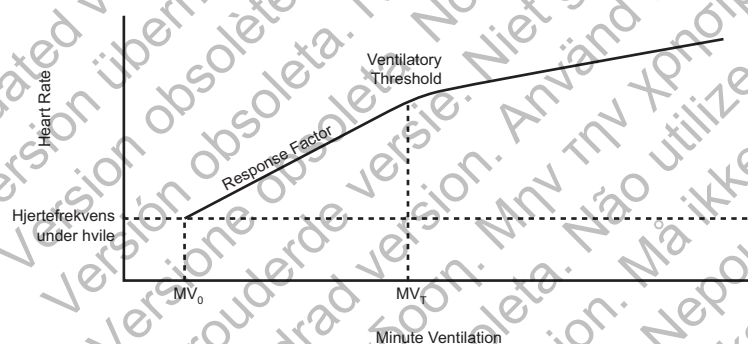
Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel)

Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel) er et fysiologisk begreb, der beskriver det punkt under træning, hvor åndedrætsfrekvensen stiger hurtigere end hjerterefrekvensen (kaldes også den anaerobe tærskel eller mælkesyregrænsen).

Response Factor (Responsfaktor) styrer MV-frekvensresponsen for sensorfrekvenser mellem LRL og Ventilatory Threshold. Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor) styrer MV-frekvensresponsen, når sensorfrekvensen ligger over Ventilatory Threshold.

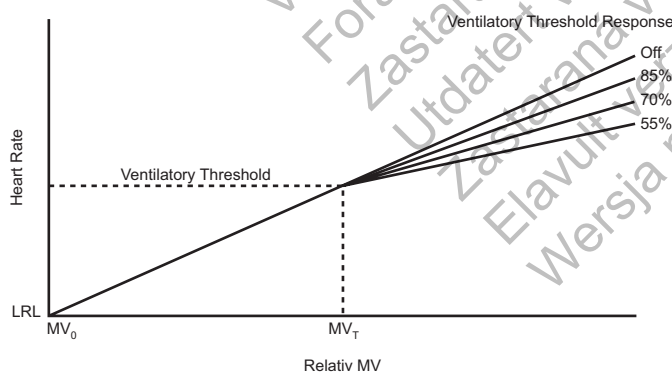
Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor)

Det fysiologiske forhold mellem MV og frekvens er stort set bilineært, som vist (Figur 4-22 på side 4-32). Ved motionsniveauer op til Ventilatory Threshold kan dette forhold tilnærmes et lineært forhold. Ved motionsniveauer over Ventilatory Threshold er forholdet stadig omtrent lineært, men med en mindre hældning. Forholdet mellem de to hældninger varierer fra person til person og afhænger af flere forskellige faktorer såsom køn, alder og hyppigheden og intensiteten af motion. Impulsgeneratoren kan programmeres med en hældning over Ventilatory Threshold (Ventilationstærsklen), der er mindre stejl og dermed efterligner det fysiologiske forhold mellem åndedrætsfrekvensen og hjerterefrekvensen. Ventilatory Threshold Response programmeres som en procentdel af Response Factor (Responsfaktor). Ventilatory Threshold Response er aktiv ved frekvenser over Ventilatory Threshold (Ventilationstærsklen) og resulterer i en mindre aggressiv respons på MV ved højere frekvenser (Figur 4-23 på side 4-32).



MV_0 = MV under hvile; MV_T = MV ved Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel)

Figur 4-22. Typisk fysiologisk forhold mellem MV og hjerterefrekvens



Response Factor (Responsfaktoren) er lineær fra hviletilstanden op til Ventilatory Threshold (Ventilationstærsklen) (MV_0 = MV i hvile, MV_T = MV ved Ventilatory Threshold (Ventilationstærsklen)).

Figur 4-23. Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor)

Fitness Level (Kondition)

Det valgte Fitness Level (Kondition) bestemmer automatisk en passende Ventilatory Threshold Response-faktor og -frekvens, hvorved MV-baselinen bliver fastsat.

Tabel 4-4. Anbefalede indstillinger for Fitness Level

Anbefalet indstilling for Fitness Level	Patientens aktivitetsniveau
Sedentary (Stillesiddende)	Begrænset eller ingen fysisk aktivitet
Active (Aktiv)	Regelmæssige gåture og aktiviteter med lav intensitet
Athletic (Atletisk)	Moderat intensitet, jogging/cykling uden konkurrence
Endurance Sports (Udholdenhedssport)	Anstrengende, konkurrenceprægede aktiviteter såsom maratonløb

Baselinen (det langsigtede gennemsnit) er fast i op til 4,5 timer. Det giver patienter, der motionerer i lang tid ad gangen (f.eks. langdistanceløbere), mulighed for at bevare en tilstrækkelig sensorstyret frekvens under motionen. Baselinen er fast, når den sensorindikerede frekvens er over 110 min^{-1} for Fitness Level-indstillingen Endurance Sports eller 90 min^{-1} for de andre tre Fitness Level-indstillinger. Efter 4,5 timer, eller når sensorfrekvensen falder til under 90 min^{-1} eller 110 min^{-1} som beskrevet ovenfor, aktiveres tilpasningen af baselinen igen.

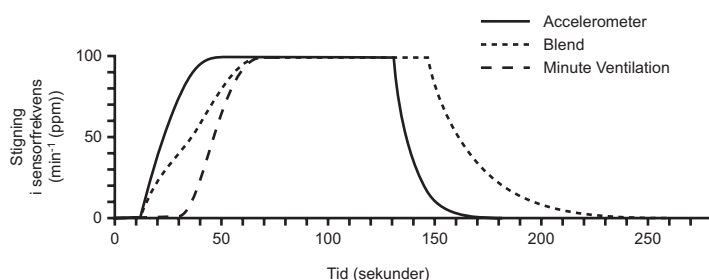
Dobbeltsensorblanding

Når både sensoren for Accelerometer og MV programmeres til On for pacing med adaptiv frekvens, blandes de to sensorindikerede frekvenser for at frembringe et vægtet gennemsnitsrespons, der er afhængigt af frekvensen. Som resultat heraf bliver den blandede respons altid lig med en af de to frekvenser. Når Accelerometer-responset er mindre end MV-responset bliver blandingen af sensorerne 100% MV-baseret. Hvis Accelerometer-responset er større end MV-responset vil det blandede respons variere fra 80% Accelerometer og 20% MV, når Accelerometer-frekvensen befinder sig ved LRL, til 40% Accelerometer og 60% MV, når Accelerometer-frekvensen befinder sig ved MSR.

Følgende eksempler illustrerer, hvordan blandingsalgoritmen fungerer.

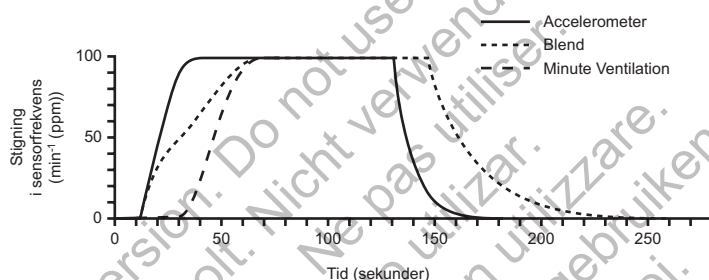
Eksempel 1

Accelerometeret detekterer bevægelse samtidig med en simultan MV-stigning (Figur 4-24 på side 4-34). Ved anstrengelse øger det blandede respons straks (inden 4 sekunder) frekvensen baseret på Accelerometer-responset. Efterhånden som frekvensen fortsætter med at stige, nærmer det blandede respons sig MV-responset, men det vil altid forblive mellem accelerometer- og MV-responset. Ved højere frekvenser påvirker ændringerne i accelerometerinputtet den blandede respons stadig mindre (kun 40% ved MSR), mens forandringer i MV har en mere markant effekt. Efter endt motionering sænkes accelerometerfrekvensen i overensstemmelse med parameteren Recovery Time (Recovery-tid) og falder i dette eksempel til under MV-responset. Dette resulterer i, at algoritmen skifter til en 100% MV-blanding under recovery-fasen, så længe accelerometerresponset forbliver under MV-responset. Når dobbeltsensorblanding anvendes, skal den nominelle accelerometerværdi fastholdes på 2 minutter. Dette giver det fysiologiske MV-signal mulighed for at styre pacing med adaptiv frekvens i restitutionfasen efter motion.



Figur 4-24. Eksempel på blandet respons med en Accelerometer Reaction Time på 30 sekunder

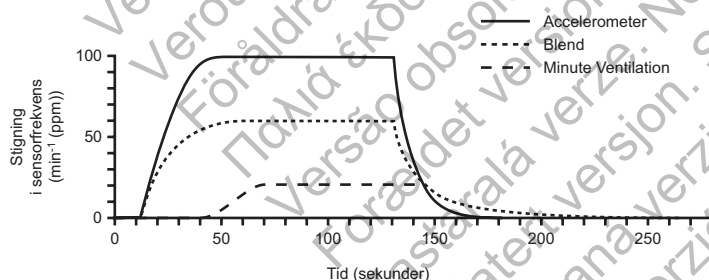
Aggressiviteten i responset ved starten på anstrengelse kan kontrolleres ved programmering af en kortere Accelerometer Reaction Time (Accelerometerreaktionstid) (Figur 4-25 på side 4-34)



Figur 4-25. Eksempel på blandet respons med en Accelerometer Reaction Time på 20 sekunder

Eksempel 2

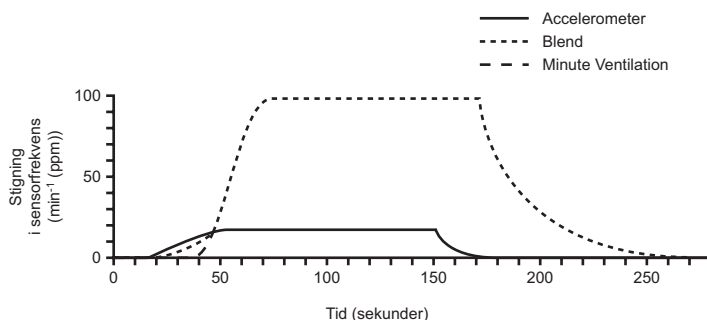
Accelerometeret detekterer bevægelse med en lille stigning i MV (Figur 4-26 på side 4-34). Responset fra den blandede sensor vil være begrænset til ca. 60% af accelerometerresponset. Når accelerometerresponset efterhånden falder til under MV-responset under recovery, bliver det blandede respons 100% MV-styret.



Figur 4-26. Blandet respons: Accelerometeret detekterer bevægelse med en lille eller ingen stigning i MV

Eksempel 3

MV stiger ved en lille stigning i accelerometerfrekvens (Figur 4-27 på side 4-35). Det blandede respons vil først stige sammen med accelerometerresponset, men efterhånden som MV-responset stiger til en værdi over accelerometerresponset, bliver det blandede respons 100% MV-styret. Dette giver et tilstrækkeligt respons ved metabolismens øgede behov under forhold med få eller ingen bevægelser af overkroppen.



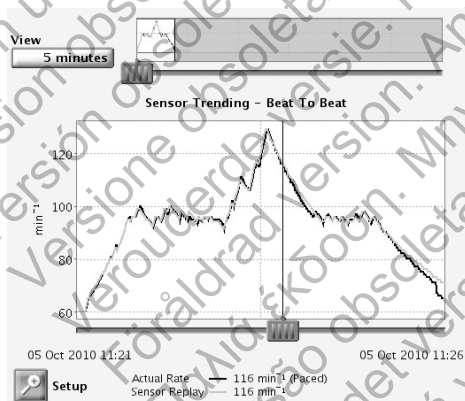
Figur 4-27. Blandet respons: Stigning i MV med en lille eller ingen bevægelse detekteret af accelerometeret

Sensor Trending

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Sensor Trending giver en grafisk visning af impulsgeneratorens frekvensrespons på patientens detekterede aktivitetsniveau og/eller fysiologiske behov og giver nyttige oplysninger under motionstests. Det giver klinikerne mulighed for at tilpasse den sensorstyrede pacefrekvens til patientens faktiske behov.

Diagrammet Sensor Trending og parametrene for Sensor Trending Setup (Opsætning af sensortrendanalyse) vises på skærbilledet Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens).



Figur 4-28. Sensor Trending-diagram

Opsætning omfatter følgende optioner:

- Recording Method (Registreringsmetode)—programmerbar:
 - 30-Second Average (30-sekunders gennemsnit)—registrerer og plotter den gennemsnitlige frekvens ind hver 30. sekund.
 - Beat to Beat (Slag til slag)—registrerer og plotter frekvensen ind for hvert slag.

BEMÆRKNING: Beat to Beat anbefales ved brug af gang i gangarealer eller kortere perioder med aktivitet til manuelt at optimere sensorfrekvenser.

- Off—der indsamles ikke trending data.

- Duration (varighed)—kan ikke programmeres og er baseret på den valgte Recording Method (Registreringsmetode):
 - Når Recording Method er indstillet til Off eller 30-Second Average: Duration er cirka 25 timer.
 - Når Recording Method er indstillet til Beat to Beat: Duration er cirka 40 minutter ved 75 min⁻¹.
- Data Storage (Datalagring)—programmerbar:
 - Continuous (Løbende)—indeholder de seneste tilgængelige data. Lagringen starter, når opsætningen bekræftes, og den registrerer kontinuerligt de seneste oplysninger og overskriver samtidig de ældste data, indtil oplysningerne er hentet ind. Denne option giver mulighed for at se dataene for registreringens varighed umiddelbart før dataene hentes.
 - Fixed (Fast)—lagring starter, når opsætningen bekræftes, og fortsætter, indtil enhedens hukommelse er fuld. Dette giver mulighed for at se data fra den initiale opsætning i en fastsat tidsperiode.

Impulsgeneratoren indsamler og gemmer frekvens- og sensordata, som så vises i et grafisk format på PRM'en som patientens Actual Rate (Faktiske frekvens) og Sensor Replay (Sensorgenindspilning) i registreringstidsrummet.

Actual Rate (Faktisk frekvens) (sort linje) viser patientens hjerterefrekvens under aktivitet (pacet eller senset). Sensor Replay (Sensorgenindspilning) (orange linje) gengiver det sensorstyrede hjerterefrekvensrespons med de aktuelle parameterindstillinger for sensoren. Efterhånden som glideren på diagrammets vandrette akse flyttes, bliver de faktiske og sensorindikerede hjerterefrekvenser vist for bestemte datapunkter. Ved siden af Actual Rate klassificeres og vises de atrielle events i form af et bestemt datapunkt (enkelt slag eller 30-sekunders gennemsnit). Events klassificeres og vises som en eller flere af følgende: Pacet, Sensed, Sensed i ATR eller VT. Denne eventtype afspejler ventrikulære events i VVI(R)-modi.

De aktuelle sensorparametre kan justeres for at se hvilken ændring i sensorfrekvensens adfærd, det medfører, uden at det er nødvendigt at gentage en motionstest.

Impulsgeneratoren kan indsamle og lagre data i både modi med og uden adaptiv frekvens. I modi uden adaptiv frekvens indsamles trending data via sensorindstillingen Passive (Passiv). Passive giver mulighed for indsamling af sensordata, der kan anvendes til optimering af sensorerne i mangel af det sensorstyrede frekvensrespons. Men når sensorindstillingen er Passive, vises der kun Sensor Replay-data på diagrammet, når der er valgt en modus med frekvensrespons.

Impulsgeneratoren registrerer Sensor Trending-data, mens telemetri med telemetrihoved eller RF-telemetri er aktiv.

Når hjerterefrekvensen er fuldstændigt sensorstyret, kan der stadig ses små forskelle mellem Actual Rate (Faktisk frekvens) og Sensor Replay (Sensorgenindspilning), fordi de beregnes individuelt ved hjælp af to lidt forskellige metoder.

Anvendelse af trendanalysedata

Følg nedenstående trin for at anvende funktionen Sensor Trending (Sensortrendanalyse):

1. Efter en motionssession, vælges diagrammet Sensor Trending, og der trykkes på Interrogate for at opdatere oplysningerne. Der hentes trending data under initial interrogering. Hvis en session stadig er aktiv, mens patienten foretager en gåtur i gangen, trykkes der på Interrogate igen for at opdatere trending-oplysningerne.

2. Vælg knappen View (Vis) for at øge eller mindske den datamængde, der vises på en gang. Dato og tid for start og afslutning nederst i diagrammet ændres for at afspejle det tidsrum, der vises på diagrammet. Med Recording Method (Registreringsmetoden) indstillet til 30 Second Average (30-sekunders gennemsnit) kan der vælges 1 til 25 timer, mens der med Recording Method indstillet til Beat to Beat (Slag til slag) kan vælges fra 5 til 40 minutter.
3. For at tilpasse, hvilke data der vises i diagrammet, eller for at se bestemte datapunkter, flyttes gliderne langs de vandrette akser i bunden af visningsvinduerne.
4. Juster sensorparametrene til højre for diagrammet for at se, hvordan ændringer i paceparametrene for pacing med adaptiv frekvens påvirker sensorresponsen (orange linje). Når disse parametre og/eller MSR og LRL ændres på skærmen, ændrer applikationen diagrammet tilsvarende for at illustrere de effekter, der bliver resultatet af ændringerne. Hvis patientens hjerterytme er passende til den aktivitet, der udføres, er sensoroptimering ikke nødvendig.
5. Hvis patientens hjerterefrekvens ligger inden for det ønskede interval for den aktivitet, der udføres, vælges Program (Programmer).

BEMÆRKNING: Sensor Trending-resultater kan udskrives fra fanen Reports (Rapporter). Foruden det aktuelle diagram vist på programmerskærmen vises også både parameteren Present (aktuelt programmeret) og Replay (justeret af klinikerén).

BEMÆRKNING: Sensorjusteringer bør ikke være baseret på data, der indsamles i tidsrummet for MV-kalibrering.

ATRIAL TACHY RESPONSE (ATRIEL TAKYRESPONS)

ATR Mode Switch

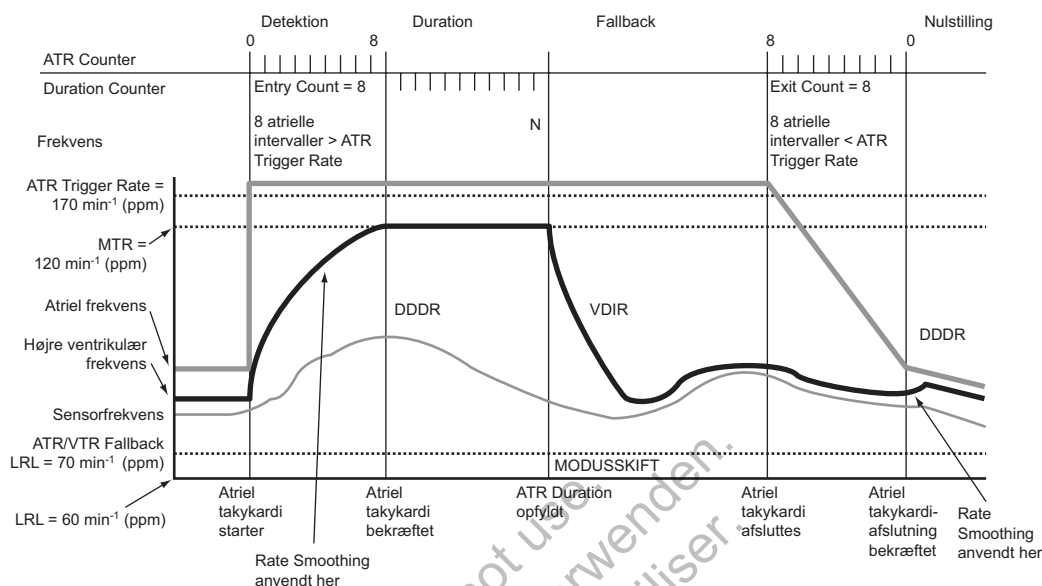
Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

ATR har til formål at begrænse det tidsrum, hvori den ventrikulære pacede frekvens er ved MTR eller udviser upper-rate-adfærd (2:1 blok eller Wenckebach), som reaktion på en patologisk atriel arytmi.

Ved tilstedeværelse af detekteret atriel aktivitet, der overskrider ATR Trigger Rate (ATR-detektionsfrekvens), skifter impulsgeneratoren pacemodussen fra en modus med tracking til en modus uden tracking således:

- Fra DDD(R) til DDI(R) eller VDI(R)
- Fra VDD(R) til VDI(R)

Der vises et eksempel på ATR-adfærd (Figur 4-29 på side 4-38).



Figur 4-29. ATR-adfærd

BEMÆRKNING: Parameterindstillinger, der reducerer det atrielle sensevindue, kan inhibere ATR-terapi.

ATR Trigger Rate

ATR Trigger Rate (ATR trigningsfrekvens) fastlægger den frekvens, hvorved impulsgeneratoren begynder at detektere atrielle takykardier.

Impulsgeneratoren monitorerer atrielle events hele vejen igennem paceintervallet, med undtagelse af den atrielle blanking-periode og støjafvisningsintervallerne. Atrielle events, der er hurtigere end Trigger Rate, øger ATR-detektionstælleren, mens events, der er langsommere end Trigger Rate (Trigningsfrekvensen), mindsker tælleren.

Når ATR-detektionstælleren når den programmerede Entry Count, begynder ATR Duration. Når ATR-detektionstælleren på et vilkårligt tidspunkt tæller ned fra den programmerede værdi for Exit Count til nul, afsluttes ATR Duration og/eller Fallback, og ATR-algoritmen nulstilles. Der oprettes en eventmarkør, hver gang ATR-detektionstælleren øges eller mindskes.

BEMÆRKNING: Under post-terapipacing fungerer ATR på samme måde som under normal pacing.

ATR Duration

ATR Duration er en programmerbar værdi, der fastsætter det antal af ventrikulære intervaller, hvorunder de atrielle events fortsat vurderes, efter initial detektion (Entry Count) er opfyldt. Denne funktion er beregnet til at undgå modusskift på grund af korte, ikke-vedvarende episoder af atrielt takykardi. Hvis ATR-tælleren når nul under ATR Duration, nulstilles ATR-algoritmen, og der sker ikke et modusskift.

Hvis den atrielle takykardi fortsætter i hele den programmerede ATR Duration, sker der et modusskift, og Fallback Mode (Fallback-modus) og Fallback Time (Fallback-tid) begynder.

Entry Count

Entry Count fastsætter, hvor hurtigt en atrielt arytmie detekteres initialet.

Jo lavere den programmerbare værdi er, jo færre hurtige atrielle events skal der til for at opfylde den initiale detektion. Når antallet af detekterede, hurtige, atrielle events er lig den programmerbare Entry Count, starter ATR Duration, og Exit Count aktiveres.

FORSIGTIG: Udvis forsigtighed ved programmering af Entry Count (Entry Count) til lave værdier i forbindelse med en kort ATR Duration (ATR-varighed). Denne kombination giver mulighed for at skifte modus med meget få, hurtige atrielle slag. Hvis f.eks. Entry Count (Entry Count) blev programmeret til 2, og ATR Duration (ATR-varighed) til 0, kan et skift af ATR-modus forekomme ved 2 hurtige atrielle intervaller. I disse tilfælde kan en kort række præmature atrielle hændelser få enheden til at skifte modus.

Exit Count

Exit Count fastlægger, hvor hurtigt ATR-algoritmen skal afsluttes, når den atrielle arytmie ikke længere kan detekteres.

Jo lavere den programmerede værdi er, desto hurtigere vender impulsgeneratoren tilbage til en atriell tracking-modus, når en atriell arytmie ophører. Når antallet af detekterede, langsomme, atrielle events er lig den programmerbare Exit Count, afsluttes ATR Duration og/eller Fallback, og ATR-algoritmen nulstilles. ATR Exit Count mindskes langsommere af atrielle events end Trigger Rate (Trigningsfrekvens) eller af en ventrikulær event, der forekommer mere end to sekunder efter den sidste atrielle event.

FORSIGTIG: Udvis forsigtighed ved programmering af Exit Count (Exit Count) til lave værdier. Hvis Exit Count (Exit Count) f.eks. blev programmeret til 2, kan et par cykler med atriell undersensing medføre afslutning på skift af modus.

Fallback Mode

Fallback Mode (Fallback-modus) er den pacemodus uden tracking, som impulsgeneratoren automatisk skifter til, når ATR Duration opfyldes.

Efter et modusskift reducerer impulsgeneratoren gradvis den ventrikulært pacede frekvens. Denne reduktion styres af parameteren Fallback Time (Fallback-tid).

BEMÆRKNING: Fallback-modusværdier for dobbeltkammer pacing er kun tilgængelige, når pacemodusen Normal også er indstillet til dobbeltkammer.

BEMÆRKNING: ATR Fallback-modus kan programmeres med frekvensrespons, selvom den permanente bradymodus er uden frekvensrespons. I dette tilfælde vil sensorparametrene så vise "ATR Only".

Fallback Time

Fallback Time (Fallback-tid) styrer, hvor hurtigt den pacede frekvens under fallback vil falde fra MTR til ATR/VTR Fallback LRL. Den pacede frekvens vil falde til den af følgende frekvenser med den højeste værdi: den sensorindikerede frekvens, VRR-frekvensen eller ATR/VTR Fallback LRL.

Under fallback er følgende funktioner deaktiveret:

- Rate Smoothing (Frekvensudjævning)— deaktiveret, indtil fallback når ATR/VTR Fallback LRL eller den sensorindikerede frekvens. Hvis VRR er aktiveret, er Rate Smoothing (Frekvensudjævning) deaktiveret under hele modusskiftet
- Rate Hysteresis (Frekvenshysteresis)
- AV Search +

- PVARP Extension

Fallback LRL

ATR/VTR Fallback LRL er den programmerede lave frekvens, hvortil frekvensen falder under modusskift. ATR/VTR Fallback LRL kan programmeres højere eller lavere end den permanente brady LRL.

Frekvensen vil falde til den af følgende frekvenser med den højeste værdi: den sensorindikerede frekvens (hvis relevant), VRR-frekvensen (hvis aktiveret) og ATR/VTR Fallback LRL.

ATR/VTR Fallback LRL er også Backup VVI pacefrekvensen under backuppacing ved forekomst af detekterede ventrikulære arytmier.

End of ATR Episode

End of ATR Episode (Afslutning på ATR-episode) identificerer det punkt, hvor impulsgeneratoren vender tilbage til AV-synkron funktion, fordi den atrielle arytmie ikke længere detekteres.

Når arytmi ophører, mindskes ATR Exit Count fra sin programmerede værdi, indtil den når 0. Når ATR Exit Count når 0, skifter pacemodussen automatisk til den programmerede tracking-modus, og AV-synkron funktion genoprettes.

Ventricular Tachy Response (VTR)

VTR fungerer som et automatisk modusskift for VVI backuppacing ved forekomst af detekterede ventrikulære takyarytmier.

Når detektion er opfyldt i en ventrikulær takykardizone, skifter pacemodussen til VVI (RV) eller til Off, hvis den aktuelle modus er AAI(R), eller Off.

Når modusen skifter, sker der backuppacing ved den programmerede ATR/VTR Fallback LRL, og den anvender de programmerede værdier for ventrikulær ATP Pulse Width (Impulsbredde) og Amplitude.

Enheden tager automatisk højde for AV-forsinkelsen for den laveste programmerede takyfrekvenstærskel, når der sker atriell pacing tæt på den øvre frekvensgrænse.

Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering) (VRR)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

VRR er beregnet til at reducere variansen i V-V-intervallængden under delvist overledte atrielle arytmier ved let øgning af den ventrikulære pacefrekvens.

VRR-algoritmen beregner et VRR-angivet paceinterval baseret på en vægtet sum af den aktuelle V-V-intervallængde og de foregående VRR-angivne paceintervaller.

- Pacede intervaller har større indvirkning end sensed intervaller, da pacede events medfører en fald i den VRR-angivne frekvens.
- For sensed intervaller kan den VRR-angivne frekvens øges, men indvirkningen begrænses af den tidligere historik.
- Den VRR-indikerede frekvens er desuden bundet af LRL og VRR MPR.

Når VRR programmeres til On i tracking-modi, er VRR kun aktiv, når der er sket et ATR modusskift. Når en tracking-modus genoptages ved ophør af den atrielle arytmie, bliver

VRR inaktiv. I tracking-modi, hvor både Rate Smoothing (Frekvensudjævning) og VRR er programmeret til On, deaktiveres Rate Smoothing, når VRR er aktiv under ATR, og genaktiveres, når ATR afsluttes.

Ved programmering til On i modi uden tracking er VRR kontinuerligt aktiv og opdaterer den VRR-angivne pacefrekvens og det udjævnede gennemsnit for hver hjertecyklus.

Ventricular Rate Regulation Maximum Pacing Rate (VRR MPR)

VRR MPR begrænser den maksimale pacefrekvens for VRR.

VRR fungerer mellem LRL og MPR.

Atrial Flutter Response (Atriefлагrenrespons) (AFR)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Atrial Flutter Response (Atriefлагrenrespons) er beregnet til:

- At forhindre pacing i den atrielle sårbare periode efter en atriel sense. Pacing ind i den sårbare periode kan ske, hvis der er planlagt en atriel pace lige efter en refraktær atriel sense.
- Straks at sikre, at der ikke sker tracking af atrielle frekvenser, der er højere end AFR Trigger Rate (Trigningsfrekvens).

Adfærden uden tracking opretholdes, så længe der er atrielle events, der fortsætter med at ligge over AFR Trigger Rate.

Eksempel: Når AFR er programmeret til 170 min^{-1} , starter en detekteret atriel event i PVARP eller et tidligere trigget AFR-interval et AFR-vindue på 353 ms (170 min^{-1}). Atriel detektion i AFR'en klassificeres som sensing i den refraktære periode og trackes ikke. Atriel tracking starter først, når både PVARP og AFR-vinduet udløber. Pacede atrielle events, der er planlagt i et AFR-vindue forsinkes, indtil AFR-vinduet udløber. Hvis der er færre end 50 ms tilbage før den efterfølgende ventrikulære pace, inhiberes den atrielle pace for cyklussen.

Ventrikulær pacing påvirkes ikke af AFR og vil blive udført som planlagt. Det store programmerbare område for AFR Trigger-frekvenser gør det muligt at udføre korrekt sensing af langsom atriefлагren. Højfrekvent atriel sensing kan kontinuerligt gentrigge AFR-vinduet, hvilket vil resultere i en adfærd svarende til VDI(R) fallback-modus.

BEMÆRKNING: For atrielle arytmier, som opfylder kriterierne for programmeret AFR-frekvens, vil brug af funktionen AFR resultere i langsommere ventrikulære pacefrekvenser.

BEMÆRKNING: Når både AFR og ATR er aktive ved forekomst af atrielle arytmier, kan ventrikulær pacet adfærd uden tracking ske tidligere, men ATR Mode Switch (ATR modusskift) kan tage længere tid. Det skyldes, at funktionen ATR Duration tæller ventrikulære cykler for at opfylde Duration, og AFR-funktionen sænker hastigheden på den ventrikulære pacede respons på hurtige atrielle arytmier.

PMT Termination (PMT-afbrydelse)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

PMT Termination (PMT-afbrydelse) detekterer og forsøger at afbryde tilstande med pacemaker-medieret takykardi (PMT).

Der kan være mange grunde til, at AV-synkroni mistes, herunder atrieflimren, PVC'er, PAC'er, atriel oversensing eller tab af atriel capture. Hvis patienten har en intakt retrograd ledende

strømbane, når der mistes AV-synkroni, kan det usynkroniserede slag medføre retrograd overledning til atriet, hvilket resulterer i præmatur atriel depolarisering. I DDD(R) og VDD(R) pacemodi kan enheden detektere og tracke retrogradt overledte P-takker, der ligger uden for PVARP. Den gentagne cyklus med sensing og tracking af retrograd overledning kaldes PMT og kan medføre triggede ventrikulære pacefrekvenser, der er lige så høje som MTR. Programmering af visse refraktære perioder (f.eks. PVARP efter PVC) kan reducere sandsynligheden for tracking af retrograde events. Rate Smoothing (Frekvensudjævning) kan også være nyttig til kontrol af impulsgeneratorens respons på retrograd overledning.

Når impulsgeneratorens respons på retrograd overledning ikke styres via programmering af enheden, anvendes PMT Termination (PMT-afbrydelse) (hvis programmeret til On) til at detektere og afbryde PMT inden for 16 cykler af onset, når følgende betingelser er opfyldt:

- Der tælles 16 ventrikulære pacer i træk ved MTR efter atrielt sensed events
- Alle 16 V–A-intervaller ligger inden for 32 ms (før eller efter) i forhold til det andet V–A-interval målt ved MTR under de 16 ventrikulært paced events (for at kunne skelne mellem Wenckebach-adfærd og PMT)

Når begge betingelser er opfyldt, indstiller impulsgeneratoren PVARP til en fast indstilling på 500 ms i én hjertecyklus i et forsøg på at bryde PMT. Hvis begge betingelser ikke er opfyldt, fortsætter impulsgeneratoren med at monitorere på hinanden følgende ventrikulære pacer for forekomsten af PMT.

Når PMT Termination er programmeret til On, lagrer impulsgeneratoren PMT-episoder i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen).

BEMÆRKNING: Selvom vurderingen af V–A-intervaller hjælper med til at skelne mellem PMT (stabile V–A-intervaller) fra upper rate-adfærd som følge af sinustakykardi eller respons på normal motion (typisk ustabile V–A-intervaller), sker det, at en patients spontane atrielle frekvens opfylder detektionskriterierne for PMT. I disse tilfælde vil algoritmen, hvis PMT Termination er programmeret til On, erklære rytmen for en PMT og forlænge PVARP ved den 16. cyklus.

BEMÆRKNING: Fordi retrograde overledningstider kan variere i løbet af en patients liv som følge af ændringer i sundhedstilstanden, kan det være nødvendigt ind imellem at tilpasse programmeringen.

Hvis der er tydelig retrograd overledning i et gemt EGM, kan elektrogrammet evalueres, og/eller der kan udføres en tærskeltest for at bekræfte, at den atrielle pacing og sensing er korrekt. Hvis der ikke findes gemte EGM'er, som kan evalueres, følges nedenstående trin for at anvende PRM'en som hjælp til evaluering af V–A-intervaller:

1. Vælg fanen Temp Brady (Midlertidig brady) fra skærbilledet Tests.
2. Programmer en passende atriel sensemodus, der giver atrielle markører (VDD, DDD, or DDI).
3. Programmer det maksimale PVARP til en værdi, der er kortere end den gennemsnitlige retrograde overledningstid.

BEMÆRKNING: Faglitteraturen angiver, at den gennemsnitlige retrograde overledningstid er 235 ± 50 ms (med et interval på 110–450 ms)¹.

4. Programmer LRL sådan, at det sikres, at pacing er over den spontane atrielle frekvens (e.g., 90, 100, 110...).

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.

5. Begynd udskrivningen real-time EKG'et.
6. Vælg knappen Start for at aktivere de midlertidige parametre.
7. Vælg Stop-knappen, når testningen er færdig for den angivne LRL-værdi.
8. Stop udskrivningen af real-time EKG'et.
9. Evaluer EKG-strimlen for V–A-overledning (VP efterfulgt af en AS). Kig efter stabile og sammenhængende intervaller, der tyder på retrograd overledning.
 - Hvis der kan konstateres retrograd overledning, sammenlignes den retrograde V–A-intervaltid med den programmerede refraktærperiode. Det bør overvejes at programmere PVARP til den passende værdi, så den retrograde event ikke trackes.
 - Hvis der ikke kunne konstateres retrograd overledning, kan PMT-episoden være resultatet af normal upper rate-adfærd. Gennemgå histogrammerne for at se, hvor ofte frekvensen ligger ved MTR, og overvej at hæve MTR (hvis det er klinisk hensigtsmæssigt).
10. Gentag om nødvendigt proceduren med forskellige LRL-værdier, da retrograd overledning kan optræde ved forskellige frekvenser.

RATE ENHANCEMENTS

Rate Hysteresis (Frekvenshysteresis)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Rate Hysteresis (Frekvenshysteresis) kan forlænge enhedens levetid ved at reducere antallet af pacesstimuli. I dobbeltkammermodeller er denne funktion tilgængelig i DDD-, DDI-, VVI-, og AAI-modus. I enkeltkammermodeller er denne funktion tilgængelig i VVI-modus. I DDD-, DDI- og AAI-modus aktiveres Rate Hysteresis (Frekvenshysteresis) af en enkelt ikke-refraktær, atrielt senset event.

BEMÆRKNING: Rate Hysteresis aktiveres og deaktiveres af ventrikulære events i VVI-modus (f.eks. spontan aktivitet, pacet aktivitet).

I DDD-, DDI- og AAI-modus bliver Hysteresis deaktiveret af en enkelt atrielt pace ved Hysteresis Rate (Hysteresefrekvensen). I DDD-modus bliver Hysteresis deaktiveret af en atrielt frekvens på over MTR.

Når Rate Smoothing Down (Frekvensudjævning nedad) er aktiveret, forbliver Rate Hysteresis i funktion, indtil der sker pacing ved Hysteresis Rate (Hysteresefrekvensen). Dette giver Rate Smoothing (Frekvensudjævning) mulighed for at kontrollere overgangen til Hysteresis Rate (Hysteresefrekvensen).

Hysteresis Offset

Hysteresis Offset (Hysteresioffset) anvendes til at sænke escape-frekvensen til under LRL, når impulsgeneratoren sensor spontan atrielt aktivitet.

Hvis der forekommer spontan aktivitet under LRL, tillader Hysteresis Offset inhibering af pacing, indtil LRL minus Hysteresis Offset nås. Som resultat heraf kan patienten nyde godt af længere perioder med sinusrytme.

Search Hysteresis

Når Search Hysteresis (Søgehysterese) aktiveres, sænker impulsgeneratoren periodisk escape-frekvensen med det programmerede Hysteresis Offset (Hystereseoffset) for at afsløre potentiel spontan atrieaktivitet under LRL. Det programmerede antal søgningscykler skal fortløbende være atrieelt pacet, for at der foretages en søgning.

Eksempel: Ved en frekvens på 70 min^{-1} og et søgeinterval på 256 cykler, vil en søgning efter atrie spontan aktivitet forekomme ca. for hver 3,7 minutter ($256 \div 70 = 3,7$).

Under Search Hysteresis sænkes pacefrekvensen med Hysteresis Offset i op til otte hjertecykler. Hvis der senses spontan atrieaktivitet i løbet af søgeperioden, forbliver Hysteresis aktiv, indtil der forekommer en atrieel pace ved hystereseoffset-frekvensen.

Rate Smoothing (Frekvensudjævning) er deaktiveret under søgningscyklerne. Hvis der ikke detekteres nogen atrie spontan aktivitet under søgningen på de otte hjertecykler, bringes pacefrekvensen op til LRL. Hvis Rate Smoothing Up (Frekvensudjævning opad) er aktiveret, styrer denne funktion stigningen i pacefrekvensen.

Rate Smoothing (Frekvensudjævning)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Rate Smoothing (Frekvensudjævning) styrer impulsgeneratorens respons på atrielle og/eller ventrikulære frekvensudsving, der medfører pludselige ændringer i paceintervallerne. Rate Smoothing er en vigtig enhancement til ATR, fordi den markant kan reducere de frekvensudsving, der er forbundet med start og ophør af atrielle arytmier.

Uden Rate Smoothing vil en pludselig, stor atrieel frekvensstigning medføre en pludselig simultan stigning i den pacede ventrikulære frekvens, der er lige så høj som den programmerede MTR. Patienter, der oplever store variationer i deres ventrikulært pacede frekvens, kan føle symptomer under disse episoder. Rate Smoothing kan forhindre disse pludselige frekvensændringer og de medfølgende patientsymptomer (så som hjertebanken, åndenød og svimmelhed).

I et normalt overledningssystem forekommer der begrænsede cyklus-til-cyklus-variationer i frekvensen. Dog kan den pacede frekvens ændres drastisk fra et slag til det næste ved forekomst af en af nedenstående:

- Sinoatriel sygdom, som for eksempel sinuspause eller arrest, sinoatrielt blok, brady-takysyndrom
- PAC'er og/eller PVC'er
- Pacemaker-Wenckebach
- Intermitterende, kortvarige, selvophørende, SVT'er og atrieflagen/-flimren
- Retrograde overledte P-takker
- Impulsgeneratorens sensing af myopotentielle signaler, EMI, crosstalk osv.

I enkeltkammermodi fungerer Rate Smoothing (Frekvensudjævning) mellem:

- LRL og MPR ved programmering til VVI eller AAI
- LRL og MSR ved programmering til VVIR eller AAIR

I dobbeltkammermodi fungerer Rate Smoothing mellem:

- LRL og den højeste af de to værdier for MSR og MTR ved programmering til DDD(R) eller VDD(R)

- LRL og MPR ved programmering til DDI
- LRL og MSR ved programmering til DDIR

Rate Smoothing (Frekvensudjævning) er også anvendelig mellem Hysteresis Rate (Hysteresefrekvensen) og LRL, når Hysteresis (Hysteresen) er aktiv, undtagen under Search Hysteresis (Søgehysteresen).

Når Rate Smoothing er programmeret til On, er den i funktion, undtagen:

- Under de 8 cykler med Rate Search Hysteresis (Frekvenssøgningshysteresen)
- Under ATR Fallback, indtil fallback når ATR LRL, den sensorindikerede frekvens eller VRR-intervallet
- Under VRR, når den er aktiv
- Under en PMT Termination (PMT afbrydelse) episode
- Umiddelbart efter programmerede stigninger i LRL
- Når den spontane frekvens ligger over MTR

Programmerbare værdier

Værdierne for Rate Smoothing er en procentdel af RV R-R-intervallet (3% til 25% i trin på 3%), og de kan programmeres uafhængigt til:

- Stigning—Rate Smoothing Up (Frekvensudjævning opad)
- Fald—Rate Smoothing Down (Frekvensudjævning nedad)
- Off

Impulsgeneratoren gemmer det seneste R-R-interval i hukommelsen. R-takker kan være enten spontane eller pacede. På baggrund af dette R-R-interval og den programmerede værdi for Rate Smoothing begrænser enheden variationen i den pacede frekvens på slag-til-slag-basis.

Det er vigtigt at konstatere patientens fysiologiske cyklus-til-cyklus-varians og programmere parameteren Rate Smoothing til en værdi, der beskytter mod patologiske intervalændringer, men dog tillader fysiologiske intervalændringer som respons på øget aktivitet eller motion.

Rate Smoothing Up

Rate Smoothing Up (Frekvensudjævning opad) styrer den største tilladte stigning i pacefrekvensen, når den spontane eller sensorstyrede frekvens stiger.

Rate Smoothing Down

Rate Smoothing Down (Frekvensudjævning nedad) styrer den største tilladte fald i pacefrekvensen, når den spontane eller sensorstyrede frekvens falder.

BEMÆRKNING: Når Rate Smoothing Down er programmeret til On, og Rate Smoothing Up (Frekvensudjævning opad) er programmeret til Off, vil impulsgeneratoren automatisk forhindre hurtige spontane slag (f.eks. PVC'er) i at nulstille Rate Smoothing Down escape-frekvensen med mere end 12% pr. cyklus.

Rate Smoothing Maximum Pacing Rate (MPR)

Rate Smoothing Maximum Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens ved frekvensudjævning) sætter en grænse for den maksimale pacefrekvens, som Rate Smoothing (Frekvensudjævning) kan nå.

Parameteren Rate Smoothing Down kræver en programmeret MPR, når enheden er i AAI, VVI eller DDI. Rate Smoothing bliver derefter kun anvendt mellem MPR og LRL eller Hysteresis Rate (Hystereseffrekvensen).

Når både VRR og Rate Smoothing er programmeret til On i VVI(R)- eller DDI(R)-modus, har VRR forrang.

Eksempel på Rate Smoothing baseret på en dobbeltkammer tracking-modus

Baseret på det R–R-interval, der sidst er lagret i hukommelsen, og den programmerede værdi for Rate Smoothing (Frekvensudjævning) opstiller enheden de to synkroniseringsvinduer for den følgende cyklus — et for atriet og et for ventriklen. Synkroniseringsvinduerne defineres herunder:

Ventrikulært synkroniseringsvindue: tidligere R–R-interval $\pm$ værdien for Rate Smoothing (Frekvensudjævning)

Atrielt synkroniseringsvindue: (tidligere R–R-interval $\pm$ værdien for Rate Smoothing) - AV Delay (AV-forsinkelse)

Følgende eksempel forklarer, hvordan disse vinduer beregnes (Figur 4-30 på side 4-46):

- Tidligere R–R-interval = 800 ms
- AV Delay (AV-forsinkelse) = 150 ms
- Rate Smoothing Up (Frekvensudjævning opad) = 9%
- Rate Smoothing Down (Frekvensudjævning nedad) = 6%

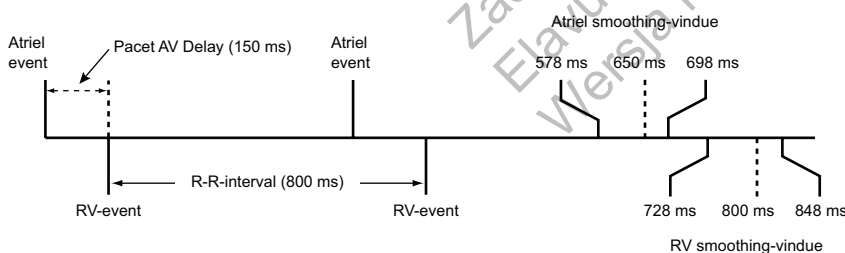
Vinduerne ville blive beregnet således:

Ventrikulært synkroniseringsvindue = $800 - 9\%$ til $800 + 6\% = 800 \text{ ms} - 72 \text{ ms}$ til $800 \text{ ms} + 48 \text{ ms} = 728 \text{ ms}$ til 848 ms

Atrielt synkroniseringsvindue = Ventrikulært synkroniseringsvindue - AV Delay = $728 \text{ ms} - 150 \text{ ms}$ til $848 \text{ ms} - 150 \text{ ms} = 578 \text{ ms}$ til 698 ms

Timing for begge vinduer initieres ved slutningen af hver ventrikulær event (R–R-interval).

Hvis der skal ske pacet aktivitet, skal den forekomme inden for det korrekte synkroniseringsvindue.



Figur 4-30. Rate smoothing-synkroniseringsvindue

LEDNINGSKONFIGURATION

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Impulsgeneratoren har selvstændigt programmerbare ledningskonfigurationer til følgende:

- Atriet (i dobbeltkammermodeller)
- Højre ventrikel

De atrielle ledninger og RV-ledningerne indstilles altid til Bipolar (Bipolær) pacing og sensing. Den atrielle ledning har mulighed for programmering til Off.

Indgangsimpedansen er > 100 KΩ for hver sense/pace-elektrodepar.

AV DELAY (AV-FORSINKELSE)

AV Delay (AV-forsinkelsen) er det programmerbare tidsrum, fra forekomsten af enten en pacet eller senset højre atriel event til en pacet RV-event.

AV Delay er beregnet til at hjælpe med at bevare hjertets AV-synkroni. Hvis der ikke forekommer en senset højre ventrikulær event under AV Delay'et efter en atriel event, leverer impulsgeneratoren en ventrikulær paceimpuls, når AV Delay'et udløber.

AV Delay kan programmeres til en eller begge følgende funktioner:

- Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)
- Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse)

AV Delay kan anvendes i DDD(R)-, DDI(R)-, DOO eller VDD(R)-modi.

BEMÆRKNING: Der kan vælges lange, faste AV-intervaller med henblik på at undgå unødvendig RV-pacing. Programmering af lange, faste AV-intervaller kan dog i visse tilfælde være forbundet med PMT, diastolisk mitralinsufficiens eller pacemakersyndrom. Som et alternativ til programmering af lange, faste AV-intervaller kan det overvejes at anvende AV Search + til at undgå unødvendig RV-pacing.

Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) svarer til AV Delay (AV-forsinkelsen) efter en atriel pace.

Når minimumværdien for AV Delay er mindre end maksimumværdien for AV delay, skales Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) dynamisk afhængigt af den aktuelle pacefrekvens. Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) giver et mere fysiologisk respons på frekvensændringer ved automatisk at afkorte Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) eller Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) for hvert interval under en stigning i atriel frekvens. Dette hjælper med til at minimere forekomsten af store frekvensændringer ved upper rate limit og tillader 1:1 tracking ved højere frekvenser.

Impulsgeneratoren beregner automatisk et lineært forhold baseret på intervallængden af den foregående A–A- eller V–V-cyklus (afhængigt af den foregående eventtype) og de programmerede værdier for følgende:

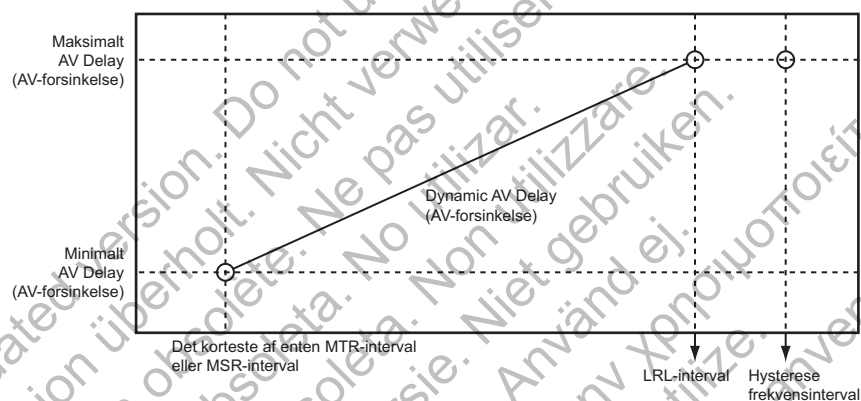
- Minimalt AV Delay
- Maksimalt AV Delay
- LRL

- MTR
- MSR
- MPR

Dynamic AV Delay justeres ikke efter en PVC, eller når den foregående hjertecyklus blev begrænset af MTR.

Hvis den atrielle frekvens ligger ved eller under LRL (dvs. hysteres), anvendes det maksimale AV Delay. Hvis den atrielle frekvens ligger ved eller over den højeste af værdierne for MTR, MSR eller MPR, anvendes det programmerede minimale AV Delay.

Når den atrielle frekvens ligger mellem LRL og den højeste af værdierne for MTR, MSR og MPR, beregner impulsgeneratoren det lineære forhold for at fastlægge Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse).



Figur 4-31. Dynamic AV Delay

AV Delay kan programmeres til enten en fast eller en dynamisk værdi som følger:

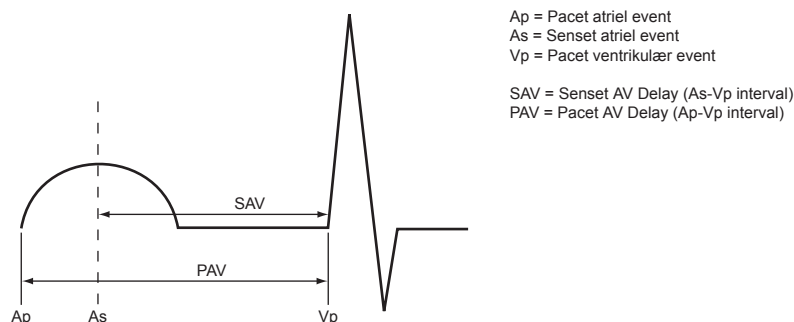
- Fixed AV Delay (Fast AV-forsinkelse)—forekommer, når den minimale og den maksimale værdi for Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) er ens
- Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse)—forekommer, når den minimale og den maksimale værdi for Paced AV Delay ikke er ens

Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) svarer til AV Delay et efter en senset atriell event.

Sensed AV Delay kan programmeres til en værdi, der er kortere end eller lig med Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse). Formålet med en kortere værdi er at kompensere for forskellen i timing mellem pacede atrielle events og sensed atrielle events (Figur 4-32 på side 4-49).



Figur 4-32. Sensed AV Delay

Den hæmodynamiske effekt af Sensed AV Delay afhænger af egnetheden af timingen mellem de atrielle og ventrikulære kontraktioner. Atrial pacing initierer atriel elektrisk excitering, hvorimod atriel sensing kun kan forekomme efter starten på spontan atriel excitering. Forsinkelsen mellem initiering og sensing afhænger af ledningens placering og overledning. Som et resultat heraf vil det hæmodynamiske AV-interval, når Sensed AV Delay er programmeret til den samme værdi som Paced AV Delay (Pacemaker AV-forsinkelse), være forskelligt mellem pacede og sensed atrielle events.

Når enheden programmeres til DDD(R)-modus, anbefales det, at patienten testes for at fastsætte det optimale AV Delay under atriel sensing og atriel pacing. Hvis de optimale AV Delays er forskellige, kan dette afspejles ved at programmere forskellige parameterindstillinger for Paced AV Delay og Sensed AV Delay (Pacemaker og sensed AV-forsinkelse).

Anvendelse af Sensed AV Delay med Paced AV Delay—Fast

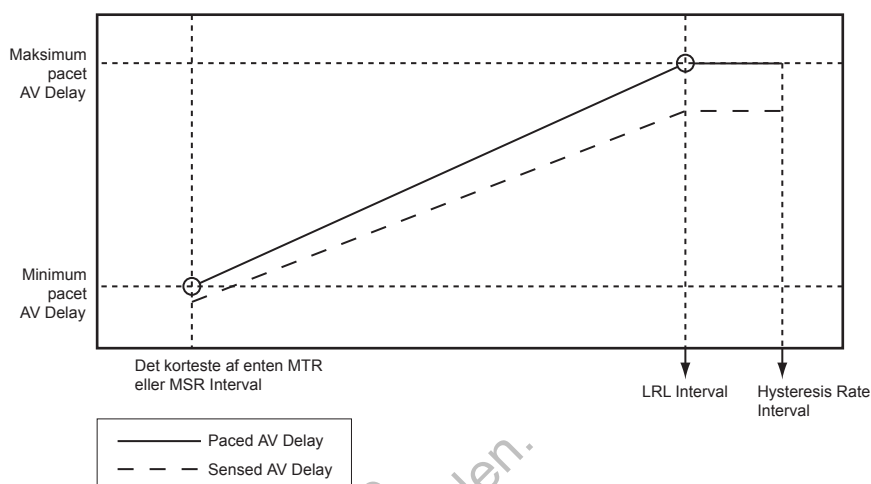
Når Paced AV Delay programmeres til en fast værdi, vil Sensed AV Delay ligge fast på den programmerede værdi for Sensed AV Delay.

Anvendelse af Sensed AV Delay (Sensed AV-forsinkelse) med Paced AV Delay (Pacemaker AV-forsinkelse)—Dynamisk

Når Paced AV Delay er programmeret som dynamisk, vil Sensed AV Delay også være dynamisk.

Dynamisk Sensed AV Delay og Paced AV Delay er baseret på den atrielle frekvens. Med henblik på at afspejle afkortelsen af PR-intervallet under perioder med øget metabolisk behov, afkortes AV Delay et lineært fra den programmerede (maksimum-) værdi ved LRL (eller hysteresefrekvens) til en værdi, der fastsættes af forholdet mellem det minimale og det maksimale AV Delay (AV-forsinkelse) ved den af værdierne for MTR, MSR eller MPR, der er højst (Figur 4-33 på side 4-50). Når der anvendes Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse), og maksimumsværdien for Sensed AV Delay programmeres som kortere end maksimumsværdien for Paced AV Delay, vil minimumsværdien for Sensed AV Delay også være kortere end minimumsværdien for Paced AV Delay.

BEMÆRKNING: Minimumsværdien for Sensed AV Delay er kun programmerbar i VDD(R)-modus.



Figur 4-33. Funktionen Dynamic og Sensed AV Delay

AV Search +

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

AV Search + (AV-søgning +) er beregnet til at fremme eventuel spontan A–V-overledning ved at give mulighed for, at der sker AV-overledning ud over det programmerede AV Delay (AV-forsinkelse). Hos patienter med bevægelsesafhængig, 1. grads eller 2. grads AV-nodalblok kan denne spontane AV-overledning forbedre den hæmodynamiske ydelse og øge enhedens levetid ved at reducere antallet af ventrikulære paceimpulser.

Når AV Search + er aktiveret, bliver AV Delay (AV-forsinkelsen) forlænget periodisk (søgeinterval) i op til 8 på hinanden følgende pacede eller sensed hjertecykler. AV Delay'et for AV Search + forbliver aktivt, så længe de spontane PR-intervaller er kortere end den programmerede værdi for Search AV Delay.

Impulsgeneratoren vender tilbage til det programmerede AV Delay i følgende situationer:

- Når søgningen på de otte hjertecykler udløber uden at sense spontan ventrikulær aktivitet
- Når der optræder to ventrikulært pacede events i et rullende vindue på ti cykler

Search AV Delay

Parameteren Search AV Delay (Søg AV-forsinkelse) fastlægger længden af den sensed og pacede forsinkelse under søgecyklerne og i AV-hystereseperioden.

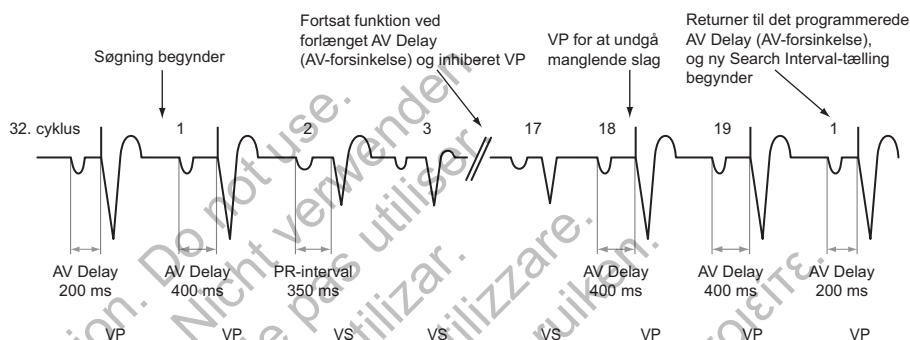
BEMÆRKNING: Search AV Delay kan programmeres til en værdi, der er længere end den maksimale Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse). Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) og Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) anvendes ikke under AV Search + (AV-søgning +).

PRM'en tager ikke højde for det AV Delay, der er tilknyttet AV Search + ved beregning af TARP-intervallet. Dermed kan der programmeres længere AV Delays, uden interaktioner, for patienter med intakt AV-overledning. Bemærk, at hvis AV Search + anvendes på denne måde, kan der optræde Wenckebach-lignende adfærd ved frekvenser, der er lavere end MTR, hvis overledningen mistes.

BEMÆRKNING: Der kan vælges lange, faste AV-intervaller med henblik på at undgå unødvendig RV-pacing. Programmering af lange, faste AV-intervaller kan dog i visse tilfælde være forbundet med PMT, diastolisk mitralinsufficiens eller pacemakersyndrom. Som et alternativ til programmering af lange, faste AV-intervaller kan det overvejes at anvende AV Search + til at undgå unødvendig RV-pacing.

Search Interval

Search Interval (Søgeintervallet) kontrollerer den frekvens, hvorved AV Search + (AV-søgning +) vil forsøge at foretage en søgning.



Figur 4-34. AV Search +

RYTHMIQ

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN- og INOGEN-enheder.

RYTHMIQ er beregnet til at undgå unødig ventrikulær pacing hos patienter, som synes at have en normal AV-overledning, samt at undgå klinisk væsentlige pauser som defineret i ACC/AHA/HRS-retningslinjerne fra 2008². RYTHMIQ fungerer i en AAI(R)-pacemodus med VVI-backup på tidspunkter med normal overledning. Hvis der detekteres tab af AV-synkroni, skifter modussen automatisk til DDD(R) for at genoprette AV-synkroni. Hvis den normale overledning genetableres, skifter modussen automatisk tilbage til AAI(R) med VVI-backup. RYTHMIQ kræver ikke, at manglende ventrikulære slag skifter til DDD(R)-pacing.

RYTHMIQ er kun tilgængelig, når Normal Brady Mode (Normal bradymodus) er programmeret til DDD(R). Hvis Normal Brady Mode er DDD, kan RYTHMIQ indstilles til enten AAI With VVI Backup (AAI med VVI-backup) eller Off. Hvis Normal Brady Mode er DDDR, kan RYTHMIQ indstilles til enten AAIR With VVI Backup (AAIR med VVI-backup) eller Off.

Der sker følgende under RYTHMIQ-trinnet af AAI(R) med VVI-backup:

- Enheden leverer AAI(R)-pacing ved LRL og/eller den sensorindikerede frekvens.
- Enheden leverer backup-VVI-pacing ved en frekvens, der er 15 min⁻¹ langsommere end LRL. Backup-VVI-pacing sker ved en frekvens, der ikke må være langsommere end 30 min⁻¹ og hurtigere end 60 min⁻¹. Når der er konsistent overledning, sker der ikke ventrikulær pacing, da VVI-backup-modussen kører i baggrunden ved en reduceret LRL.
- Enheden monitorerer for tab af AV-synkroni. Hvis der detekteres tre ventrikulære slag i et vindue på 11 slag, skifter enheden automatisk til DDD(R)-modus. Et langsomt slag for RYTHMIQ er defineret som en ventrikulær pace eller ventrikulært senset event, der er mindst 150 ms langsommere end AAI(R)-paceintervallet.

2. ACC/AHA/HRS 2008 Guidelines for Device-Based Therapy of Cardiac Rhythm Abnormalities. Journal of the American College of Cardiology, Vol. 51(21), May 27, 2008.

Der sker følgende under RYTHMIQ med AAI(R) med DDD(R):

- Enheden leverer DDD(R)-pacing ifølge de normalt programmerede parametre.
- Enheden tjekker ved hjælp af AV Search + (AV-søgning +) periodevis for, om der igen sker spontant overledning. Hvis AV Search + forbliver i AV-hysterese i mindst 25 hjertecykler, og færre end to ud af de sidste ti cykler er ventrikulært pacede, så skifter enheden automatisk pacemodusen tilbage til AAI(R) med VVI-backup.

Når RYTHMIQ detekterer tab af AV-synkroni, registrerer enheden en RYTHMIQ-episode sammen med 20 sekunders elektrogramdata (ti sekunder før modusskiftet og ti sekunder efter modusskiftet). RYTHMIQ-episoden bliver registreret af PRM'en, og det er muligt at få vist flere oplysninger om episoden ved at vælge den pågældende episode fra skærbilledet Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog). Når DDD(R)-trinnet af RYTHMIQ er aktivt, identificeres RYTHMIQ-episoden som "In Progress" (Igangværende).

De funktioner, der er tilgængelige under DDD(R)-trinnet af RYTHMIQ, vil måske ikke være tilgængelige under AAI(R)-trinnet af RYTHMIQ. Undtagelsen herfra er ATR, pacing med adaptiv frekvens og Rate Smoothing (Frekvensudjævning). Hvis ATR er programmeret til ON for DDD(R), vil funktionen også være aktiv under AAI(R), og kan foretage et ATR Mode Switch (ATR-modusskift) fra både det ene og det andet RYTHMIQ-trin. Når den atrielle arytmi ophører, vil pacemodusen genoptage det RYTHMIQ-trin, der var aktivt før ATR Mode Switch. Hvis Rate Smoothing (Frekvensudjævning) er programmeret til On for DDD(R), så vil Rate Smoothing også være aktiv under AAI(R), men Rate Smoothing vil ikke ændre på frekvensen for VVI backup-pacing.

Hvis skiftet fra AAI(R) med VVI Backup til DDD(R) kun ønskes foretaget én gang, programmeres AV Search + (AV-søgning +) til Off. I dette tilfælde forbliver impulsgeneratoren i DDD(R)-modus, indtil der sker en omprogrammering.

REFRAKTÆR

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Refractory-perioder (Refraktærperioder) er de intervaller, der efterfølger pacede eller sensed events, hvorunder impulsgeneratoren ikke inhiberes eller trigges af detekteret elektrisk aktivitet. De undertrykker (eller forhindrer) oversensing af impulsgeneratorartefakter og fremkaldte responssignaler efter en paceimpuls. De fremmer desuden passende sensing af et enkelt, bredt, spontant kompleks og forhindrer sensing af andre spontane signalartefakter (f.eks. en T-tak eller far-field R-tak).

Se yderligere oplysninger om refraktærperioder ("Beregning af frekvenser og refraktærperioder" på side 2-3).

BEMÆRKNING: *Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) inhiberes ikke under refraktærperioder.*

A-refraktær - PVARP

PVARP defineres i henhold til pacemodusen:

- Atrielle enkeltkammermodi: AAI(R)—den tidsperiode efter en senset eller pacet atrielt event, hvor en atrielt senset event ikke inhiberer en atrielt pace.
- Dobbeltkammermodi: DDD(R), DDI(R) og VDD(R)—det tidsrum efter en senset eller pacet RV-event, hvor en atrielt senset event ikke inhiberer en atrielt pace eller udløser en ventrikulær pace. Atrial Refractory-perioden (Den atrielle refraktærperiode) forhindrer tracking af retrograd atrielt aktivitet initieret i ventriklen.

PVARP kan programmeres til en fast værdi eller til en dynamisk værdi beregnet ud fra tidligere hjertecykler. Der kan programmeres en fast PVARP ved at indstille minimums- og maksimumsværdien til samme værdi. PVARP vil automatisk være dynamisk, hvis minimumsværdien er mindre end maksimumsværdien.

Anvendelse af en lang Atrial Refractory-periode afkorter det atrielle bradysensevindue. Programmering af lange Atrial Refractory-perioder (Atrielle refraktærperioder) i kombination med visse AV Delay-perioder (AV-forsinkelsesperioder) kan medføre en pludselig forekomst af 2:1 blok ved den programmerede MTR.

I DDD(R)- og VDD(R)-pacemodi vil impulsgeneratoren måske detektere retrograd overledning i atriet, hvilket medfører triggede ventrikulære pacefrekvenser, der er lige så høje som MTR (dvs. PMT). Retrograde overledningstider kan variere i løbet af en patients liv som en funktion af ændringer i autonom tonus. Hvis der ved testning ikke konstateres retrograd overledning ved implantation, kan dette stadig optræde på et senere tidspunkt. Problemet kan normalt undgås ved at øge den atrielle refraktærperiode til en værdi, der er højere end den retrograde overledningstid.

Det kan også være nyttigt at foretage følgende programmering med henblik på at kontrollere impulsgeneratorens respons på retrograd overledning:

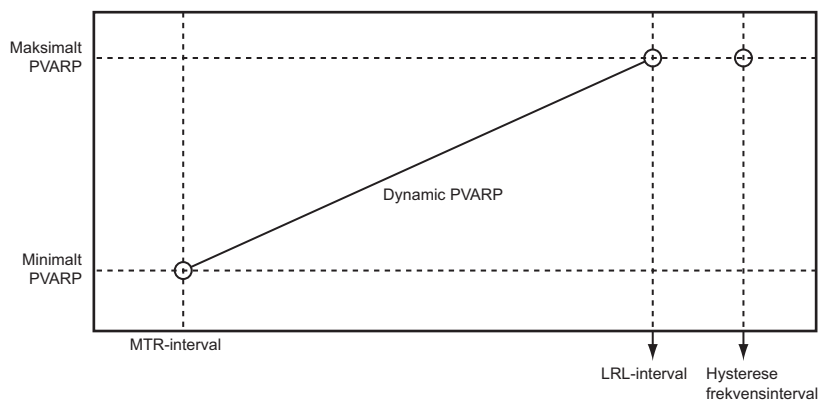
- PVARP after PVC (PVARP efter PVC)
- PMT Termination (PMT-afbrydelse)
- Rate Smoothing (Frekvensudjævning)

Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP)

Programmering af Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) og Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) optimerer sensevinduet ved højere frekvenser og gør det muligt at reducere upper rate-adfærd (f.eks. 2:1-blok og pacemaker-Wenckebach) betydeligt i DDD(R)- og VDD(R)-modus, selv ved højere MTR-indstillinger. Samtidig reducerer Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) sandsynligheden for PMT'er ved lavere frekvenser. Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) reducerer desuden sandsynligheden for konkurrerende atriel pacing.

Impulsgeneratoren beregner automatisk Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) ved hjælp af et vægtet gennemsnit af de tidligere hjertecykler. Dette resulterer i en lineær afkortelse af PVARP, efterhånden som frekvensen stiger. Når gennemsnitsfrekvensen ligger mellem LRL og MTR eller den gældende øvre frekvensgrænse, beregner impulsgeneratoren Dynamic PVARP i overensstemmelse med det lineære forhold vist i (Figur 4-35 på side 4-54). Dette forhold fastlægges af de programmerede værdier for Minimum PVARP, Maximum PVARP, LRL og MTR eller den gældende øvre frekvensgrænse.

FORSIGTIG: Hvis minimums-PVARP programmeres til en værdi, der er mindre end retrograd V–A-ledning, kan risikoen for PMT øges.



Figur 4-35. Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP)

Maximum PVARP

Hvis gennemsnitsfrekvensen er lig med eller mindre end LRL (f.eks. hysteres), anvendes Maximum PVARP.

Minimum PVARP

Hvis gennemsnitsfrekvensen er lig med eller højere end MTR-intervallet, anvendes den programmerede Minimum PVARP.

PVARP efter PVC (PVARP efter PVC)

PVARP efter PVC er beregnet som en hjælp til at forhindre PMT forårsaget af retrograd overledning, der kan optræde på grund af en PVC.

Når impulsgeneratoren detekterer en senset RV-event uden at detektere en forudgående atrielt senset event (refraktær eller ikke-refraktær) eller levere en atrielt pace, forlænges Atrial Refractory-perioden (Den atrielle refraktærperiode) automatisk til den programmerede PVARP efter PVC-værdi for en hjertecyklus. Når en PVC er detekteret, nulstilles timingintervallet automatisk. PVARP forlænges ikke oftere end hver anden hjertecyklus.

Impulsgeneratoren udvider automatisk PVARP til PVARP efter PVC-værdien for en hjertecyklus i følgende situationer:

- Hvis en atrielt paceimpuls inhiberes pga. Atrial Flutter Response (Atrieflegrenrespons)
- Efter en ventrikulær escape-paceimpuls, der ikke kommer efter en forudgående atrielt sense i VDD(R)-modus
- Når enheden skifter fra en modus uden atrielt tracking til en modus med atrielt tracking (f.eks. forlader ATR Fallback eller skifter fra en midlertidig modus uden atrielt tracking til en permanent atrielt trackingmodus)
- Når enheden returnerer fra Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelsestilstand) til en atrielt trackingmodus

A Refraktær - samme kammer

Dobbeltkammermodi

Atrial Refractory (Atrielt refraktær) sørger for et interval efter en atrielt pacet eller senset event, når ekstra atrielt sensed events ikke påvirker timingen af terapilevering.

Følgende er ikke-programmerbare intervaller for dobbeltkammermodi:

- 85 ms Atrial Refractory (Atrial refraktær) efter en atrielt senset event
- 150 ms Atrial Refractory (Atrial refraktær) efter en atrielt pace i DDD(R)- og DDI(R)-modus

RV-refraktær (RVRP)

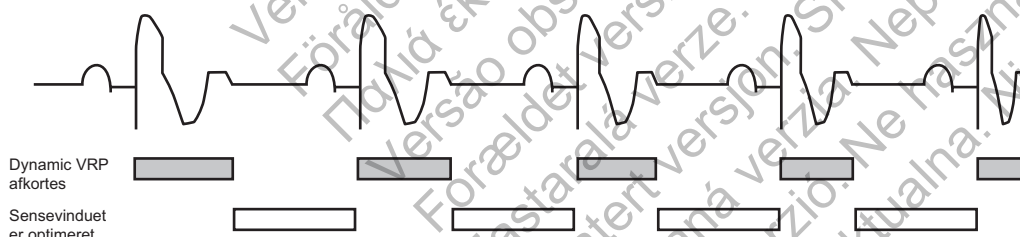
Det programmerbare RVRP giver et interval, der følger efter en RV-pace-event, under hvilken RV-sensed events ikke påvirker timingen af pacelevering.

Samtidig giver en ikke-programmerbar refraktærperiode på 135 ms et interval, der følger efter en RV-pace-event, under hvilken yderligere RV-sensed events ikke påvirker timingen af pacelevering.

Programmeringen og funktionen af Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode) i VVI(R)-modus er den samme for dobbeltkammer- og enkeltkammerenheder. Enhver event, der falder inden for VRP, detekteres og mærkes ikke (medmindre den sker inden for støjvinduet) og har ingen indflydelse på timingintervaller.

RVRP er tilgængeligt i enhver modus, hvor ventrikulær sensing er aktiveret, og RVRP kan programmeres til et fast eller et dynamisk interval (Figur 4-36 på side 4-55):

- Fixed (Fast)—RVRP forbliver ved den programmerede, faste RVRP-værdi mellem LRL og den gældende øvre frekvensgrænse (MPR, MTR eller MSR).
- Dynamic—RVRP afkortes, efterhånden som ventrikulær pacing øges fra LRL til den gældende øvre frekvensgrænse, og giver på den måde tilstrækkelig tid til RV-sensing.
 - Maximum—hvis pacefrekvensen er mindre end eller lig med LRL (dvs. hysteres), anvendes det programmerede Maximum VRP som RVRP.
 - Minimum—hvis pacefrekvensen er lig med den gældende øvre frekvensgrænse, anvendes det programmerede Minimum VRP som RVRP.



Figur 4-36. Forhold mellem ventrikulær frekvens og refraktærinterval

Med henblik på et passende sensevindue anbefales følgende Refractory-værdi (fast eller dynamisk):

- Enkeltkammermodi—mindre end eller lig med halvdelen af LRL i ms
- Dobbeltkammermodi—mindre end eller lig med halvdelen af den gældende øvre frekvensgrænse i ms

Anvendelse af en lang RVRP afkorter det ventrikulære sensevindue.

Programmering af Ventricular Refractory Period (Den ventrikulære refraktærperiode) til en værdi, der er større end PVARP, kan medføre konkurrerende pacing. Hvis Ventricular Refractory

(Ventrikulær refraktær) for eksempel er længere end PVARP, kan en atriel event blive senset korrekt efter PVARP, og spontan overledning til ventriklen falder inden for Ventricular Refractory Period. I dette tilfælde senser enheden ikke den ventrikulære depolarisation og pacer ved afslutningen af AV Delay (AV-forsinkelse), hvilket resulterer i konkurrerende pacing.

Cross-chamber blanking

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Cross-chamber blankingperioder er beregnet til at fremme passende sensing af in-chamber events og forhindre oversensing af aktivitet i et andet kammer (f.eks. cross-talk, far-field-sensing).

Cross-chamber blankingperioder initieres af pacede og/eller sensed events i et tilstødende kammer. Der initieres for eksempel en blankingperiode i højre ventrikel, hver gang der leveres en paceimpuls til det højre atrium, og dermed undgås det, at enheden detekterer den atrielt pacede event i den højre ventrikel.

Cross-chamber Blanking kan programmeres til Smart eller en fast værdi. Smart Blanking er beregnet til at fremme passende sensing af in-chamber events ved at forkorte cross-chamber blankingperioden (37,5 ms efter pacede events og 15 ms efter sensed events) og forhindre oversensing af cross-chamber events ved automatisk at hæve AGC-tærskelen for sensing ved udløbet af Smart Blanking-perioden.

Smart Blanking ændrer ikke på de programmerede indstillinger for AGC Sensitivity (AGC-sensitivitet).

BEMÆRKNING: Smart Blanking-perioder forlænges til 85 ms, hvis en blankingperiode i samme kammer eller et støjvindue, der kan trigges igen, er aktivt, når Smart Blanking-perioden begynder. Hvis der for eksempel forekommer en RV-sense i den atrielle refraktærperiode, vil A Blank after RV Sense cross-chamber blanking-perioden være 85 ms.

BEMÆRKNING: Justeringer af sensitiviteten i forbindelse med Smart Blanking vil måske ikke være tilstrækkeligt til at inhibere detektion af cross-chamber artefakter, hvis cross-chamber artefakterne er for store. Overvej også andre faktorer, der har indflydelse på størrelsen/amplituden af cross-chamber artefakter, herunder ledningsplacering, paceoutput, de programmerede indstillinger for Sensitivity (Sensitivitet), shockoutput og tid siden sidst leverede shock.

RV-Blank after A-Pace

RV-Blank after A-Pace (RV-Blank efter A-pace) er en cross-chamber blankingperiode, der er beregnet til at fremme passende sensing af RV-events og forhindre oversensing af cross-chamber events efter en atrielt pace.

Hvis RV-Blank after A-Pace er programmeret til en fast periode, ignorerer impulsgeneratoren RV-events i tidsrummet af den valgte Duration efter en atrielt pace. Hvis der vælges en fast periode, er der øget risiko for undersensing af R-takker (f.eks. PVC'er) i cross-chamber blankingperioden efter atrielt pacing.

Hvis værdien er programmeret til Smart, hæver impulsgeneratoren automatisk AGC-tærskelen for sensing af udløbet af Smart Blanking-perioden for at fremme afvisning af cross chamber atrielle events. Dette fremmer sensing af R-takker, der ellers kunne være faldet inden for cross chamber Blanking-perioden. Smart Blanking ændrer ikke på de programmerede indstillinger for Sensitivity (Sensitivitet).

Smart Blanking er beregnet til at fremme sensing af R-takker og bør kun overvejes, når der forekommer PVC'er i cross-chamber blankingperioden efter en atrielt pace, som ikke senses korrekt.

Når der anvendes Smart Blanking, sker det, at polariseringsartefakter efter atrielt pacing detekteres som R-takker. Disse artefakter skyldes sandsynligvis spændingsopbygning på den ventrikulære senseledning efter takyterapi eller ventrikulær pacing med højt output og kan inhibere ventrikulær pacing.

Ved justering af Blanking bør følgende overvejes:

- Test, om sensing er passende efter shockterapi, hvis patienten er afhængig af en pacemaker. Hvis der forekommer oversensing efter shock, bør kommandoen STAT PACE anvendes om nødvendigt.
- For at fremme kontinuerlig pacing hos patienter, som er afhængige af pacemaker, kan det være en fordel at mindske risikoen for ventrikulær oversensing af atrielt pacede artefakter ved at programmere en længere blankingperiode. Ved programmering af en længere blankingperiode er der dog øget risiko for undersensing af R-takker (f.eks. PVC'er, hvis der forekommer RV-Blank after A-Pace (RV-blanking efter A-pace) i cross-chamber blankingperioden).
- For patienter med en høj procent af atrielt pacing og hyppige PVC'er, som ikke er afhængige af pacemaker, kan det være en fordel at afkorte blankingperioden for at mindske risikoen for undersensing af en PVC (hvis denne optræder i cross-chamber blankingperioden efter en atrielt pacet event). Ved en kortere blankingperiode kan der dog være øget risiko for ventrikulær oversensing af en atrielt pacet event.

A-Blank after V-Pace

A-Blank after V-Pace (A-blanking efter V-pace) er en cross-chamber blankingperiode, der er beregnet til at fremme passende sensing af P-takker og forhindre oversensing af cross-chamber events efter en ventrikulær pace.

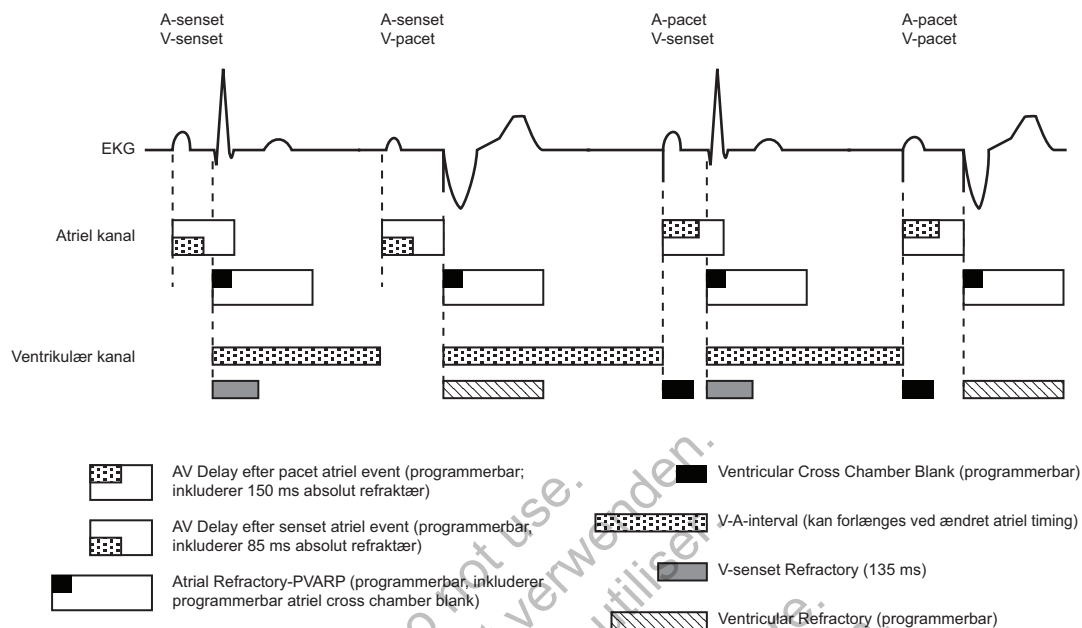
Hvis værdien er programmeret til Smart, hæver impulsgeneratoren automatisk AGC-tærskelen for sensing ved udløbet af Smart Blanking-perioden for at fremme afvisning af cross-chamber ventrikulære events. Dette fremmer sensing af P-takker, der ellers kunne være faldet inden for cross chamber blanking-perioden. Smart Blanking ændrer ikke på de programmerede indstillinger for Sensitivity (Sensitivitet).

A-Blank after RV-Sense

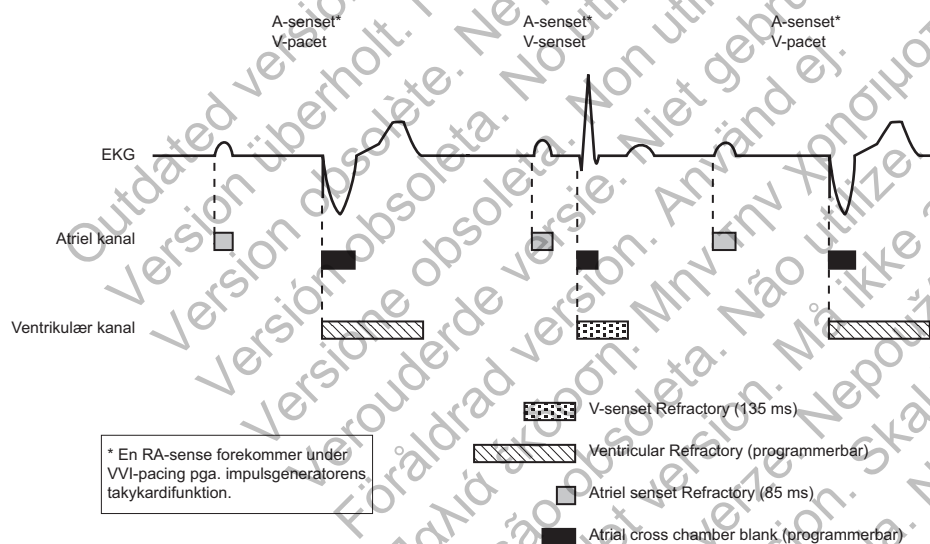
A-Blank after RV-Sense (A-blanking efter RV-sense) er en cross-chamber blankingperiode, der er beregnet til at fremme passende sensing af P-takker og forhindre oversensing af cross-chamber events efter en RV-senset event.

Hvis værdien er programmeret til Smart, hæver impulsgeneratoren automatisk AGC-tærskelen for sensing ved udløbet af Smart Blanking-perioden for at fremme afvisning af cross chamber RV-events. Dette fremmer sensing af P-takker, der ellers kunne være faldet inden for cross chamber blanking-perioden. Smart Blanking ændrer ikke på de programmerede indstillinger for Sensitivity (Sensitivitet).

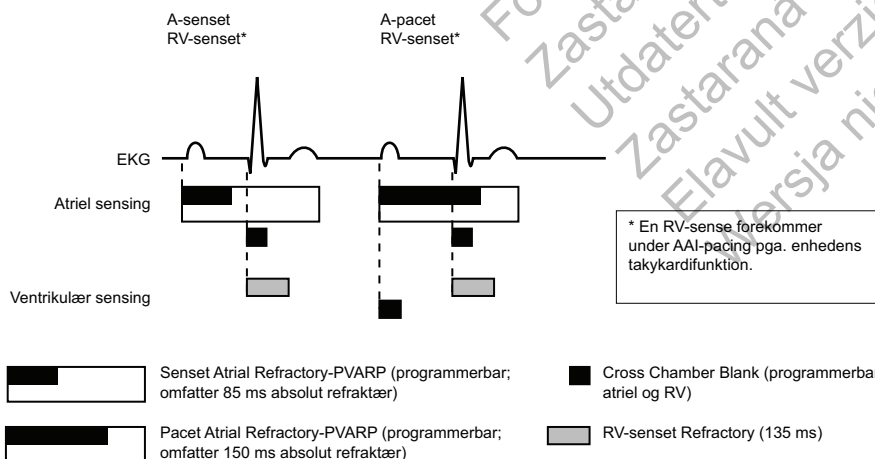
Se illustrationerne herunder:



Figur 4-37. Refraktærperioder, dobbeltkammerpacemodi



Figur 4-38. Refraktærperioder, VVI-pacemodus



Figur 4-39. Refraktærperioder, AAI-pacemodus, DR

NOISE RESPONSE (STØJRESPONS)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

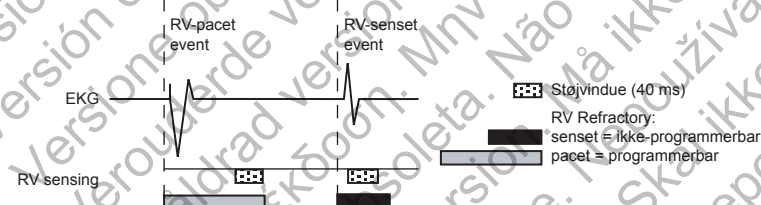
Støjvinduer og blankingperioder er beregnet til at forhindre uhensigtsmæssig inhibering af terapi eller pacing som følge af cross-chamber oversensing.

Noise Response (Støjrespons) giver klinikerer mulighed for at vælge mellem at pace eller inhibere pacing ved tilstedeværelse af støj.

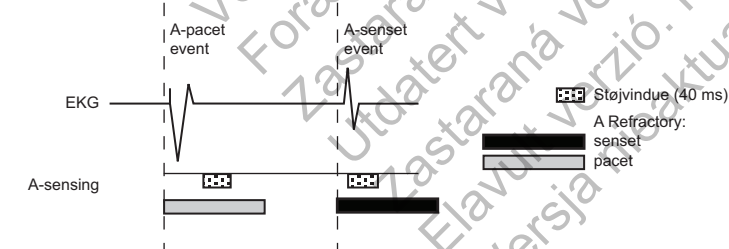
Der er et gentriggerligt støjvindue på 40 ms i hver refraktær- og fast (ikke Smart) cross-chamber blankingperiode. Vinduet initieres af enten en sensed eller en paced event. Både støjvinduet og refraktærperioden skal være fuldført for hver hjertecyklus i et kammer, før den følgende sensed event genstarter timingen i det samme kammer. Tilbagevendende støjaktivitet kan medføre, at støjvinduet genstarter, så støjvinduet og muligvis den effektive refraktærperiode eller blanking-periode forlænges.

Parameteren Noise Response (Støjrespons) kan programmeres til Inhibit Pacing (Inhiber pacing) eller en asynkron modus. Den tilgængelige asynkrone modus modsvarer automatisk den permanente Brady Mode (Bradymodus) (dvs. den permanente VVI-modus har VOO-støjrespons). Hvis Noise Response (Støjrespons) er programmeret til en asynkron modus, og hvis støjen vedvarer, så støjvinduet forlænges ud over det programmerede paceinterval, pacer impulsgeneratoren asynkront ved den programmerede pacefrekvens, til støjen ophører. Hvis Noise Response (Støjrespons) er programmeret til Inhibit Pacing (Inhiber pacing), og der forekommer vedvarende støj, vil impulsgeneratoren først pace i det støjende kammer, når støjen ophører. Inhibit er en modus beregnet til patienter, hvis arytmier kan triggere af asynkron pacing.

Se illustrationerne herunder.



Figur 4-40. Refraktærperioder og støjvinduer, RV



Figur 4-41. Refraktærperioder og støjvinduer, RA

Derudover er en ikke-programmerbar dynamisk støjalgoritme aktiv i alle frekvenskanaler.

Den dynamiske støjalgoritme anvender en særskilt støjkanal til løbende at måle baseline-signalet og justere bundværdien for sensing for at undgå støjdetektion. Formålet med denne algoritme er at hjælpe med til at forebygge oversensing af myopotentielle signaler og problemerne forbundet med oversensing.

Følgende støjeventmarkører anvendes:

Enkeltkammer

- Markøren [VS] optræder, når støjvinduet trigges første gang efter en V-pace
- Hvis det trigges igen i 340 ms, optræder markøren VN
- Hvis støjvinduet fortsat bliver trigget, optræder markøren VN ofte

Dobbeltkammer

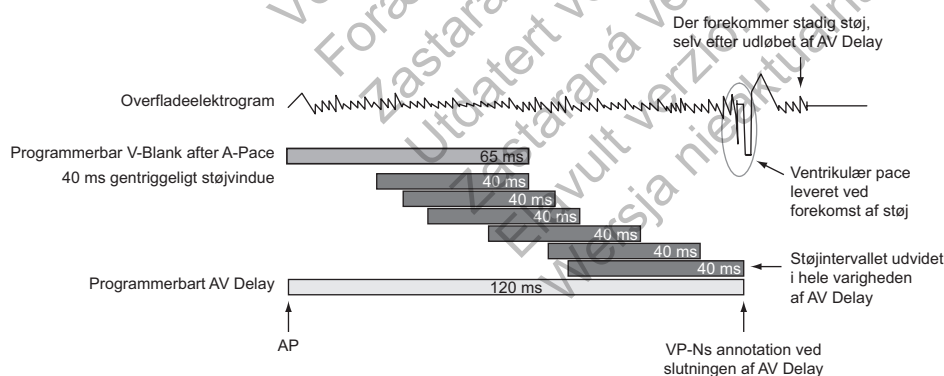
- Afhængigt af det kammer, hvori støjen forekommer, optræder markøren [AS] eller [VS], når støjvinduet trigges første gang efter en pace
- Hvis det trigges igen i 340 ms, optræder markøren AN eller VN
- Hvis støjvinduet fortsat bliver trigget, optræder markøren AN eller VN ofte
- Hvis der sker asynkron pacing på grund af vedvarende støj, optræder markørerne AP-Ns og VP-Ns

BEMÆRKNING: Hos patienter, der er pacer-afhængige skal der udvises omtanke, når det overvejes at indstille Noise Response til Inhibit, da der ikke vil ske pacing, hvis der optræder støj.

Eksempel på Noise Response

Cross-chamber sensing, der sker tidligt i AV Delay (AV-forsinkelsen), kan blive detekteret af RV-senseforstærkerne i den faste blankingperiode, men vil ikke fremkalde en respons, bortset fra at støjafvisningsintervallet forlænges. Støjafvisningsintervallet på 40 ms fortsætter med at blive trigget igen, indtil støjen ikke længere detekteres, op til længden af AV Delay (AV-forsinkelsen). Hvis støjen fortsætter i hele AV Delay'ets varighed, leverer enheden en paceimpuls, når AV Delay-timeren udløber, for at forhindre ventrikulær inhibering på grund af støj. Hvis der leveres en ventrikulær pacespids under forhold med vedvarende støj, vises der en meddelelse med markøren VP-Ns på det intrakardiale elektrogram (Figur 4-42 på side 4-60).

Hvis støjen ophører før udløbet af AV Delay'et, kan enheden detektere et spontant slag, der forekommer på et vilkårligt tidspunkt ud over det gentriggerige støjinterval på 40 ms, og indlede en ny hjertecyklus.



Figur 4-42. Noise Response (fast blanking)

INTERAKTIONER MED VENTRIKULÆR TAKYSENSING

Refractory-perioder (Refraktærperioder) og blankingintervaller er en integreret del af impulsgeneratorens sensesystem. De anvendes til effektivt at undertrykke detektion af impulsgeneratorartefakter (f.eks. en pace eller et shock) og visse spontane signalartefakter (f.eks. en T-tak eller far-field R-tak). Impulsgeneratoren skelner ikke mellem events, der sker under Refractory Periods (Refraktærperioder) og blankingintervaller. Derfor ignoreres alle events (impulsgeneratorartefakter, spontane artefakter og spontane events), der sker i en refraktærperiode eller et blankinginterval med det formål at pace timingintervaller og Ventricular Tachy Detection (Ventrikulær takydetektion).

Visse programmerede kombinationer af paceparametre vides at påvirke Ventricular Tachy Detection (ventrikulær takydetektion). Når der forekommer et spontant slag fra en VT i en af impulsgeneratorens refraktærperioder, detekteres VT-slaget ikke. Detektion og terapi af arytmi kan derfor blive udsat, indtil der er detekteret nok VT-slag til, at kriterierne for takydetektion er opfyldt ("Ventrikulære detektionsvinduer" på side 2-11).

Eksempler på kombinationer af paceparametre

Følgende eksempler illustrerer effekten af visse kombinationer af paceparametre på ventrikulær sensing. Ved programmering af impulsgenerator pacing og parametre for takydetektion bør de mulige interaktioner mellem disse funktioner overvejes i lyset af de forventede arytmier. Generelt viser PRM'ens skærm advarsler om Parameter Interaction (Parameterinteraktion) og vejledende meddelelser for at informere om programmeringskombinationer, der kunne interagere og medføre disse situationer, og interaktionerne kan afhjælpes ved at omprogrammere Pacing Rate (Pacefrekvensen), AV Delay (AV-forsinkelsen) og/eller refraktær-/blankingperioderne.

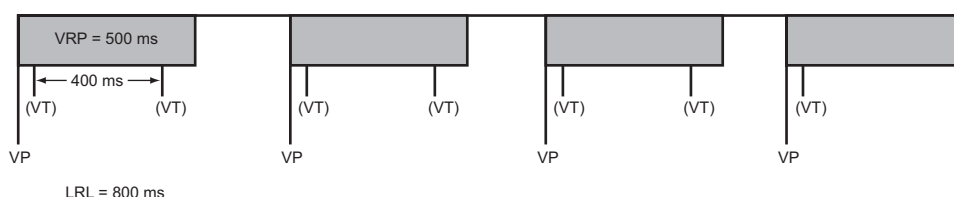
Eksempel 1: Ventrikulær undersensing på grund af Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode)

Hvis impulsgeneratoren er programmeret som følger, bliver en VT, der optræder samtidig med pacingen, ikke detekteret:

- Brady Mode (Bradymodus) = VVI
- LRL = 75 min^{-1} (800 ms)
- VRP = 500 ms
- VT Zone = 150 min^{-1} (400 ms)

I dette scenarie leverer impulsgeneratoren VVI-pacing ved LRL (800 ms). En VRP på 500 ms følger efter hver ventrikulær pace. VT-slag, der sker under VRP, ignoreres med henblik på pacemakertiming og Ventricular Tachy Detection/Therapy (ventrikulær takydetektion/terapi). Hvis en stabil VT på 400 ms starter samtidig med en ventrikulær pace, detekteres den pågældende VT ikke, fordi hvert slag forekommer i løbet af VRP'en på 500 ms, enten sideløbende med en ventrikulær pace eller 400 ms efter en pace (Figur 4-43 på side 4-61).

BEMÆRKNING: VT'en behøver ikke starte samtidig med en pace, før der sker undersensing. I dette eksempel inhiberes al pacing, og der vil efterfølgende ske takydetektion, så snart der detekteres et enkelt VT-slag.



Figur 4-43. Ventrikulær undersensing på grund af VRP

Når programmeringsinteraktionen beskrevet i dette scenarie optræder, vises der en besked med interaktion mellem VRP og LRL. I frekvensresponsive modi eller trackingmodi (f.eks. DDDR) vil lignende meddelelser beskrive interaktionen mellem VRP og MTR, MSR eller MPR. Foruden meddelelsen vises også de pågældende programmerbare parametre som en hjælp til at løse interaktionen. Programmering af Dynamic VRP (Dynamisk VRP) kan være nyttig til at løse disse typer af interaktioner.

Eksempel 2: Ventrikulær undersensing på grund af V-Blank After A-Pace (V-blanking efter A-pace)

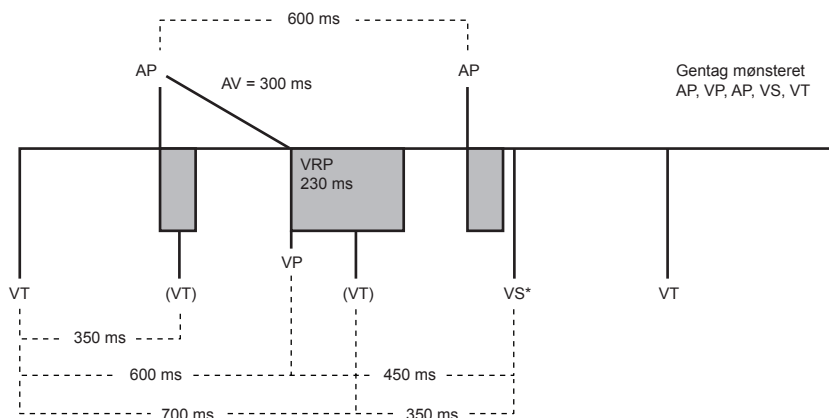
Visse programmerede kombinationer af dobbeltkammerpaceparametre kan også påvirke Ventricular Tachy Detection (Ventrikulær takydetektion). Når der sker dobbeltkammer pacing, initieres impulsgeneratorens refraktærperioder af både atrielle og ventrikulære pacer. Den ventrikulære refraktærperiode efter en ventrikulær pace styres af parameteren VRP, mens den ventrikulære refraktærperiode efter en atriell pace styres af parameteren V-Blank After A-Pace (V-blanking efter A-pace).

Undersensing af en VT på grund af impulsgeneratorens refraktærperioder kan forekomme, når impulsgeneratoren pacer ved eller over LRL. Hvis impulsgeneratoren for eksempel leverer pacing med adaptiv frekvens ved 100 min^{-1} (600 ms) og er programmeret som følger, så vil en VT, der optræder samtidig med denne pacing, måske ikke blive detekteret:

- LRL = 90 min^{-1} (667 ms), MTR/MSR = 130 min^{-1} (460 ms)
- Brady Mode (Bradymodus) = DDDR, Fixed AV delay (Fast AV-forsinkelse) = 300 ms
- VRP = 230 ms
- V-Blank After A-Pace = 65 ms
- VT Zone = 150 min^{-1} (400 ms)

I dette scenarie leverer impulsgeneratoren DDDR-pacing ved 600 ms. En VRP på 230 ms følger efter hver ventrikulære pace, en Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode) på 65 ms (V-Blank after A-Pace) følger efter hver atriell pace, og en atriell pace optræder 300 ms efter hver ventrikulær pace. VT-slag, der optræder under en af refraktærperioderne, ignoreres med henblik på pacemakertiming og Ventricular Tachy Detection/Therapy (Ventrikulær takydetektion/terapi). Hvis en stabil VT på 350 ms starter, detekteres den pågældende VT ikke, fordi de fleste slag forekommer i løbet af en ventrikulær refraktærperiode, enten V-Blank after A-Pace (V-blanking efter A-pace) eller VRP. Nogle VT-slag bliver detekteret, men det er ikke nok til at opfylde kriteriet for takydetektion på 8 ud af 10 slag ("Ventrikulære detektionsvinduer" på side 2-11).

BEMÆRKNING: VT'en behøver ikke starte samtidig med en refraktærperiode eller et blankinginterval, før der sker undersensing. I dette eksempel er det sandsynligt, at VT'en først bliver detekteret, når VT'en enten accelererer til over 350 ms, eller den sensorstyrede pacefrekvens ændres fra 600 ms.



Figur 4-44. Ventrikulær undersensing pga. V-Blank after A-Pace

Når programmeringsinteraktionen beskrevet i dette scenarie optræder, vises der en besked om interaktion mellem Tachy Rate Threshold (takyfrekvenstærsklen) og LRL og AV Delay (AV-forsinkelse). Der findes lignende meddelelser, som beskriver interaktionen mellem V-Blank efter A-Pace og MTR, MPR eller LRL. Foruden meddelelsen vises også de pågældende programmerbare parametre som en hjælp til at løse interaktionen. Programmering af Dynamic VRP (Dynamisk VRP) kan være nyttig til at løse disse typer af interaktioner.

Programmeringsovervejelser

Visse programmerede kombinationer af pacesparametre vides at påvirke Ventricular Tachy Detection (Ventrikulær takydetektion). Risikoen for undersensing af ventrikulær taky som følge af impulsgeneratorens refraktærperioder vises i form af interaktive advarsler på parameterskærmen.

Som med al anden programmering af en enhed bør fordelene og risiciene ved de programmerede funktioner afvejes for hver enkelt patient (for eksempel fordelene ved Rate Smoothing (Frekvensudjævning) med et langt AV Delay (AV-forsinkelse) vs. risikoen for undersensing af ventrikulær taky).

Følgende programmering anbefales for at mindske risikoen for ventrikulær undersensing på grund af refraktærperioden som følge af en atriel pace (V-Blank after A-Pace (V-blanking efter A-pace)):

- Hvis der er behov for en dobbeltkammerpacemodus med Rate Smoothing (Frekvensudjævning) eller Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens):
 - Sæt værdien for LRL ned
 - Afkort AV Delay (AV-forsinkelsen) eller anvend Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) og nedsæt minimumsindstillingen for Dynamic AV Delay
 - Nedsæt Search AV Delay (Søgning AV-forsinkelse) for AV Search + (AV-søgning +)
 - Sæt procenten for Down Rate Smoothing (Frekvensudjævning nedad) op til den størst mulige værdi
 - Reducer Recovery Time (Recovery-tiden) for modi med Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens)
 - Sæt MTR eller MPR ned, hvis Down Rate Smoothing (Frekvensudjævning nedad) er indstillet til On
 - Sæt MSR ned, hvis pacemodussen er med adaptiv frekvens

- Hvis patienten ikke har behov for Rate Smoothing (Frekvensudjævning) eller Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens), bør det overvejes at programmere disse funktioner til Off. Hvis funktionerne programmeres til Off, mindskes sandsynligheden for atriell pacing ved forhøjede frekvenser.
- Hvis patienten ikke har behov for atriell pacing, bør det overvejes at anvende pacemodusen VDD i stedet for DDD.
- I visse anvendelsessituationer kan det vælges at programmere lange AV Delays for at reducere ventrikulær pacing for patienter med lange PR-intervaller, men samtidig anvende sensorpacing eller Rate Smoothing (Frekvensudjævning) for at dække patientens andre behov.
- Hvis der i visse anvendelsessituationer detekteres et mønster med atriell pacing og VT-slag, justerer funktionen Brady-Tachy Response (BTR) automatisk AV delay (AV-forsinkelsen) med henblik på at gøre det lettere at bekræfte en formodet VT. Hvis der ikke forekommer VT, vender AV Delay (AV-forsinkelsen) tilbage til den programmerede værdi. I programmeringssituationer, hvor der kan forekomme automatisk justering af AV Delay (AV-forsinkelsen), vises der ikke en specifik advarsel om Parameter Interaction (Parameterinteraktion).

Kontakt Boston Scientific vha. oplysningerne på bagsiden for at drøfte de nærmere detaljer og få yderligere oplysninger om disse eller andre programmerede indstillinger.

Kort fortalt bør der ved programmering af impulsgeneratorpacing og parametre for takydetektion tages højde for de mulige interaktioner mellem disse funktioner i lyset af den pågældende patients forventede arytmier. Generelt gøres der opmærksom på interaktionerne ved hjælp af advarsler om Parameter Interaction (Parameterinteraktion) på PRM'ens skærm, og interaktionerne kan afhjælpes ved at omprogrammere Rate (Frekvens), AV Delay (AV-forsinkelse) og/eller refraktær-/blankingperioder.

SYSTEMDIAGNOSTIK

KAPITEL 5

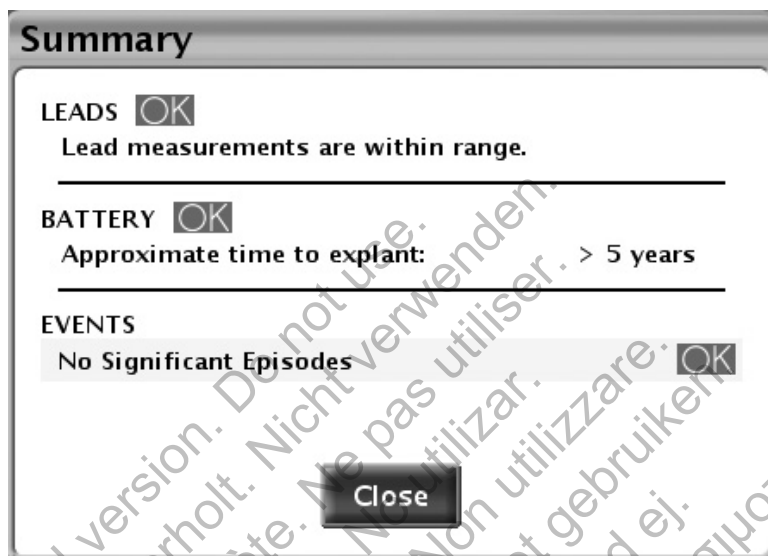
Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "Oversigtsdialog" på side 5-2
- "Battery Status (Batteristatus)" på side 5-2
- "Leads Status" på side 5-7
- "Ledningstests" på side 5-12

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

OVERSIGTSDIALOG

Ved interrogering vises der en dialogboks af typen Summary (Oversigt). Den viser status for Leads (Ledninger) og Battery (Batteri), omtrentlig tid til eksplantation og en meddelelse om Events for eventuelle episoder siden sidste nulstilling. Der vil også blive vist en magnetmeddelelse, hvis impulsgeneratoren registrerer, at der er anbragt en magnet.



Figur 5-1. Oversigtsdialog

Statussymboler kan være OK, Attention (Notifikation) eller Warning (Advarsel) ("Brug af farver" på side 1-7). De mulige meddelelser beskrives i følgende afsnit:

- Leads (ledninger)—"Leads Status" på side 5-7
- Battery(Batteri)—"Battery Status (Batteristatus)" på side 5-2
- Events—"Terapiforløb" på side 6-2

Når knappen Close (Luk) vælges, vises advarsels- eller notifikationssymbolet for Leads (Ledninger) og Battery (Batteri) ikke på efterfølgende interrogeringer, før der forekommer yderligere events, som udløser en varslingsstilstand. Der vises fortsat events, indtil der vælges en Reset-knap til nulstilling af en forløbstæller.

BATTERY STATUS (BATTERISTATUS)

Impulsgeneratoren overvåger automatisk batteriets kapacitet og ydeevne. Der findes oplysninger om batteristatus på flere skærbilleder:

- Dialogen Summary (Oversigt)—viser en grundlæggende statusmeddelelse om den resterende batterikapacitet ("Oversigtsdialog" på side 5-2).
- Fanen Summary (Oversigt) (på hovedskærmen)—viser den samme grundlæggende statusmeddelelse som dialogen Summary og viser samtidig batteristatusmåleren ("Hovedskærm" på side 1-2).
- Oversigtsskærmen Battery Status (Batteristatus) (åbnes fra fanen Summary (Oversigt))—viser yderligere batteristatusoplysninger om resterende batterikapacitet og Charge Time (Opladningstid) ("Oversigtsskærmen Battery Status" på side 5-3).

- Skærmen Battery Detail (Batteridetaljer) (åbnes fra oversigtsskærmen Battery Status (Batteristatus))—viser detaljerede oplysninger om batteriets udnyttelse, kapacitet og ydeevne ("Oversigtsskærmen Battery Detail" på side 5-5).

Oversigtsskærmen Battery Status

Oversigtsskærmen Battery Status (Batteristatus) viser følgende centrale oplysninger om batteriets kapacitet og ydeevne.

Time Remaining (Resterende tid)

Denne del af skærmen viser følgende oplysninger:

- Batteristatusmåler—viser en visuel status for batteriets kapacitet.
- Approximate time to explant (Omtrentlig tid til eksplantation)—viser den resterende anslåede kalendertid til impulsgeneratoren når Explant-status (Eksplantationsstatus).

Dette estimat beregnes ud fra anvendt batterikapacitet, resterende opladning og strømforbrug ved de aktuelt programmerede indstillinger.

Hvis der ikke findes tilstrækkelig forbrugshistorik, kan Approximate time to explant variere mellem interrogeringssessioner. Disse udsving er normale og skyldes, at impulsgeneratoren indsamler nye data og efterhånden kan beregne et mere præcist estimat. Den omtrentlige tid til eksplantation vil være mere stabil efter nogle ugers anvendelse. Årsager til udsving kan f.eks. være:

- Ved omprogrammering af bestemte brady-funktioner, der har indvirkning på paceoutputtet, bliver Approximate time to explant beregnet ud fra de forventede ændringer i strømforbruget som følge af de omprogrammerede funktioner. Næste gang impulsgeneratoren interrogeres, vil PRM'en igen vise Approximate time to explant på baggrund af den seneste forbrugshistorik. Efterhånden som der indsamles nye data, vil Approximate time to explant sandsynligvis stabilisere sig på et niveau tæt på det første estimat.
- I nogle dage efter implantationen viser PRM'en en statisk Approximate time to explant ud fra modelspecifikke data. Når der så er indsamlet tilstrækkelig brugsdata, bliver der beregnet og vist et estimat specifikt for enheden.

Charge Time (Opladningstid)

Denne del af skærmen viser den tid, det tog impulsgeneratoren at oplade til det seneste shock med maks. energi eller kondensatorreformerings.

Ikonet Battery Detail (Batteridetaljer)

Ved valg af dette ikon vises oversigtsskærmen Battery Detail ("Oversigtsskærmen Battery Detail" på side 5-5).

Batteristatus-indikatorer

Følgende indikatorer for batteristatus vises i batteristatusmåleren. Den viste Approximate time to explant beregnes ud fra impulsgeneratorens aktuelt programmerede parametre.

One Year Remaining (Et år tilbage)—der er ca. et år tilbage med impulsgeneratoren i fuld funktion (Approximate time to explant er et år).

Explant (Eksplantation)—batteriet er snart udtømt, og udskiftning af impulsgeneratoren skal planlægges. Når statussen Explant nås, er der tilstrækkelig batterikapacitet til at monitorere og

pace 100% i tre måneder under de givne betingelser og levere tre shock med maksimal energi eller alternativt seks shock med maksimal energi uden pacing. Når statussen Explant nås, er der 1,5 times ZIP-telemetri tilbage. Det bør overvejes at anvende telemetri med telemetrihoved.

Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt)—impulsgeneratorens funktionalitet er begrænset, og der kan ikke længere garanteres terapier. Denne status nås tre måneder efter, statussen Explant er nået. Patienten bør have en tid til straks at få udskiftet enheden. Ved interrogering vises skærbilledet Limited Device Functionality (Begrænset impulsgeneratorfunktion) (alle andre skærme er deaktiveret). Dette skærbillede viser oplysninger om batteristatus og adgang til enhedens andre funktioner. ZIP-telemetri er ikke længere tilgængelig.

Når enheden når statussen Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt), er funktionaliteten begrænset til følgende:

- Brady Mode (Bradymodus) vil være ændret som beskrevet nedenfor:

Brady Mode (Bradymodus) før indikatoren Battery Capacity Depleted	Brady Mode (Bradymodus) efter indikatoren Battery Capacity Depleted
DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R)	VVI
AAI(R)	AAI
Off	Off

- Brady Mode (Bradymodus) og Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) kan programmeres til Off, og ingen andre parametre er programmerbare
- En ventrikulær zone (VF) med en frekvenstærskel på 165 min⁻¹
- Kun telemetri med telemetrihoved (RF-telemetri er deaktiveret)
- Kun shock med maksimal energi og manuel kondensatorreforming (ATP-terapi og lavenergishock er deaktiveret)
- En LRL på 50 min⁻¹

I statussen Battery Capacity Depleted er følgende funktioner deaktiveret:

- Daily Measurement-trends (Trends for daglige målinger)
- Brady enhancements (f.eks. frekvensrespons og Rate Smoothing (Frekvensudjævning))
- PaceSafe Right Ventricular Automatic Threshold (outputtet fastsættes til den aktuelle outputværdi)
- PaceSafe Right Atrial Automatic Threshold (outputtet fastsættes til den aktuelle outputværdi)
- Episodelagring
- Diagnostiske test og EP Test
- Real-time-EGM'er
- MV-sensor
- Accelerometer

Hvis enheden når et punkt, hvor der er ikke er tilstrækkelig batterikapacitet til fortsat drift, vender enheden tilbage til Storage-modus (Opbevaringsmodus). I Storage-modus er der ingen funktionalitet tilgængelig.

BEMÆRKNING: Enheden anvender de programmerede parametre og den seneste forbrugshistorik til at forudsige Approximate time to explant. Et batteriforbrug, der en dag er større end normalt, kan medføre, at den følgende dags Approximate time to explant forekommer kortere end forventet.

BEMÆRKNING: Som en backupmetode erklærer enheden Explant, når to på hinanden følgende opladningstider overskrider 15 sekunder hver. Hvis en Charge Time (Opladningstid) er længere end 15 sekunder, planlægger impulsgeneratoren en automatisk kondensatorreformering en time senere. Hvis Charge Time under reformering også overskrider 15 sekunder, ændres batteristatusen til Explant.

Oversigtsskærmen Battery Detail

Oversigtsskærmen Battery Detail (Batteridetaljer) viser følgende oplysninger om impulsgeneratorens batteristatus (Figur 5-2 på side 5-6):

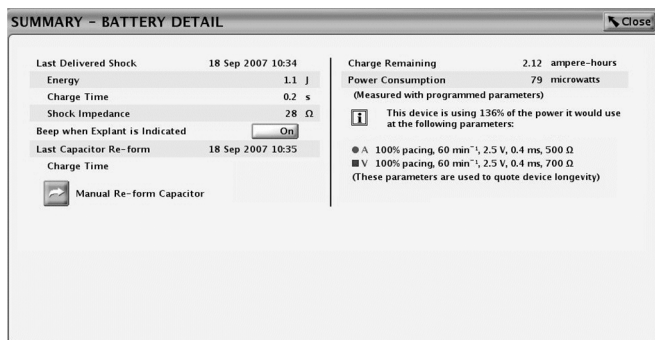
- Last delivered shock (Sidst leverede shock)—dato, Energy (Energi), Charge Time (Opladningstid) og data for Shock Impedance (Shockimpedans).
- Beep when Explant is Indicated (Lydsignal når eksplantation indikeres)—hvis denne funktion er programmeret til On, afgiver impulsgeneratoren 16 lydsignaler hver 6.time, når den har nået indikatoren Explant. Lyden kan derefter programmeres til Off. Selvom funktionen er programmeret til Off, aktiveres den automatisk igen, når enheden når indikatoren Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt).

FORSIGTIG: Patienter skal vejledes i straks at kontakte deres læge, hvis de hører lydsignaler fra deres enhed.

- Last Capacitor Re-form (Sidste kondensatorreformering)—dato og Charge Time (Opladningstid).
- Manual Re-form Capacitor (Manuel kondensatorreformering)—denne funktion anvendes til at styre en kondensatorreformering efter behov.
- Charge Remaining (Resterende opladning) (målt i ampere-timer)—den opladningsmængde, der er tilbage med impulsgeneratorens programmerede parametre, indtil batteriet er opbrugt.
- Power Consumption (Strømforbrug) (målt i mikrowatt)—den gennemsnitlige daglige strøm, der bruges af impulsgeneratoren, ud fra de aktuelt programmerede parametre. Power consumption indgår i de beregninger, der bestemmer Approximate time to explant samt nålens position på batteristatusmåleren.
- Power Consumption Percentage (Strømforbrug i %)—sammenholder strømforbruget ved impulsgeneratorens aktuelt programmerede parametre med strømforbruget ved de standardparametre, der anvendes til opgivelse af enhedens levetid.

Hvis nogen af følgende parametre (som påvirker paceoutputtet) omprogrammeres, justeres værdierne for Power Consumption og Power Consumption Percentage tilsvarende:

- Amplitude
- Pulse Width (Impulsbredde)
- Brady Mode (Bradymodus)
- LRL
- MSR
- PaceSafe



Figur 5-2. Oversigtskærmen Battery Detail

Kondensatorreforming

Automatisk kondensatorreforming. Kondensatordeforming kan forekomme i perioder, hvor der ikke leveres shock, hvilket kan medføre en længere opladningstid. For at mindske kondensatordeformationens påvirkning af Charge Time (Opladningstiden) foregår der automatisk reformering af kondensatorerne. Der afgives ikke lydsignaler fra impulsgeneratoren under automatiske kondensatorreformerings (dette gælder også, når funktionen Beep During Capacitor Charge (Lydsignal ved kondensatoropladning) er programmeret til On). Under kondensatorreforming måles og lagres Charge Time (Opladningstiden), så den senere kan hentes.

Manuel kondensatorreforming. Det er ikke nødvendigt at foretage manuelle kondensatorreformerings, men de kan startes via PRM'en således:

1. Vælg knappen Manual Re-form Capacitor (Manuel kondensatorreforming) på skærbilledet Battery Status Detail (Detaljer om batteristatus), og kontrollér, at der er oprettet telemetrikontakt. En meddelelse viser, at kondensatorerne er under opladning. Impulsgeneratoren afgiver et trillende lydsignal (hvis funktionen Beep During Capacitor Charge (Lydsignal under kondensatoropladning) er programmeret til On), mens kondensatorerne oplader.
2. Hele reformeringen tager typisk under 15 sekunder. Når cyklen er færdig, leveres kondensatorenergien til impulsgeneratorens interne testbelastning. Den indledende Charge Time (Opladningstid) vises på skærbilledet Battery Detail (Batteridetiljer).

Måling af Charge Time

Når impulsgeneratorens kondensatorer oplader, måler den Charge Time (Opladningstiden). Den sidst målte værdi lagres i impulsgeneratorens hukommelse og vises af PRM-systemet på skærbilledet Battery Detail (Batteridetiljer).

Sidst leverede ventrikulære shock

Når der er leveret et shock til patienten, lagres følgende oplysninger fra det sidst leverede shock i impulsgeneratorens hukommelse og vises på skærbilledet Battery Detail (Batteridetiljer):

- Date (Dato)
- Energiniveau
- Charge Time (Opladningstid)
- Impedance (Impedans) for shockledning

Det omfatter ikke automatiske kondensatorreformerings eller shock, som kan være blevet afledt. Hvis der opstår en fejtilstand (dvs. High eller Low Impedance (Høj eller lav impedans)), vises fejlen, så problemet kan blive afhjulpel.

BEMÆRKNING: Impedansmålingens nøjagtighed mindskes for shock, der er mindre end eller lig med 1,0 J.

LEADS STATUS

Daglige målinger

Enheden foretager følgende målinger hver 21. time og rapporterer dem dagligt:

- Daglig måling af Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude): enheden forsøger automatisk at måle den spontane P- og R-takamplitude for hvert hjertekammer, hvori den daglige måling af Intrinsic Amplitude er aktiveret, uafhængigt af pacemodussen. Målingen påvirker ikke normal pacing. Enheden overvåger op til 255 hjertecykler for at finde en senset signal og opnå en korrekt måling.
 - Daglig ledningsmåling (af Pace Impedance (Paceimpedans))
 - Pacedledning(er)—enheden forsøger automatisk at måle pacedledningsimpedansen for hvert hjertekammer, hvori den daglige test af Pace Impedance (Paceimpedans) er aktiveret, uafhængigt af pacemodussen. Når impulsgeneratoren foretager Lead Impedance Test (Ledningsimpedanstesten), benytter enheden et subpacetærskelsignal, der ikke forstyrrer normal pacing eller sensing.
 - Grænsen for High (Høj) impedans er nominelt indstillet til 2000 Ω og kan programmeres til mellem 2000 og 3000 Ω med stigningstrin på 250 Ω . Grænsen for Low (Lav) impedans er nominelt indstillet til 200 Ω , og kan programmeres til mellem 200 og 500 Ω med stigningstrin på 50 Ω . Overvej følgende faktorer, når der vælges en grænseværdi for High (Høj) og Low (Lav) impedans:
 - For permanente ledninger bør ledningens historiske impedansmålinger samt andre elektriske ydelsesindikatorer såsom stabilitet over tid overvejes
 - For nyligt implanterede ledninger er startmålingen af impedansværdi af betydning
- BEMÆRKNING:** Afhængigt af modningseffekten for ledningen, kan lægen vælge at omprogrammere Impedance Limits (impedansgrænserne) ved opfølgende tests.
- Patientens paceafhængighed
 - Anbefalet impedansinterval for de(n) brugt(e) ledning(er), hvis tilgængelig

- Daglige ledningsmåling (af Shock Impedance (shockimpedans)):
 - Shockledning—enheden forsøger automatisk at måle shockledningsimpedansen. Under en Shock Lead Impedance Test (shockledningsimpedanstest) leverer impulsgeneratoren en subtærskelenergiimpuls gennem shockelektroderne. Impedansmålingerne vil måske vise en vis variation over tid, fordi de foretages hver 21. time og derfor på forskellige tidspunkter i løbet af dagen.
 - Grænsen for Shock Low (Lav) impedans er fastsat til 20 Ω . Grænsen for Shock High (Høj) impedans er nominelt indstillet til 125 Ω , og kan programmeres til mellem 125 og 200 Ω med stigningstrin på 25 Ω . Overvej følgende faktorer, når der vælges en grænseværdi for High (Høj) impedans:
 - For permanente ledninger bør ledningens historiske impedansmålinger samt andre elektriske ydelsesindikatorer såsom stabilitet over tid overvejes
 - For nyligt implanterede ledninger er startmålingen af impedansværdi af betydning

BEMÆRKNING: Afhængig af modningseffekten for ledningen, kan lægen vælge at omprogrammere grænsen for High (Høj) impedans.

- Anbefalet impedansinterval for de(n) brugt(e) ledning(er), hvis tilgængelig
- Impedansværdien for test af Shock Impedance (Shockimpedans) med høj eller maksimal energi

BEMÆRKNING: Når resultatet af en programmerstyret eller daglig shock Lead Impedance Test (shockledningsimpedanstest) er over 125 Ω , og den programmerede grænse for High (Høj) Shock-impedans er over 125 Ω , bekræftes det, at systemet fungerer korrekt, ved levering af et shock med høj energi.

- Impulsgeneratoren er udstyret med en lydsignalfunktion, der udsender lydsignaler for at meddele statusoplysninger. Lydsignalfunktionen er udstyret med en programmerbar funktion, der ved programmering til On (Til) får impulsgeneratoren til at udsende lyde, når værdierne for Daily Impedance (Daglig impedans) ligger uden for det tilladte interval. Indikatoren Beep When Out-of-Range (Lydsignal når uden for tilladt interval) udsender 16 lyde, der gentages hver 6. time. Når funktionen programmeres til Off, afgives der ingen lydsignaler, når værdierne for Daily Impedance (Daglig impedans) ligger uden for det tilladte interval. Se "Lydsignalfunktion" på side 6-19
- Daglige tærskelmålinger med PaceSafe—når PaceSafe programmeres til Auto eller Daily Trend (Daglig trend), forsøger enheden automatisk at måle pacetærsklen i det kammer, som PaceSafe er programmeret for. Når testen skal foretages, justerer enheden de nødvendige parametre for lettere at kunne gennemføre testen.

Der vises grundlæggende oplysninger om ledningsstatus på skærbilledet Summary (Oversigt). Detaljerede data vises i grafisk format på oversigtsskærmen Leads Status (Ledningsstatus), som åbnes ved valg af ledningsikonet på skærmen Summary (Oversigt) (Figur 5-3 på side 5-10).

De mulige ledningsstatusmeddelelser er som følger (Tabel 5-1 på side 5-9):

- Lead measurements are within range. (Ledningsmålingerne er inden for det tilladte interval)
- Check ledning (meddelelsen angiver en bestemt ledning)—indikerer, at de(n) daglige ledningsmåling(er) ligger uden for det tilladte interval. Hvilken måling der ligger uden for intervallet, kan afklares ved at gennemgå den pågældende lednings daglige måleresultater.

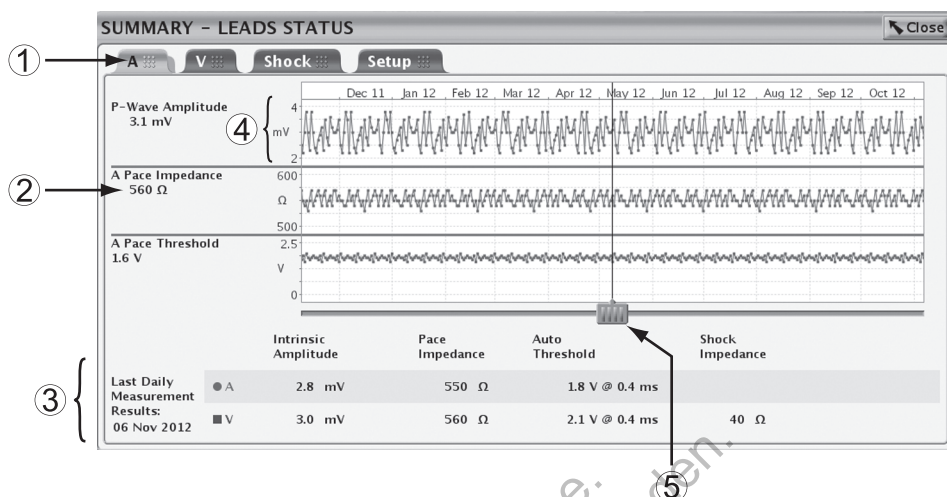
BEMÆRKNING: PaceSafe-specifikke meddelelser, herunder meddelelser om fejlede ledningstests samt ledningsalarmer beskrives nærmere i "PaceSafe" på side 4-9.

Tabel 5-1. Rapportering af ledningsmålinger

Ledningsmåling	Rapporterede værdier	Grænser for intervaloverskridelser
A Pace Impedance (A paceimpedans) (Ω)	200 til 3000	Low (Lav): $\leq$ programmeret atriel grænse for Low (Lav) impedans High (Høj): $\geq$ programmeret atriel grænse for High (Høj) impedans
RV Pace Impedance (RV paceimpedans) (Ω)	200 til 3000	Low (Lav): $\leq$ programmeret højre ventrikulær grænse for Low (Lav) impedans High (Høj): $\geq$ programmeret højre ventrikulær grænse for High (Høj) impedans
Shock Impedance (Shockimpedans) (Ω)	0 til 200	Low (Lav): $\leq$ 20 High (Høj): $\geq$ programmeret grænse for High (Høj) Shock-impedans
P-Wave Amplitude (P-takamplitude) (mV)	0,1 til 25,0	Low (Lav): 0,5 High (Høj): ingen
R-Wave (RV) Amplitude (R-takamplitude (RV)) (mV)	0,1 til 25,0	Low (Lav): 3,0 High (Høj): ingen

Oversigtsskærmen Leads Status (Ledningsstatus) viser detaljer om de daglige målinger for de relevante ledninger (Figur 5-3 på side 5-10):

- Grafen viser de daglige målinger for de sidste 52 uger.
- Brug fanerne i toppen af skærmen for at se data for hver ledning. Vælg fanen Setup (Opsætning) for at aktivere eller deaktivere bestemte daglige ledningsmålinger eller indstille grænseværdierne for Low (Lav) impedans.
- Hvert datapunkt angiver den daglige måling for en given dag. Flyt den vandrette glider hen over et datapunkt eller hul for at se de specifikke resultater for en dag.
- En måling, der ligger uden for det tilladte interval, vises som et punkt ved den tilsvarende maksimale eller minimale værdi.
- Der vil blive dannet et hul for en dag, hvis enheden ikke kan opnå en gyldig måling for denne dag.
- De seneste daglige målinger vises i bunden af skærmen.



[1] Vælg den ønskede ledning ved hjælp af fanerne [2] Resultater for den valgte dag [3] Resultater for den seneste dag [4] Justeringer af Y-aksen baseret på måleresultater [5] Brug den vandrette glider til at få vist data for en bestemt dag

Figur 5-3. Oversigtsskærmen Leads Status

Hvis enheden ikke kan opnå en eller flere daglige målinger på det fastsatte tidspunkt, vil der blive foretaget op til tre yderligere forsøg med en times mellemrum. De ekstra forsøg ændrer ikke på timingen af de daglige målinger. Den følgende dags måling vil blive fastsat til 21 timer fra det oprindelige forsøg.

Hvis der ikke kan registreres en gyldig måling efter det oprindelige forsøg plus tre yderligere forsøg, eller den ikke kan registreres ved udløbet af en 24-timers tidsblok, bliver målingen rapporteret som Invalid Data (Ugyldige data) eller No data collected (Ingen data indsamlet) (N/R).

Fordi der registreres otte målinger på syv dage, indeholder en af dagene to målinger. For Amplitude og Impedance (Impedans) gælder det, at hvis den ene måling er gyldig, og den anden er ugyldig, bliver den ugyldige måling rapporteret. Hvis begge målinger er gyldige, bliver den anden måling rapporteret. For Threshold gælder det, at hvis den ene måling er gyldig, og den anden er ugyldig, bliver den gyldige måling rapporteret. Hvis begge målinger er gyldige, bliver den højeste værdi rapporteret.

Hvis skærmen Summary (Oversigt) viser, at der bør kontrolleres en ledning, og graferne Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude) og Impedance (Impedans) ikke viser nogen værdier uden for det tilladte interval eller et hul, blev den test, der genererede den værdi, der lå uden for intervallet, foretaget i de sidste 24 timer og er endnu ikke blevet gemt i de daglige målinger.

Tabel 5-2. Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude); Betingelser for daglige målinger, programmerdisplay og grafisk visning

Betingelse	Programmerdisplay	Grafisk visning
Amplitudemåling inden for interval	Måleværdi	Plottet punkt
Elektrodekonfiguration er programmeret til Off/None	No data collected (Ingen data indsamlet)	Hul
Alle events i testperioden er pacet	Paced (Pacet)	Hul
Registreret støj i testperioden	Noise (Støj)	Hul
Sensed events defineret som PVC	PVC	Hul
Sensed events defineret som PAC	PAC	Hul

Tabel 5-2. Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude): Betingelser for daglige målinger, programmerdisplay og grafisk visning
(fortsat)

Betingelse	Programmerdisplay	Grafisk visning
Amplitudemålinger uden for interval	0,1; 0,2; ...; 0,5 mV (RA-ledning) med notifikationsikon 0,1; 0,2; ...; 3,0 mV (Ventrikulær ledning) med notifikationsikon	Plottet punkt
	< 0,1 mV med notifikationsikon	Plottet punkt ved tilsvarende minimum
	> 25 mV med notifikationsikon	Plottet punkt ved tilsvarende maksimum ^a

a. Når den målte værdi er > 25 mV, vises der et notifikationssymbol på grafen, selvom der ikke genereres nogen alarm på oversigtsskærmene.

Tabel 5-3. Ledningsimpedans: Betingelser for daglige målinger, programmerdisplay og grafisk visning

Betingelse	Programmerdisplay	Grafisk visning
Amplitudemåling inden for interval	Måleværdi	Plottet punkt
Electrode Configuration (Elektrodekonfigurationen) er programmeret til Off/None (Fra/Ingen)	Invalid Data (Ugyldige data)	Hul
Registreret støj i testperioden	Noise (Støj)	Hul
Impedansmålinger uden for interval (paceledninger)	Målt værdi højere end eller lig med den programmerede grænse for High (Høj) paceimpedans (2000-3000 Ω) med notifikationsikon Målt værdi lavere end eller lig med den programmerede grænse for Low (Lav) paceimpedans (200-500 Ω) med notifikationsikon	Plottet punkt
	>3000 Ω med notifikationsikon < 200 Ω med notifikationsikon	Plottet punkt ved tilsvarende minimum eller maksimum ^a
Impedansmålinger uden for interval (shockledning)	Målt værdi større end eller lig med den programmerede grænse for Shock High (Høj) impedans (125-200 Ω) med notifikationssymbol 0 Ω; Notifikationsikon genereres ved ≤ 20 Ω	Plottet punkt
	> 200 Ω; notifikationsikon genereret	Plottet punkt ved tilsvarende maksimum ^b

a. Ved valg af disse punkter vises der ikke den numeriske værdi, men det angives, at værdien er henholdsvis over den øvre intervalgrænse eller under den nedre intervalgrænse.

b. Ved valg af disse punkter vises der ikke den numeriske værdi, men det angives, at værdien er over den øvre intervalgrænse.

Tabel 5-4. PaceSafe automatisk tærskel: Betingelser for daglige målinger, programmerdisplay og grafisk visning

Betingelse	Programmerdisplay	Grafisk visning
Funktionen er ikke aktiveret	No data collected (Ingen data indsamlet)	Hul
Fejlede tests eller målinger uden for interval	Diverse	Hul

BEMÆRKNING: Se den detaljerede liste over fejlkoder for PaceSafe-tærskeltests ("PaceSafe" på side 4-9).

Under følgende forhold bliver der ikke foretaget målinger for Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude) og Lead Impedance (Ledningsimpedans). Programmerdisplayet viser No data collected (Ingen data indsamlet) eller Invalid Data (Ugyldige data), og der vil være et hul i den grafiske visning:

- Takyepisode er under udførelse
- Takyterapi er aktiv
- Telemetri er aktiv
- Parametre for Post-Therapy (Post-terapi) er gældende

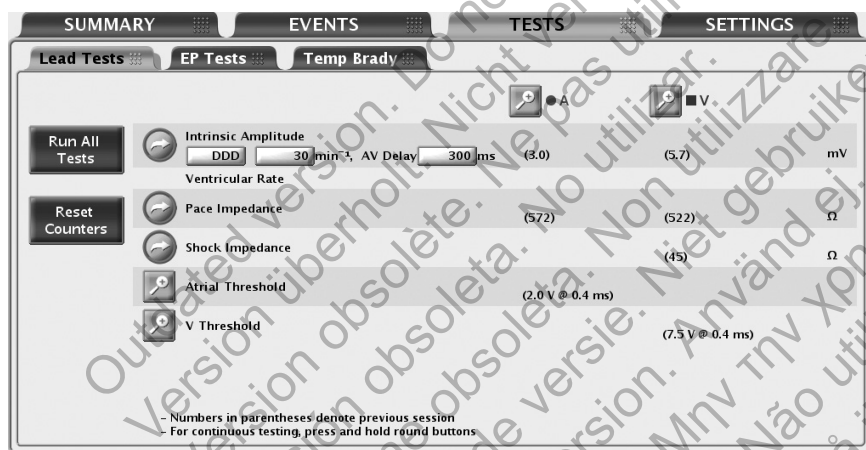
- Enhedens batterikapacitet er opbrugt
- Impulsgenerator er i Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsestilstand)

Se en detaljeret beskrivelse af de forhold, hvor der ikke foretages PaceSafe-målinger ("PaceSafe" på side 4-9).

LEDNINGSTESTS

Følgende ledningstests er tilgængelige (Figur 5-4 på side 5-12):

- Pace Impedance (Paceimpedans)
- Shock Impedance (Shockimpedans)
- Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude)
- Pace Threshold (Pacetærskel)



Figur 5-4. Skærbilledet Lead Tests

Skærbilledet Lead Tests (Ledningstests) åbnes ved at følge nedenstående trin:

1. Vælg fanen Tests fra hovedskærbilledet.
2. Vælg fanen Lead Tests (Ledningstests) fra skærbilledet Tests.

Alle ledningstests kan udføres ved at følge to forskellige processer:

- Via skærbilledet Lead Tests—gør det muligt at foretage de samme ledningstests over alle kamre
- Ved valg af den ønskede knap for kammer—gør det muligt at udføre alle tests på den samme ledning

Intrinsic Amplitude Test

Intrinsic Amplitude Test (Test af spontan amplitude) måler de spontane P- og R-takamplituder for de respektive kamre.

Der kan udføres en Intrinsic Amplitude Test fra skærbilledet Lead Tests ved at følge nedenstående trin:

1. Følgende forvalgte værdier kan ændres efter behov for at fremkalde spontan aktivitet i det kammer/de kamre, der testes:
 - Programmeret Normal Brady Mode (Normal bradymodus)
 - LRL ved 30 min^{-1}
 - AV Delay (AV-forsinkelse) ved 300 ms
2. Vælg knappen Intrinsic Amplitude. Under testen viser et vindue forløbet af testen. Når knappen Intrinsic Amplitude vælges og holdes nede, gentages målingerne i op til 10 sekunder, eller indtil knappen slippes. Når vinduet lukker, kan den samme test udføres igen ved at vælge knappen Intrinsic Amplitude. Testen annulleres ved at vælge knappen Cancel eller ved at trykke på tasten DIVERT THERAPY på PRM'en.
3. Når testen er fuldført, vises målingen af Intrinsic Amplitude som Current (Aktuel) måling (ikke i parenteser). Hvis testen gentages under den samme session, bliver målingen i Current (Aktuel) opdateret med det nye resultat. Bemærk, at målingen i Previous Session (Foregående session) (vist i parenteser) er fra den seneste afsluttede session, i hvilken testen blev foretaget.

BEMÆRKNING: Testresultaterne fra den seneste måling lagres i impulsgeneratorens hukommelse, hentes frem under den initiale interrogering og vises på skærmen Lead Tests (Ledningstests). Målingerne angives desuden på rapporten Quick Notes.

Lead Impedance Test

En Lead Impedance Test (Test af ledningsimpedans) kan udføres og anvendes som et relativt mål for ledningsintegritet over tid.

Hvis der er tvivl om ledningsintegriteten, bør der foretages en standardtest af ledningerne for at vurdere ledningssystemets integritet.

Fejlfindingstests omfatter, men er ikke begrænset til, følgende:

- Elektrogramanalyse med manipulation af lommen og/eller isometrik
- Gennemsyn af røntgen- eller fluoroskopibilleder
- Yderligere shock med maksimal energi
- Programmering af Shock Lead Vector (Shockledningsvektoren)
- Trådløst EKG
- Invasiv visuel inspektion

En test af Shock Impedance (Shockimpedansen) er et effektivt redskab til detektion af ændringer i shockledningernes integritet over tid. Evaluering af disse oplysninger sammen med impedansen for Last Delivered Shock (Sidst leverede shock) (vist på skærbilledet Battery Detail (Batteridetaljer)) eller en efterfølgende Shock Impedance (Shockimpedans) med høj energi og andre non-invasive diagnostiske teknikker kan hjælpe med til at lokalisere potentielle ledningssystemtilstande.

Der rapporteres et testresultat i form af NOISE (STØJ), hvis der ikke kunne opnås en gyldig måling (sandsynligvis på grund af EMI).

Fejl med kortsluttede og åbne shockledninger bliver rapporteret som henholdsvis 0Ω og $> 200 \Omega$.

BEMÆRKNING: Testen af Shock Impedance (Shockimpedansen) kan resultere i værdier, der er en smule højere end de leverede Shock Impedance-målinger.

Tests af både lavenergi- og højenergiimpedans har følgende kliniske begrænsninger:

- En test af shock med høj eller maksimal energi afslører ikke alle former for tilstande med åben ledning. Målinger af shockledningsimpedans under et programmerstyret shock med maksimal energi kan se normale ud under visse tilstande med åbne ledninger (f.eks. brud på ledningsleder eller en løs sætskrue), da det leverede energiniveau kan hoppe eller danne bueudladninger over små afstande. En programmerstyret test af lavenergiimpedansen er et mere pålideligt værktøj til at finde og påvise en mulig tilstand med åben shockledning.
- En Lead Impedance Test (Impedanstest) med lav energi afslører ikke alle former for tilstande med kortsluttet ledning. En test af ledningens lavenergiimpedans kan se normale ud under visse former for tilstande med kortsluttede ledninger (f.eks. nedslidt isolering på ledningsleder eller klemt ledning mellem clavicula og første ribben), da testenergien ikke er tilstrækkelig til at hoppe eller danne bueudladninger mellem fritlagte ledere. Et shock med maksimal energi er et mere pålideligt værktøj til at finde og påvise en mulig tilstand med kortsluttede shockledninger.

Der kan udføres impedanstest af pace- og shockledninger fra skærbilledet Lead Tests ved at følge nedenstående trin:

1. Vælg den ønskede knap for test af ledningsimpedans. Når en knap vælges og holdes nede, gentages målingerne i op til 10 sekunder, eller indtil knappen slippes.
2. Under testen viser et vindue forløbet af testen. Når vinduet lukker, kan den samme test udføres igen ved at vælge knappen for den ønskede ledningsimpedanstest. Testen annulleres ved at vælge knappen Cancel eller ved at trykke på tasten DIVERT THERAPY på PRM'en.
3. Når testen er fuldført, vises impedansmålingen som Current (Aktuel) måling (ikke i parenteser). Hvis testen gentages under den samme session, bliver målingen i Current (Aktuel) opdateret med det nye resultat. Bemærk, at målingen i Previous Session (Foregående session) (vist i parenteser) er fra den seneste afsluttede session, i hvilken testen blev foretaget.
4. Hvis testen resulterer i NOISE (STØJ), overvejes følgende muligheder for afhjælpning:
 - Gentag testen
 - Skift telemetrimodusser
 - Fjern andre kilder til elektromagnetisk interferens

BEMÆRKNING: Testresultaterne fra den seneste måling lagres i impulsgeneratorens hukommelse, hentes frem under den initiale interrogation og vises på skærmen Lead Tests (Ledningstests). Målingerne angives desuden på rapporten Quick Notes.

Pace Threshold Test (Pacetærskeltest)

Testen Pace Threshold Test (Pacetærskeltest) fastsætter det minimumsoutput, der kræves til capture i et bestemt kammer.

Tærskeltestene af den ventrikulære og atrielle paceamplitude kan foretages manuelt eller automatisk. Når PaceSafe er programmeret til Auto, anvendes resultaterne af de styrede automatiske amplitudetests til justering af PaceSafe-outputniveauerne.

Tærskeltestene af den ventrikulære og atrielle impulsbredde foretages manuelt ved at vælge optionen Pulse Width (Impulsbredde) på detaljeskærmen Pace Threshold (Pacetærskel).

Manuel Pace Threshold Test (Pacetærskeltest)

Der anbefales en sikkerhedsmargen på mindst 2X spændingen eller 3X impulsbredden for hvert kammer baseret på capture-tærsklerne, som vil udgøre en passende sikkerhedsmargen og hjælpe med til at øge batteriets levetid. Testen starter ved en specificeret startværdi og mindsker værdien i trin (Amplitude eller Pulse Width (Impulsbredde)) under testforløbet. PRM'en afgiver et lydsignal ved hvert fald i trinværdi. Værdierne anvendt under tærskeltesten er programmerbare. Parametrene er kun gældende under testen.

BEMÆRKNING: Startværdierne for Amplitude og Pulse Width (Impulsbredde) beregnes automatisk. Enheden henter de lagrede resultater for den foregående pacetærskelmåling (for den parameter, der testes), og indstiller parameteren til tre trin over den foregående tærskelmåling. LRL er forvalgt ved 90 min^{-1} . I DDD-modus er LRL yderligere begrænset til 10 min^{-1} under MTR.

BEMÆRKNING: Hvis der er valgt DDD-modus, vil valg af enten den atrielle eller den ventrikulære test kun reducere paceoutputtet i det valgte kammer.

Når testen er startet, anvender enheden de specificerede bradyparametre. Enheden reducerer derefter den valgte testtypeparameter i trin (Amplitude eller Pulse Width) i overensstemmelse med det programmerede antal cykler pr. trin, indtil testen er fuldført. Real-time-elektrogrammer og annoterede eventmarkører, der omfatter de testede værdier, fortsætter med at være tilgængelige under tærskeltesten. Displayet justeres automatisk til at vise det kammer, der testes.

Under tærskeltesten viser programmeren testparametrene i et vindue. Testen kan midlertidigt indstilles, eller der kan udføres en manuel justering ved valg af knappen Hold i vinduet. Vælg knappen + eller – for manuelt at øge eller mindske den værdi, der testes. Vælg knappen Continue for at fortsætte testen.

Tærskeltesten er fuldført, og alle parametre returneres til de normalt programmerede værdier, når en af følgende forekommer:

- Testen afbrydes via en kommando fra PRM'en (f.eks. ved tryk på knappen End Test (Afslut test) eller tasten DIVERT THERAPY).
- Den laveste tilgængelige indstilling for Amplitude eller Pulse Width (Impulsbredde) nås, og det programmerede antal cykler er fuldført.
- Telemetrikontakten afbrydes.

Der kan udføres en pacetærskeltest fra skærbilledet Lead Tests (Ledningstests) ved hjælp af følgende trin:

1. Vælg det kammer, der ønskes testet.
2. Vælg detaljeknappen Pace Threshold (Pacetærskel).
3. Vælg testtypen.
4. Ændre følgende parameterverdier efter ønske for at fremkalde pacing i det kammer/de kamre, der testes:
 - Mode (Modus)
 - LRL
 - Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)
 - Amplitude
 - Pulse Width (Impulsbredde)
 - Cycles per Step (Cykler pr. trin)

For DDD-modus bruges Normal Brady (Normal brady) MTR.

5. Observer EKG-displayet, og stop testen ved valg af knappen End Test (Afslut test) eller ved at trykke på tasten DIVERT THERAPY, når der observeres tab af capture. Hvis testen fortsætter, indtil det programmerede antal cykler ved den laveste indstilling er gennemløbet, standses testen automatisk. Den endelige tærskeltestværdi bliver vist (værdien er et trin over værdien, da testen blev afsluttet).

BEMÆRKNING: Resultatet af tærskeltesten kan redigeres ved valg af knappen Edit Today's Test (Rediger dagens test) på skærbilledet Threshold Test (Tærskeltest).

6. Når testen er færdig, vises tærskelmålingen som Current (Aktuel) måling (ikke i parenteser). Hvis testen gentages under den samme session, bliver målingen i Current (Aktuel) opdateret med det nye resultat. Bemærk, at målingen i Previous Session (Foregående session) (vist i parenteser) er fra den seneste afsluttede session, i hvilken testen blev foretaget.
7. Der kan udføres en anden test ved eventuelt at ændre testparameterværdierne og starte igen. Resultaterne af den nye test bliver vist.

BEMÆRKNING: Testresultaterne fra den seneste måling lagres i impulsgeneratorens hukommelse, hentes under initial interrogering og vises på skærbilledet Lead Tests (Ledningstests) og på skærbilledet Lead Status (Ledningsstatus). Målingerne angives desuden på rapporten Quick Notes.

Programmerstyret automatisk pacetærskeltest

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-enheder.

Styrede automatiske tærskeltests adskiller sig fra de manuelle tests på følgende måder:

- De styrede automatiske tærskeltests kan anvendes for Amplitude, men ikke for Pulse Width (Impulsbredde).
- Følgende parametre er faste (hvorimod de er programmerbare i manuelle tests):
 - Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)
 - Pulse Width (Impulsbredde)
 - Cycles per step (Cykler pr. trin)

BEMÆRKNING: Ændr følgende programmerbare parametre efter ønske for at fremkalde pacing i det kammer, der testes.

- Der er mulighed for yderligere eventmarkører, herunder tab af capture, fusion og backup-pacing (hvis backup-pacing er tilgængelig).
- Når en programmerstyret automatisk tærskeltest først er startet, kan den ikke pauses, kun annulleres.
- PaceSafe finder automatisk ud af, hvornår testen er færdig og stopper automatisk testen.
- Når testen er færdig, stopper den automatisk og viser den tærskel, som er det seneste output-niveau, der viste konsistent capture.
- Testen kan ikke redigeres.

BEMÆRKNING: Under en programmerstyret automatisk tærskeltest i højre atrium er atriell backuppacing ikke tilgængelig.

PATIENTDIAGNOSTIK OG OPFØLGNING

KAPITEL 6

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "Terapiforløb" på side 6-2
- "Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 6-2
- "Histogrammer" på side 6-8
- "Counters" på side 6-8
- "Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefrekvens) (HRV)" på side 6-10
- "Trends" på side 6-12
- "Post-implantationsfunktioner" på side 6-18

TERAPIFORLØB

Impulsgeneratoren registrerer automatisk data, der kan være nyttige, når patientens tilstand og effekten af impulsgeneratorens programmering evalueres.

Terapiforløb kan gennemgås ved forskellige detaljeniveauer ved hjælp af PRM'en:

- Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)—giver detaljerede oplysninger om hver detekteret episode ("Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 6-2)
- Histograms (Histogrammer) og Counters (Tællere)—viser det totale antal samt procentdelen af pacede og sensed events i en bestemt registreringsperiode ("Histogrammer" på side 6-8 og "Counters" på side 6-8)
- Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefrekvens), (HRV)—er et mål for ændringerne i patientens spontane hjerterefrekvens i en indsamlingsperiode på 24 timer ("Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefrekvens) (HRV)" på side 6-10)
- Trends—viser specifikke patient-, impulsgenerator- og ledningsdata grafisk ("Trends" på side 6-12)

BEMÆRKNING: Dialogen Summary (Oversigt) og fanen Summary viser en prioriteret liste over events, der er sket siden sidste nulstilling. Denne liste vil kun indeholde episoder af typen VF og VT/VT-1 og ATR (hvis den varede mere end 48 timer).

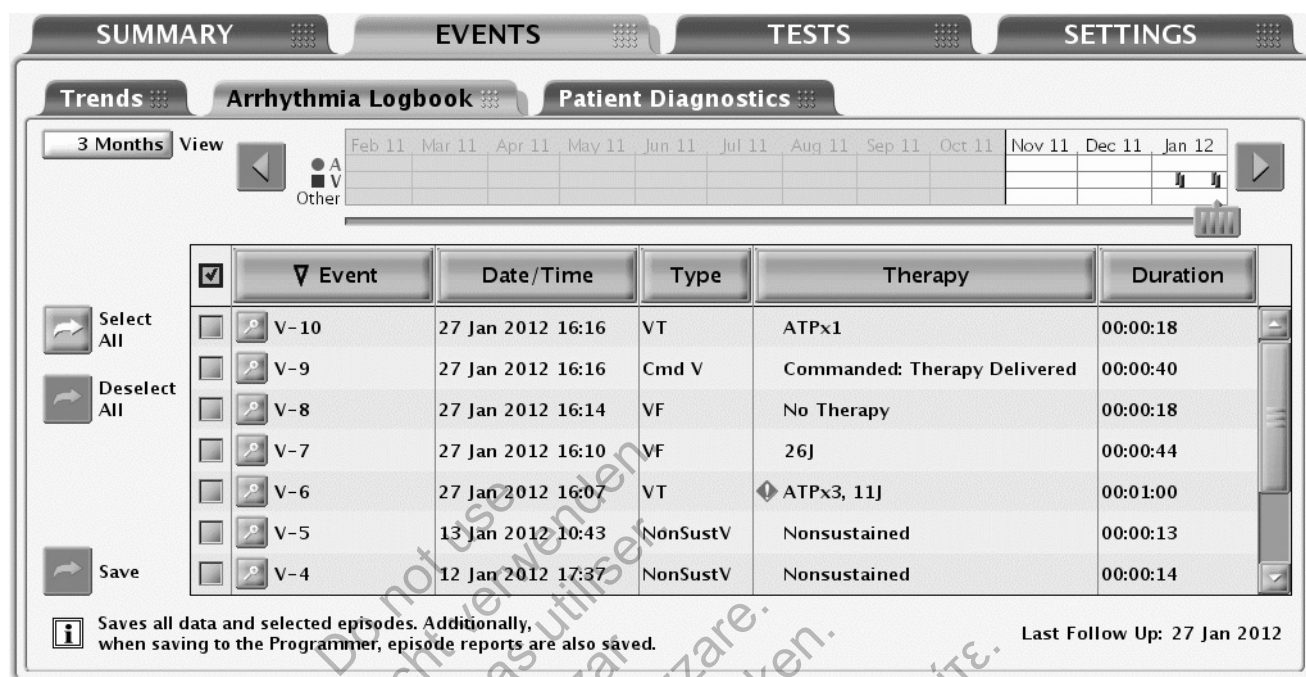
ARRHYTHMIA LOGBOOK (ARYTMILOGBOG)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Skærbilledet Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog) giver adgang til følgende detaljerede oplysninger om alle typer episoder (Figur 6-1 på side 6-3):

- Nummer, dato og klokkeslæt for eventen
- Eventtypen med takyarytmizone
- En oversigt over leveret terapi eller forsøg på levering (hvis relevant)
- Eventens varighed (hvis relevant)
- Elektrogrammer med annoterede markører
- Intervals (Intervaller)

BEMÆRKNING: Dataene indeholder oplysninger fra alle aktive elektroder. Enheden komprimerer forløbsdataene for at kunne lagre op til 17 minutters elektrogramdata (13 minutter med Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) aktiveret). Den tidsmængde, der reelt lagres, kan dog variere afhængigt af typen af data, der komprimeres (f.eks. støj på EGM'et eller en episode med VF).



Figur 6-1. Skærbilledet Arrhythmia Logbook

Prioriteten af, det maksimale antal og minimale antal episoder, som impulsgeneratoren lagrer under normale forhold, varierer afhængigt af episodetypen (Tabel 6-1 på side 6-4). Så længe den del af enhedens hukommelse, der er tildelt episodedata, ikke er fuld, lagrer impulsgeneratoren op til det tilladte maksimale antal episoder for hver episodetype. Det minimale antal episoder for hver episodetype sikrer, at alle episodetyper er repræsenteret ved at beskytte et par episoder med lav prioritet fra at blive overskrevet af episoder med høj prioritet, når enhedens hukommelse er fuld.

Når enhedens hukommelse er fuld, forsøger impulsgeneratoren at prioritere og overskrive lagrede episoder efter følgende regler:

1. Hvis enhedens hukommelse er fuld, og der er episoder, som er ældre end 18 måneder, bliver den ældste af episoderne med den laveste prioritet blandt disse episodetyper slettet (uanset om det minimale antal episoder er lagret).
 2. Hvis enhedens hukommelse er fuld, og der er episodetyper, for hvilke der er gemt flere end det minimale antal episoder, bliver den ældste af episoderne med den laveste prioritet blandt disse episodetyper slettet. I dette tilfælde bliver episoderne med lav prioritet ikke slettet, hvis deres antal lagrede episoder er mindre end det minimale antal.
 3. Hvis enhedens hukommelse er fuld, og der ikke er episodetyper, for hvilke der er gemt flere end det minimale antal episoder, bliver den ældste af de episoder med den laveste prioritet blandt alle episodetyperne slettet.
 4. Hvis det maksimale antal episoder er nået for en episodetype, bliver den ældste episode af den pågældende type slettet.
- For episoder, der ikke er programmerstyrede, bestemmes episodetypen for episoder af typen VT-1, VT og VF ud fra den zone-Duration, der udløber først. Hvis der ikke er nogen zone-Duration, der udløber under en episode, er episodetypen Nonsustained (Ikke-vedvarende).
 - En igangværende episode har den højeste prioritet, indtil dens type kan bestemmes.

BEMÆRKNING: Når forløbsdata er gemt, kan de tilgås til enhver tid uden behov for interrogering af enheden.

Tabel 6-1. Episodeprioritet

EpisodeType	Prioritet	Maksimalt antal lagrede episoder	Minimalt antal lagrede episoder med detaljerede rapporter	Maksimalt antal lagrede episoder med detaljerede rapporter
VF/VT/VT-1 med shock ^a	1	50	5	30
PTM (Patient Triggered Monitor) (Patientudløst monitor)	1	5	1	1
VF/VT/VT-1 med ATP ^{b e}	2	30	2	15
VF/VT/VT-1 uden terapi (Duration Met) (Duration opfyldt) ^c	3	20	1	10
Cmd V	4	2	0	2
NonSustV (Duration ikke opfyldt)	4	10	0	2
PaceSafe RAAT ^d	4	1	1	1
PaceSafe RVAT	4	1	1	1
ATR ^d	4	10	1	3
PMT ^d	4	5	1	3
RYTHMIQ ^d	4	10	1	3

a. Kan også omfatte ATP-terapi.

b. ATP uden shockterapi

c. Ingen terapi defineret som Duration Met (Duration opfyldt) med: en Inhibit-beslutning (Inhiberingsbeslutning), detektion i zonen Monitor Only (Kun monitor), sidste sensed interval ikke i zonen eller en Divert-Reconfirm.

d. Ikke tilgængelig i VR-modeller.

e. Quick Convert ATP i VF-zonen er kun tilgængelig i visse enheder.

Følg nedenstående trin for at få vist data fra Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen):

1. Vælg Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog) fra fanen Events. Hvis det er nødvendigt, bliver impulsgeneratoren interrogeret automatisk, og de aktuelle data bliver vist. Der kan også vises lagrede patientdata ("Data Storage (Datalagring)" på side 1-16).
2. Mens dataene hentes ind, viser programmeren et vindue, der angiver interrogeringens forløb. Der bliver ikke vist oplysninger, hvis knappen Cancel (Annuller) vælges, før alle de lagrede data er hentet ind.
3. Anvend glideren og knappen View (Vis) til at vælge det datointerval for eventene, der ønskes vist i tabellen.
4. Vælg knappen Details (Detaljer) for en event i tabellen for at få vist detaljer om eventen. Detaljer om events, som er tilgængelige, hvis knappen Details vises, er nyttige ved vurdering af hver episode. Skærmen Stored Event (Lagret event) vises, og du kan navigere mellem følgende faner for at få vist flere oplysninger om eventen:
 - Events Summary (Eventoversigt)
 - EGM
 - Intervals (Intervaller)
5. Vælg en af knapperne med en kolonneoverskrift for at sortere eventene efter den pågældende kolonne. Vælg kolonneoverskriften igen for at få vist kolonnen i omvendt rækkefølge.

6. For at gemme specifikke events vælges eventen, og derefter vælges knappen Save (Gem). For at udskrive specifikke events vælges eventen, og derefter vælges Reports (Rapporter) fra værktøjslinjen. Vælg den specifikke Episode Report, og vælg knappen Print.

BEMÆRKNING: En "igangværende" episode gemmes ikke. En episode skal være færdig, før den bliver gemt af applikationen.

Vælg knappen Details (Detaljer) ud for den ønskede episode på skærbilledet Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog) for at få vist detaljer om episoder. Skærmen Stored Event (Lagret event) vises, og der kan navigeres mellem fanerne Summary (Oversigt), EGM og Intervals (Intervaller).

Events Summary (Eventoversigt)

Skærbilledet Events Summary (Eventoversigt) viser yderligere detaljer om den valgte episode svarende til Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog).

Dataene i oversigten kan omfatte følgende:

- Episodenummer, dato, tidspunkt og type (f.eks. VF, VT, VT-1, spontan/Induced (Induceret) eller PTM)
- Gennemsnitlig atriel og ventrikulær frekvens
- Leveret terapi
- For ATP-terapi: tidspunktet for levering af terapi samt antallet af bursts
- For shockterapi: starttidspunktet for opladning, opladningstid, impedans og energiniveau
- Duration
- Atrial frekvens ved PMT-start (kun PMT-events)

Lagrede elektrogrammer med annoterede markører

Impulsgeneratoren kan lagre annoterede elektrogrammer, der senses via følgende ledninger før onset af en episode, før og efter Duration opfyldt samt umiddelbart før og efter hver terapi:

- Shockledning
- RV-pace-/senseledning
- Atrial pace-/senseledning
- PaceSafe Evoked Response (ER)

Hvilke annoterede elektrogrammer, der lagres, afhænger af episodetypen. I dette afsnit refererer EGM både til elektrogrammer og de tilhørende annoterede markører. EGM-lagringskapaciteten varierer afhængigt af EGM-signalets kvalitet og hjerterefrekvensen. Den samlede mængde lagrede EGM-data for en episode kan være begrænset; EGM'er fra midten af episoden kan fjernes for episoder, der varer over fire minutter.

Når den hukommelse, der er tildelt til EGM-lagring, er fuld, overskriver enheden ældre EGM-datasegmenter for at kunne lagre de nye EGM-data. EGM'et registreres i segmenter bestående af lagring af episode Onset, Attempt og End EGM Storage (End EGM-lagring). Hvert segment med data er synligt, når den venstre målemarkør befinder sig i den specifikke sektion.

Følgende oplysninger bevares:

- Onset bevarer data for op til 25 sekunder før Duration udløber

- Reconfirmation bevarer data for op til 20 sekunder før levering af terapi
- Terapidata vises. I tilfælde af ATP-terapi bevares der mindst det første og sidste burst for hver terapi i op til 20 sekunder
- Postterapi eller afledt terapi bevarer data i op til 10 sekunder

Episode Onset (Episode-onset) refererer til EGM-tidsrummet (målt i sekunder) før det første forsøg.

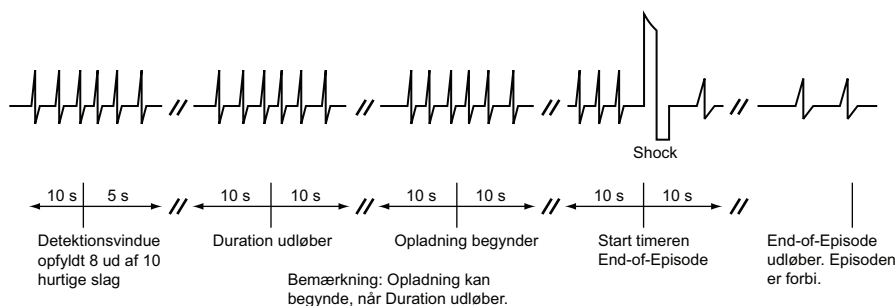
Onset omfatter følgende oplysninger:

- Event-type
- Gennemsnitlig RA-frekvens ved Event-start
- Gennemsnitlig RV-frekvens ved Event-start
- Programmering af Detection Enhancements (Rate Only (Kun frekvens), Rhythm ID (Rytme-ID) eller Onset/Stability (Onset/stabilitet))
- Markering af klokkeslættet for opnåelse af Rhythm ID-referenceskabelon
- RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskel) (som programmeret)
- Målt værdi for RhythmMatch (hvis der er opnået en referenceskabelon, der ikke er nogen Attempts for eventen, og impulsgeneratoren inhiberede terapi)

Attempt-oplysninger kan blive vist som Attempt (Forsøg) eller In Progress (Igangværende), hvis et forsøg er igangværende. Attempt omfatter følgende oplysninger:

- Oplysninger om detektion:
 - Gennemsnitlig RA Rate (RA-frekvens) ved start på Attempt (Forsøg)
 - Gennemsnitlig RV Rate (RV-frekvens) ved start på Attempt (Forsøg)
 - Frekvenszone
- Målte værdier for Detection Enhancements
- Oplysninger om Attempt (Forsøg) på terapi:
 - Attempt-nummer
 - Type (afbrudt, programmerstyret eller inhiberet)
 - Number of bursts (Antal bursts) (ATP-forsøg)
 - Charge Time (Opladningstid) (shockforsøg)
 - Ledningsimpedans (shock-forsøg)
 - Lead Polarity (Ledningspolaritet) (shockforsøg)
 - Mislykkede shock (shockforsøg)
 - Årsag til No Therapy (Ingen terapi)

End EGM Storage (End EGM-lagring) starter efter levering af terapi og lagrer op til 10 sekunder med EGM'er (Figur 6-2 på side 6-7).



Figur 6-2. Forhold mellem EGM-lagring af ventrikulær takyepisode og strimmelregistrering af overflade-EKG

BEMÆRKNING: Der henvises til "Brug af atriel information" på side 2-4 for yderligere oplysninger om enhedens funktioner, når den atrielle ledning er programmeret til Off.

Du kan få vist lagrede EGM'er ved at vælge knappen Details (Detaljer) ud for den ønskede episode på skærbilledet Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog).

Følg nedenstående trin for at se specifikke detaljer om hver episode:

1. Vælg fanen EGM.

- Der vises EGM-strips for de relevante kilder. Hver strip omfatter de EGM'er, der blev senset under episoden med de tilhørende annoterede markører. Blå vertikale bjælker angiver segmentgrænserne (Onset, Attempt og End).

BEMÆRKNING: Du kan få vist markørdefinitioner ved at vælge knappen Reports (Rapporter) på PRM'en og få vist rapporten Marker Legend (Markørbeskrivelse).

- Brug glideren under det øverste visningsvindue til at få vist forskellige sektioner af de lagrede EGM'er.
- Synligheden af EGM-kurverne kan forbedres ved at justere hver EGM's amplitude. Justeringsfunktionerne og forstærkningsværdier for amplitude er placeret i højre side af kurvevisningen.
- Målemarkørerne kan flyttes langs kurven og vil vise tidsintervallet mellem målemarkørerne.
- Når den venstre målemarkør flyttes, vises den lagrede EGM-spændingsamplitude på målemarkørens position for hver EGM langs den venstre kant af kurven. EGM-spændingsamplituden er korrekt uanset forstærkningsværdien for amplitude.
- En hastighedsknap ændrer kurvehastigheden i millimeter/sekunder.

2. Vælg knappen Previous Event eller Next Event for at se en anden eventkurve.

3. Vælg knappen Print Event for at udskrive hele episoderapporten. Vælg knappen Save (Gem) for at gemme hele episoderapporten.

Intervals (Intervaller)

Impulsgeneratoren lagrer eventmarkører og de tilhørende markeringer af klokkeslet. PRM'en afleder eventintervaller fra eventmarkørerne og markeringerne af klokkeslet.

Følg nedenstående trin for at se episodeintervallerne:

1. Vælg fanen Intervals (Intervaller) fra skærbilledet Stored Event (Lagret event). Hvis ikke alle episodedata er synlige i vinduet, kan rullepanelet bruges til at se flere data.
2. Vælg knappen Previous Event eller knappen Next Event for at få vist henholdsvis en tidligere eller en nyere episode, én episode ad gangen.
3. Vælg knappen Print Event for at udskrive hele episoderapporten.
4. Vælg knappen Save (Gem) for at gemme hele episoderapporten.

HISTOGRAMMER

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Funktionen Histograms (Histogrammer) henter oplysninger ind fra impulsgeneratoren og viser det samlede antal og procentdelen af pacede og sensed events for kammeret.

Histograms-data (Histogramdata) kan give følgende kliniske oplysninger:

- Fordelingen af patientens hjertefrekvenser
- Hvordan forholdet pacede til sensed slag varierer med frekvensen
- Hvordan ventriklen reagerer på pacede og sensed atrielle slag på tværs af frekvenser

Følg nedenstående trin for at få adgang til skærbilledet Histograms:

1. Vælg fanen Patient Diagnostics (Patientdiagnostik) fra skærbilledet Events.
2. Det første display viser de pacede og sensed data siden sidste gang, tællerne blev nulstillet.
3. Vælg knappen Details (Detaljer) for at få vist datatypen og tidsperioden.
4. Vælg knappen Rate Counts (Frekvenstællere) på skærbilledet Details for at se frekvenstællinger pr. kammer.

Alle Histograms (Histogrammer) og Counters (Tællere) kan nulstilles ved at vælge knappen Reset fra en af skærbillederne Patient Diagnostics Details (Detaljer om patientdiagnostik).

COUNTERS

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Følgende tællere registreres af impulsgeneratoren og vises på skærbilledet Patient Diagnostics (Patientdiagnostik):

- Ventricular Tachy (ventrikulær taky)
- Brady

Ventricular Tachy Counters

Oplysninger om Ventricular Tachy Counters (Ventrikulære takytællere) er tilgængelige ved valg af knappen Ventricular Tachy Counters Details (Detaljer om ventrikulære takytællere). Dette skærbillede viser både tællere for Ventricular Tachy Episode og Therapy. Antallet af events

siden sidste nulstilling samt enhedens samlede antal events bliver vist for hver tæller. Tællere for Ventricular Tachy Episode indeholder følgende data:

- Total Episodes (Samlet antal episoder)
- Treated (Behandlet)—VF, VT, VT-1 og Commanded (Programmerstyret)
- Nontreated (Ubehandlet) —No Therapy Programmed (Ingen programmeret terapi), Nonsustained (Ikke-vedvarende) og Other Untreated Episodes (Andre ubehandlede episoder)

Tællere for Ventricular Tachy Therapy (Ventrikulær takyterapi) er baseret på forsøg på ventrikulært shock og ATP-terapi. De kan give nyttige data om effektiviteten af en patients terapiordning. Disse tællere omfatter følgende oplysninger:

- ATP Delivered (ATP leveret)
- ATP % Successful (Procent vellykket ATP)—procentdelen af tid, hvor arytmien konverteres, og episoden slutter uden levering af et programmeret shock
- Shocks Delivered (Antal leverede shock)
- First Shock % Successful (Procent vellykket første shock)—procentdelen af tid, hvor arytmien konverteres, og episoden slutter uden behov for endnu et programmeret shock
- Shocks Diverted (Aflædt shock)

Den ventrikulære ATP-tæller øges ved påbegyndt levering af det første burst i en ATP-terapi. Efterfølgende ATP bursts i samme terapi tælles ikke individuelt under samme episode.

En ATP-terapi tælles kun som aflædt, hvis den aflædes inden leveringen af det første burst.

Brady Counters

Der vises oplysninger om Brady Counters (Brady-tællere) ved valg af knappen Brady Counters Details (Detaljer om bradytællere). Dette skærmbillede viser Brady-episodetællerne. Antallet af events siden sidste nulstilling samt næstsidside nulstilling bliver vist for hver tæller. Brady Counters (Brady-tællere) indeholder følgende detaljer:

- Procentdel atrielt pacet
- Procentdel RV pacet
- Intrinsic Promotion (Fremme af egenrytme)—omfatter Rate Hysteresis % Successful (Frekvenshysteres, % vellykkede) og AV Search + % Successful (AV-søgning +, % vellykkede)
- Atrial Burden (Atrial belastning)—omfatter den procentvise tid enheden var i ATR, Episodes by Duration (episoder per duration) og Total PACs (Samlet antal PAC'er)

BEMÆRKNING: Atrial Burden % (Atrial belastning %) registrerer og viser data for op til et år.

- Ventricular Counters (Ventrikulære tællere)—omfatter Total PVCs (Samlet antal PVC'er) og Three or More PVCs (Tre eller flere PVC'er)

Alle Histograms (Histogrammer) og Counters (Tællere) kan nulstilles ved at vælge knappen Reset fra en af skærbillederne Patient Diagnostics Details (Detaljer om patientdiagnostik).

HEART RATE VARIABILITY (ÆNDRINGER I HJERTEFREKVENNS) (HRV)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN- og DYNAGEN-enheder.

Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefrekvens) (HRV) er et mål for ændringerne i en patients spontane hjerterefrekvens i en indsamlingsperiode på 24 timer.

HRV-data indsamles kun i dobbeltkammerenheder.

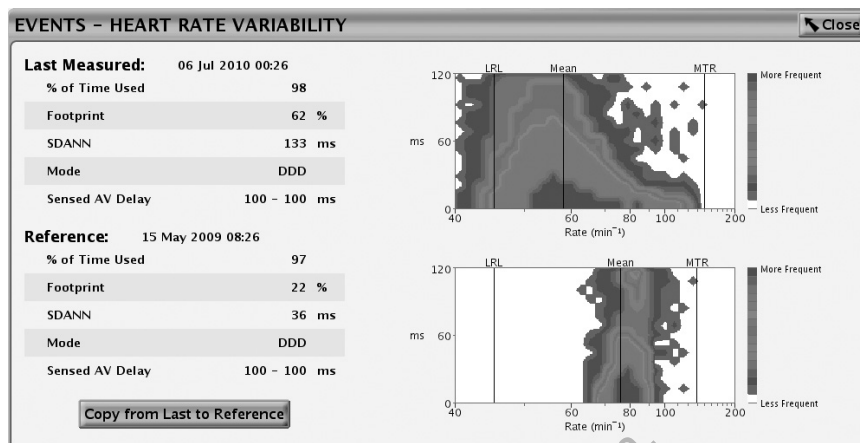
Denne funktion kan hjælpe med til at evaluere hertesvigtspatienters kliniske status.

HRV, målt som SDANN og HRV Footprint, er et objektivi, fysiologisk mål, som kan identificere hertesvigtspatienter med større dødsrisiko. Specifikt kan nedsat HRV anvendes som en indikator for dødsrisiko efter en akut myokardieinfarkt.¹ En normal SDANN-værdi er 127, plus/minus 35 ms.¹ Højere SDANN-værdier (et tegn på større variation i hjerterefrekvensen) er blevet forbundet med en lavere dødsrisiko.^{2 3 4} Tilsvarende er et større HRV Footprint også et tegn på større variation i hjerterefrekvensen og er blevet forbundet med en lavere dødsrisiko.^{2 3 4}

Funktionen HRV-monitor viser følgende oplysninger ved hjælp af data for det spontane interval fra 24-timers indsamlingsperioden, der opfylder HRV-indsamlingskriterierne (Figur 6-3 på side 6-11):

- Dato og klokkeslæt for afslutningen af 24-timers perioden.
- % of Time Used (% af tiden anvendt)—viser den procentvise tid i løbet af perioden på 24 timer, hvor der er gyldige spontane slag. Hvis % of Time Used falder til under 67%, bliver der ikke vist data for den pågældende indsamlingsperiode.
- HRV Footprint-kurve—viser, hvor stor en procentdel af diagramområdet, der anvendes af HRV-kurven. Diagramområdet fremstiller et "øjekasts-snapshot" af variabilitetsfordelingen sammenlignet med hjerterefrekvensen over en periode på 24 timer. Den trendede procentdel er en normaliseret score baseret på diagrammets footprint.
- Standard Deviation of Averaged Normal R to R intervals (SDANN)—HRV indsamlingsperioden omfatter 288 5-minutters segmenter (24-timer) med spontane intervaller. SDANN er standardafvigelsen af de gennemsnitlige spontane intervaller i de 288 5-minutters segmenter. Dette mål er også tilgængeligt i Trends.
- Aktuelle Normal Brady-parametre—Mode, LRL, MTR og Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse).
- En HRV-kurve for aktuelle og tidligere indsamlingsperioder, inkl. en linje, der viser den gennemsnitlige hjerterefrekvens. HRV-kurven opsummerer den kardiale variation fra cyklus til cyklus. X-aksen viser hjerterefrekvensområdet, y-aksen viser slag-til-slag-variationen i millisekunder. Farven angiver slagfrekvensen ved en given kombination af hjerterefrekvens og hjerterefrekvensvariation.

1. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043-1065, 1996.
2. F. R. Gilliam et al., Journal of Electrocardiology, 40:336-342, 2007.
3. F.R. Gilliam et al., PACE, 30:56-64, 2007.
4. J.P. Singh et al., Europace, 12:7-8, 2010.



Figur 6-3. Skærbilledet Heart Rate Variability

Tag følgende med i betragtning ved brug af HRV:

- Hjertercyklussen (R-R-interval) i HRV bestemmes ved hjælp af RV-sensede og -pacede events.
- Programmering af paceparametre medfører, at de data, der er indhentet i den aktuelle 24-timers indsamlingsperiode, bliver ugyldige.
- Enheden gemmer kun ét sæt værdier og tilhørende HRV-kurve til skærbilledets Reference-del. Når værdierne er kopieret fra Last Measured (Sidst målt) til Reference, kan ældre data ikke hentes.
- Første gang HRV-funktionen anvendes, viser skærbilledet Reference dataene fra den første gyldige 24-timers indsamlingsperiode.

Følg nedenstående trin for at få vist HRV:

1. Vælg fanen Events for at få adgang til skærbilledet HRV.
2. Vælg fanen Patient Diagnostics (Patientdiagnostik) fra skærbilledet Events.
3. Vælg knappen Heart Rate Variability Details (Detaljer om ændringer i hjerterefrekvens) for at se data for Last Measured (Sidst målt) og Reference.
4. Målingerne for Last Measured HRV kopieres til Reference-sektionen ved valg af knappen Copy From Last to Reference (Kopier fra sidste til reference).

Skærbilledet HRV-monitor viser en række målinger og en HRV-kurve ud fra den seneste 24-timers indsamlingsperiode i skærbilledets sektion Last Measured (Sidst målt), mens målinger fra en tidligere lagret indsamlingsperiode vises i skærbilledets Reference-sektion. Begge indsamlingsperioder kan vises samtidig for at sammenholde data, der kan vise tendenser i patientens ændringer i HRV over en tidsperiode. Ved at gemme værdierne for Last Measured til skærbilledets Reference-sektion kan du få vist de seneste målte data under en senere procedure.

Kriterier for indsamling af HRV

Kun gyldige sinusrytmeintervaller anvendes i beregninger af HRV-data. For HRV er gyldige intervaller de intervaller, der kun omfatter gyldige HRV-events.

De gyldige HRV-events er angivet nedenfor:

- AS med et interval, der ikke er hurtigere end MTR, efterfulgt af en VS
- AS efterfulgt af VP ved det programmerede AV Delay (AV-forsinkelse)

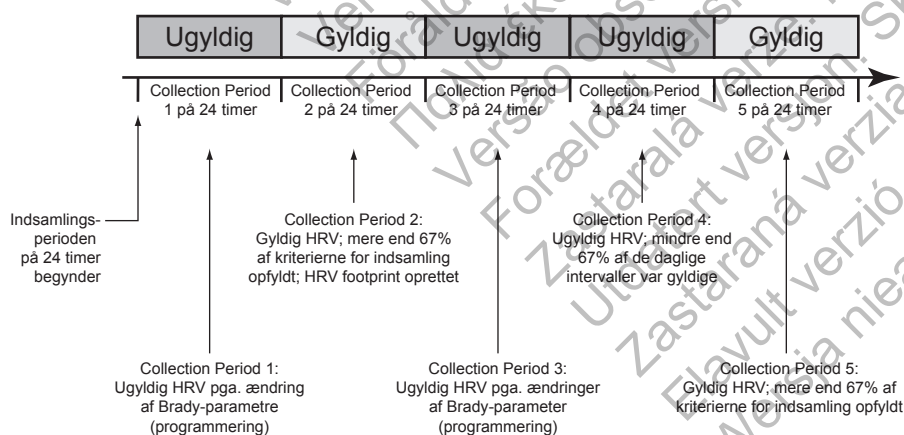
De ugyldige HRV-events er følgende:

- AP/VS eller AP/VP
- AS med et interval, der er hurtigere end MTR
- Ikke-trackede VP-events
- Fortløbende AS events (ingen mellemliggende V event)
- VP-Ns
- Rate Smoothing-events (events med frekvensudjævning) (f.eks. RVP↑)
- PVC

Der kan være mange grunde til, at HRV-data ikke rapporteres, men de mest almindelige er følgende:

- Mindre end 67% af indsamlingsperioden på 24 timer (omkring 16 timer) indeholder gyldige HRV-events
- Der blev programmeret Brady Parameters (Bradyparametre) i de seneste 24 timer

Der vises et eksempel på, hvordan HRV-data registreres (Figur 6-4 på side 6-12). I dette eksempel er HRV-dataene for den første indsamlingsperiode ugyldige, fordi Brady Parameters (Bradyparametrene) blev programmeret efter, enheden blev taget ud af Storage-modus (Opbevaringsmodus). Der er blevet beregnet og rapporteret HRV-data ved udløbet af den anden 24-timers indsamlingsperiode. Efterfølgende HRV-data rapporteres først ved udløbet af den femte indsamlingsperiode.



Figur 6-4. Eksempel på HRV-dataindsamling

TRENDS

Trends viser specifikke patient-, enheds- og ledningsdata grafisk. Disse data kan være nyttige, når patientens tilstand og effektiviteten af programmerede parametre evalueres. Medmindre andet er angivet nedenfor, rapporteres der data for alle trends hver 24. time, og disse er

tilgængelige i op til 1 år. For mange trends rapporteres der en værdi på "N/R", hvis der ikke er tilstrækkelige data, eller der er ugyldige data for indsamlingsperioden.

Følgende trends er tilgængelige:

- **Events**—viser både atrielle og ventrikulære events, der er lagret i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen), opstillet efter dato og type ("Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 6-2). Denne trend opdateres, når en episode er afsluttet, og kan indeholde data, der er ældre end 1 år.
- **Activity Level (Aktivitetsniveau)**—viser et mål for patientens daglige aktivitet i form af "Percent of Day Active" (Procent af dagen aktiv).
- **Atrial Burden (Atrial belastning)**—viser en trend af det samlede antal ATR Mode Switch-events (events med ATR-modusskift) og det samlede tidsrum i ATR Mode Switch (ATR-modusskift) pr. dag.
- **Respiratory Rate (Respirationsfrekvens)**—viser en trend af værdierne for patientens daglige minimale, maksimale og gennemsnitlige respirationsfrekvens ("Respiratory Rate Trend (Trend i respirationsfrekvens)" på side 6-14).
- **Ap Scan**—viser en trend af det gennemsnitlige antal events med vejrtrækningsbesvær målt af impulsgeneratoren, som patienten oplever pr. time i den programmerede søvnperiode ("AP Scan" på side 6-15).
- **Heart Rate**—viser en trend af patientens daglige maksimale, gennemsnitlige og minimale hjerterefkvens. De intervaller, der indgår i denne beregning, skal være gyldige sinusrytmeintervaller.

Et intervals gyldighed og trenddataene for Heart Rate (Hjerterefkvens) for 24-timers indsamlingsperioden bestemmes af kriterierne for indsamling af HRV ("Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefkvens) (HRV)" på side 6-10).

- **SDANN (Standard Deviation af Gennemsnit Normal-til-Normal R-R intervaller)**—viser en trend af standardafvigelsen af de gennemsnitlige spontane intervaller i 24-timers indsamlingsperioden (som består af 288 5-minutters segmenter). Kun intervaller, der opfylder kriterierne for indsamling af HRV, regnes for at være gyldige.

En normal SDANN-værdi er 127 plus/minus 35 ms.⁵

- **HRV footprint**—viser, hvor stor en procentdel af diagramområdet, der anvendes af HRV Footprint-kurven, der illustrerer variabilitetsfordelingen sammenlignet med hjerterefkvensen over en periode på 24 timer. Den trendede procentdel er en normaliseret score baseret på diagrammets footprint. Se yderligere oplysninger om HRV ("Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefkvens) (HRV)" på side 6-10).
- **ABM (Autonomic Balance Monitor) (Autonom balancemonitor)**—viser en trend for forholdet LF/HF.⁶ Det normale interval for forholdet LF/HF er 1,5 - 2,0.⁵ ABM er en beregning, som enheden foretager baseret på målinger af R-R-intervallet, der matematisk fungerer som en surrogat-måling for forholdet LF/HF. De intervaller, der indgår i denne beregning, skal være gyldige sinusrytmeintervaller ifølge kriterierne for indsamling af HRV. Hvis HRV-dataene er ugyldige for 24-timers indsamlingsperioden, beregnes ABM ikke, og der vises i stedet en værdi på "N/R".

5. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043-1065, 1996.

6. Parasympatisk tone afspejles primært i højfrekvenskomponenten (HF) i spektralanalyser. Lavfrekvenskomponenten (LF) påvirkes både af det sympatiske og det parasympatiske nervesystem. Forholdet LF/HF betragtes som et mål på sympatovagal balance og afspejler sympatiske modulationer. (Kilde: ACC/AHA Guidelines for Ambulatory Electrocardiography—Part III, JACC VOL. 34, No. 3, September 1999:912-48)

- Lead impedance and amplitude—viser trends for målinger af den daglige spontane amplitude og ledningsimpedans ("Leads Status" på side 5-7).
- A Pace Threshold—viser en trend for de daglige højre atrielle pacetærskler
- RV Pace Threshold—viser en trend for de daglige højre ventrikulære pacetærskler

Følg trinnene herunder for at få adgang til Trends:

1. Vælg fanen Trends fra skærbilledet Events.
2. Vælg knappen Select Trends for at specificere, hvilke trends der skal vises. Følgende kategorier kan vælges:
 - Heart Failure (Hjerteinsufficiens)—omfatter trends for Heart Rate (Hjertefrekvens), SDANN og HRV Footprint
 - Atrial Arrhythmia (Atrial arythmi)—omfatter trends for Events, Heart Rate (Hjertefrekvens) og Atrial Burden (Atrial belastning)
 - Activity (Aktivitet)—omfatter trends for Heart Rate (Hjertefrekvens), Activity Level (Aktivitetsniveau) og Respiratory Rate (Respirationsfrekvens)
 - Custom (Tilpasset)—giver mulighed for at vælge forskellige trends med henblik på at tilpasse de oplysninger, der vises på skærbilledet Trends

Displayet på skærbilledet kan blive vist på følgende måde:

- Vælg det ønskede tidsrum på knappen View for at vælge længden af synlige trenddata.
- Start- og slutdatoen kan justeres ved at flytte den vandrette glider øverst i vinduet. Disse datoer kan også justeres ved at rulle til venstre eller højre ved hjælp af rulleikonerne.
- Den lodrette akse kan flyttes frem og tilbage over diagrammet ved at flytte den vandrette glider nederst i visningsvinduet.

Respiratory Rate Trend (Trend i respirationsfrekvens)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN- og INOGEN-enheder.

Trenden Respiratory Rate (Respirationsfrekvens) viser et diagram over værdierne for patientens daglige minimale, maksimale og gennemsnitlige respirationsfrekvens. Disse daglige værdier lagres i op til et år for at kunne vise et forløb af de fysiologiske data.

BEMÆRKNING: American College of Cardiology (ACC)/American Heart Associations (AHA) retningslinjer anbefaler måling og dokumentation af fysiologiske vitale tegn, herunder respirationsfrekvens, for hjertepatienter⁷.

Kontrollér, at MV/Respiratory Sensor er programmeret til On (eller Passive (Passiv) for MV -sensoren) for at der kan indsamles og vises trenddata for Respiratory Rate (Respirationsfrekvens) ("Minute Ventilation (MV) Sensor/Respiratory Sensor" på side 6-16).

Flyt den vandrette glider hen over et datapunkt for at se værdierne for en given dato. Der skal indsamles mindst 16 timers data, før der kan beregnes og plottes værdier ind i trenden for Respiratory Rate. Hvis der ikke blev indsamlet tilstrækkelige data, vil der ikke blive plottet noget datapunkt, og der vil være et hul i trendlinjen. Dette hul vil være mærket N/R for at vise, at der er indsamlet utilstrækkelige eller slet ingen data.

7. ACC/AHA Heart Failure Clinical Data Standards. Circulation, vol. 112 (12), September 20, 2005.

AP Scan

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN- og DYNAGEN-enheder.

AP Scan er en trend af det gennemsnitlige antal events med vejtrækningsbesvær målt af impulsgeneratoren, som patienten oplever pr. time i den programmerede søvnperiode. Denne trend er ikke beregnet til at diagnosticere patienter med søvnapnø. Der bør i stedet benyttes kliniske metoder såsom polysomnogram til den egentlige diagnose. De data, som denne trend viser, kan anvendes sammen med andre kliniske oplysninger til at følge ændringer hos patienter, der kan have en stor risiko for søvnforstyrret vejtrækning.

AP Scan er udformet efter søvnklinikkers anerkendte scoringmetoder til detektion af apnø og hypopnø⁸. Impulsgeneratoren betragter en søvnforstyrrelses-event som en nedgang i respirationssignalets amplitude på 26% eller mere med en varighed på mindst 10 sekunder. Gennemsnittet beregnes ved at dele det samlede antal events med vejtrækningsbesvær observeret i den programmerede søvnperiode med antallet af timer i søvnperioden. Disse gennemsnit bliver plottet ind i trenden for AP Scan en gang om dagen.

Tag følgende med i betragtning ved brug af AP Scan:

- Som en hjælp til at fortolke trenden vises der en tærskel på diagrammet ved 32 gennemsnitlige events pr. time. Tærskelen er udformet, så den svarer nogenlunde til en klinisk tærskel for alvorlig apnø. Datapunkter over denne tærskel kan tyde på, at der er behov for at undersøge yderligere, hvorvidt der er tale om alvorlig søvnforstyrret vejtrækning.
- Amplituden af respirationssignalet kan påvirkes af faktorer såsom patientens stilling eller bevægelse.
- Nøjagtigheden af AP Scan-trenden kan blive forringet under en eller flere af følgende forhold:
 - Patienten sover ikke under en del af eller hele den definerede søvnperiode
 - Patienten oplever en mildere søvnforstyrret vejtrækning, som impulsgeneratoren ikke kan detektere nøjagtigt
 - Patienten har lave amplituder for respirationssignalet, hvilket gør det svært for impulsgeneratoren at detektere events med vejtrækningsforstyrrelser
 - Patienten er i behandling for søvnapnø (f.eks. kontinuerlig overtryksbehandling (C-PAP))

Funktionen AP Scan aktiveres ved at følge nedenstående trin:

1. Kontroller, at MV/Respiratory Sensor er programmeret til On (eller Passive (Passiv) for MV-sensoren) ("Minute Ventilation (MV) Sensor/Respiratory Sensor" på side 6-16).
2. Programmer følgende parametre for Sleep Schedule (Søvnplan) (findes under fanen General (Generelt) på skærbilledet Patient Information (Patientoplysninger)):
 - Sleep Start Time (Start på sovetid)—tidspunktet, hvor patienten typisk falder i søvn om natten
 - Sleep Duration (Sovetidens længde)—det tidsrum, patienten typisk sover i hver nat

BEMÆRKNING: Kontroller, at MV/Respiratory Sensor er programmeret til On (eller Passive (Passiv) for MV Sensor (MV-sensoren)) for at aktivere AP Scan. Programmeringen af parametrene for Sleep Schedule træder ikke i kraft, når MV/Respiratory Sensor er Off.

8. Meoli et al., Sleep, vol. 24 (4), 469–470, 2001.

For at det bliver mere sandsynligt, at patienten sover under dataindsamlingen, begynder impulsgeneratoren først at indsamle data 1 time efter Sleep Start Time og stopper med at indsamle data 1 time før Sleep Duration-tidsrummet ellers ville være udløbet.

Eksempel: Hvis du vælger et starttidspunkt for Sleep Start Time kl. 22:00 og en varighed af Sleep Duration på 8 timer, vil impulsgeneratoren monitorere for events med vejtrækningsbesvær fra og med kl. 23:00 til og med kl. 05:00.

Flyt den vandrette glider hen over et datapunkt for at se gennemsnittet for en given dato. Der skal indsamles mindst 2 timers data, før der kan beregnes og plottes et gennemsnit ind i trenden for AP Scan. Hvis der ikke blev indsamlet tilstrækkelige data, vil der ikke blive plottet noget datapunkt, og der vil være et hul i trendlinjen. Dette hul vil være mærket N/R for at vise, at der er indsamlet utilstrækkelige eller slet ingen data.

Minute Ventilation (MV) Sensor/Respiratory Sensor

Funktionen Minute Ventilation (Minutventilation) (MV) er tilgængelig for AUTOGEN-enheder. Respiratory Sensor (Respirationssensor) er tilgængelig for DYNAGEN- og INOGEN-enheder.

MV/Respiratory Sensor anvender målinger af den transtorakale impedans til at indsamle respirationsrelaterede data, der bruges til at generere trends for Respiratory Rate (Respirationssfrekvens) og AP Scan.

FORSIGTIG: Programmer MV-sensoren/Respirationssensoren til Off (Fra) under brug af respirator. Hvis dette ikke gøres, kan følgende ske:

- U hensigtsmæssig MV-sensorstyret frekvens
- Vildledende respirationsbaseret trending

Med et mellemrum på ca. 50 ms (20 Hz) sender impulsgeneratoren en strømecciteringsimpulsform mellem RA-ringelektroden og enheden (primær vektor). Anvendelsen af strøm mellem disse elektroder skaber et elektrisk felt over thorax, der ændres af respiration. Under indånding er den transtorakale impedans høj, og under udånding er den lav. Impulsgeneratoren detekterer de spændingsforandringer, der som resultat heraf forekommer mellem RA-spidsselektroden og enheden. På grund af den avancerede filtrering understøttes respirationsfrekvenser på op til 72 (MV Sensor (MV-sensoren)) eller 65 (Respiratory Sensor (Respirationssensoren)) åndedrag pr. minut.

FORSIGTIG: Ethvert medicinsk udstyr, enhver behandling, terapi eller diagnostisk test, der leder elektrisk strøm ind i patienten, kan påvirke impulsgeneratorens funktion.

- Eksterne patientmonitorer (f.eks. respirationsmonitorer, monitorer til overflade-EKG og hæmodynamiske monitorer) kan påvirke impulsgeneratorens impedansbaserede diagnostik (f.eks. målinger af shockledningsimpedans og trend for Respiratory Rate (Respirationsfrekvens)). Interferensen kan desuden føre til accelereret pacing, muligvis helt op til den maksimale sensorstyrede frekvens, når MV er programmeret til On. Deaktiver sensoren ved at programmere den til Off (der forekommer ingen MV-frekvensstyring eller MV-sensorbaseret trending) eller Passive (Passiv) (der forekommer ingen MV-frekvensstyring), så risikoen for interaktioner med MV-sensoren undgås. Alternativt kan Brady Mode (Bradymodus) programmeres til en modus uden frekvensrespons (der forekommer ingen MV-frekvensstyring).

Deaktiver impulsgeneratorens Respiratory Sensor (Respirationssensor) ved at programmere den til Off, så risikoen for interaktioner med Respiratory Sensor-baseret diagnostik undgås.

BEMÆRKNING: Signalet fra MV Sensor (MV-sensoren) medfører ikke en stigning i hjerterefrekvensen, hvis den er programmeret til Passive. Signalet fra Respiratory Sensor (Respirationssensoren) medfører ikke en stigning i hjerterefrekvensen.

Følgende skal tages i betragtning ved programmering af sensoren:

- Undersøg real-time EGM'erne før og efter aktivering af sensoren. Sensorsignalet kan nogle gange observeres på EGM'erne. Hvis der observeres nye artefakter, og det i øvrigt er påvist, at ledningerne fungerer korrekt, skal det overvejes at programmere sensoren til Off for at undgå oversensing.
- Programmer sensoren til Off, hvis du konstaterer eller har mistanke om tab af ledningsintegritet.

FORSIGTIG: Programmer ikke MV-sensoren til On (Til), før impulsgeneratoren er blevet implanteret, og systemets integritet er blevet testet og kontrolleret.

Impulsgeneratoren kan midlertidigt suspendere sensoren i følgende tilfælde:

- Der registreres en Ventricular Tachy-episode (Ventrikulær takyepisode) (8 ud af 10 hurtige slag)—Sensoren suspenderes i den tid, episoden varer. Når episoden er afsluttet, genoptages den MV-styrede pacing, medmindre der foretages en automatisk 6-timers kalibrering som følge af en lang episode eller ledningsimpedanser, der er uden for intervallet (der udføres en test ved periodens slutning).
 - Høje elektriske støjniveauer—Impulsgeneratoren overvåger løbende det elektriske støjniveau. Sensoren suspenderes midlertidigt, hvis der er for meget støj (MV Sensor Status (MV-sensorstatussen) viser Suspended: Noise Detected (Suspendet: Støj registreret)), og aktiveres igen, når støjen falder til et acceptabelt niveau.
 - Tab af ledningsintegritet—Sensorens ledningsimpedans evalueres hver time (uafhængigt af de daglige ledningsmålinger). Hvis en af impedansmålingerne ligger uden for det tilladte interval, sker der følgende:
 - Impulsgeneratoren evaluerer ledningsimpedansen for en sekundær vektor fra RV-coilen til enheden, der måles fra RV-spidsselektroden til enheden. Hvis impedansmålingen ligger inden for det tilladte interval, overgår sensoren til denne sekundære vektor. Hvis ledningsimpedansen også er uden for det tilladte interval for den sekundære vektor, suspenderes sensoren midlertidigt, indtil den næste evaluering af ledningsimpedansen.
- BEMÆRKNING:** Hvis der ikke anvendes en RA-ledning, er kun den sekundære vektor tilgængelig.
- Impulsgeneratoren vil fortsat overvåge ledningsimpedansen hver time for at afgøre, om sensoren skal vende tilbage til den primære eller sekundære vektor eller fortsat være suspenderet. De acceptable værdier for ledningsimpedans er 200-2000 Ω for vektoren fra spids til enhed, 100–1500 Ω for vektoren fra ring til enhed og 20–200 Ω for vektoren RV Coil to Can (RV-coil til enhed).

Følg nedenstående trin for at programmere MV Sensor (MV-sensoren):

1. Vælg Settings Summary (Indstillingsoversigt) fra fanen Settings (Indstillinger) på hovedskærmen.
2. Vælg knappen Brady Settings (Bradyindstillinger).
3. Vælg den ønskede valgmulighed for MV Sensor (MV-sensoren).

Følg nedenstående trin for at programmere Respiratory Sensor (Respirationssensoren):

1. Vælg Leads (Ledninger) i fanen Summary.
2. Vælg knappen Setup (Opsætning).

3. Vælg den ønskede valgmulighed for Respiration-related Trends (Respirationsrelaterede trends).

FORSIGTIG: For at opnå en nøjagtig MV-baseline bliver MV-sensoren kalibreret automatisk, eller den kan kalibreres manuelt. Der skal foretages en ny, manuel kalibrering, hvis impulsgeneratoren tages ud af lommen efter implantation, f.eks. under ompositionering af en ledning, eller i tilfælde hvor MV-baselines kan være blevet påvirket af faktorer, som f.eks. ledningsmodning, luft i lommen, impulsgeneratorbevægelse pga. utilstrækkelig suturering, ekstern defibrillering eller kardiovertering eller andre patientkomplikationer (f.eks. pneumothorax).

POST-IMPLANTATIONSFUNKTIONER

Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) (PTM)

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) giver patienten mulighed for at udløse lagring af EGM'er, intervaller og annoterede markørdata under en symptomatisk episode ved at placere en magnet over enheden. Informer patienten om, at magneten skal placeres kortvarigt på enheden og kun én gang.

Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) aktiveres ved at vælge Store EGM (Gem EGM) som det ønskede Magnet Response (Magnetrespons). Funktionen findes i sektionen Magnet and Beeper (Magnet og lydssignal) på skærbilledet V-Tachy Therapy Setup (V-takyterapiopsætning).

Når PTM er aktiveret, kan patienten udløse datalagring ved at holde en magnet hen over enheden i mindst 2 sekunder. Enheden gemmer data i op til 2 minutter inden og op til 1 minut efter magnetaktivering. De lagrede data inkluderer episodenummer, frekvenserne ved magnetaktivering samt dato og tid for start af magnetaktivering. Når der er genereret og lagret et EGM, deaktiveres PTM. Skal der lagres yderligere et EGM, skal PTM-funktionen genaktiveres ved hjælp af programmeren. Hvis der går 60 dage, og patienten ikke har udløst datalagring, deaktiveres PTM automatisk.

Når der lagres data, registreres den tilsvarende episodetype som PTM i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen).

Vær forsigtig ved aktivering af Patient Triggered Monitor, idet følgende forhold vil være gældende, så længe funktionen er aktiveret:

- Alle andre magnetfunktioner bliver deaktiveret, inklusive inhibering af terapi. Funktionen Magnet/Beeper (Magnet/lydssignal) vil ikke angive placering af magneten.
- Enhedens levetid påvirkes. For at hjælpe med til at reducere effekten på levetiden tillader PTM kun lagring af én episode, og PTM deaktiveres automatisk efter 60 dage, hvis datalagring ikke er blevet aktiveret.
- Når EGM'et er lagret (eller der er gået 60 dage), deaktiveres PTM, og enhedens Magnet Response (Magnetrespons) indstilles automatisk til Inhibit Therapy (Inhiber terapi). Impulsgeneratoren inhiberer dog ikke terapi, før magneten fjernes i 3 sekunder og placeres på enheden igen.

Følg disse trin ved programmering af funktionen Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor):

1. Vælg Settings Summary (Indstillingsoversigt) fra fanen Settings (Indstillinger) på hovedskærmen.

2. Vælg Ventricular Tachy Therapy (Ventrikulær takyterapi) fra fanen Settings Summary (Indstillingsoversigt).
3. Vælg detaljeknappen V-Tachy Therapy Setup (V-takyterapiopsætning) fra Ventricular Tachy Therapy (Ventrikulær takyterapi).
4. Programmer Magnet Response (Magnetrespons) til Store EGM (Gem EGM).

FORSIGTIG: Vurder, om patienten er i stand til at aktivere denne funktion, inden vedkommende får magneten og før aktivering af Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor). Mind patienten om at undgå stærke magnetfelter, så funktionen ikke udløses uforvarende.

FORSIGTIG: Overvej at få patienten til at initiere et lagret EGM på det tidspunkt, hvor Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) aktiveres, for at hjælpe med til at lære patienten at bruge funktionen og for at kontrollere funktionen. Kontrollér aktiveringen af funktionen på skærbilledet Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog).

ADVARSEL: Såfremt det ønskes, sørg for, at Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) er aktiveret, før patienten sendes hjem ved at bekræfte, at Magnet Response (Magnetrespons) er programmeret til Store EGM (Gem EGM). Hvis funktionen uforvarende står i indstillingen Inhibit Therapy (Inhiber terapi), kan patienten eventuelt deaktivere detektering af takyarytmi samt terapi.

ADVARSEL: Når funktionen Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) er aktiveret af magneten, og et EGM er blevet gemt, eller når der er gået 60 dage fra den dag, Store EGM (Gem EGM) blev aktiveret, indstilles Magnet Response (Magnetrespons) automatisk til Inhibit Therapy (Inhiber terapi). Når dette sker, bør patienten ikke bruge magneten, fordi takyarytmidterapi kan blive inhiberet.

BEMÆRKNING: Når programmeringen af Magnet Response (Magnetrespons) automatisk er indstillet til Inhibit Therapy (Inhiber terapi), vil magnetaktivering få enheden til at udsende lydsignaler. Informer patienten om, at hvis han/hun hører lydsignaler fra enheden efter at have anvendt magneten, skal lægen kontaktes øjeblikkeligt.

5. Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) kan kun aktiveres i en periode på 60 dage. Funktionen kan deaktiveres inden udløbet af de 60 dage ved at omprogrammere Magnet Response til en anden indstilling end Store EGM (Gem EGM). Når der er gået 60 dage siden aktiveringen af Patient Triggered Monitor, deaktiveres funktionen automatisk, og Magnet Response vender tilbage til Inhibit Therapy (Inhiber terapi). Funktionen kan genaktiveres ved at gentage ovenstående trin.

Der kan fås yderligere oplysninger ved at rette henvendelse til Boston Scientific. Se kontaktinformation på manualens bagside.

Lydsignalfunktion

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Impulsgeneratoren er udstyret med en lydsignalfunktion, der udsender lydsignaler for at meddele statusoplysninger. Lydsignalet har både programmerbare og ikke-programmerbare funktioner.

Programmerbare funktioner

Nedenstående lydsignalfunktioner er programmerbare:

- **Beep During Capacitor Charge** (Lydsignal under kondensatoropladning)—Når denne funktion er programmeret til On, høres der, uafhængigt af indstillingen for Tachy Mode (Takymodus), et trillende, kontinuerligt lydsignal, når impulsgeneratoren oplader (dette sker dog ikke ved opladning under en automatisk kondensatorreforming). Lydsignalet ophører, når opladningen er fuldført. Når funktionen er programmeret til Off, høres der ikke noget lydsignal til angivelse af, at impulsgeneratoren er under opladning. Funktionen er nyttig under EP-test.
- **Beep When Explant is Indicated** (Lydsignal når eksplantation indikeres)— Når denne funktion er programmeret til On, afgiver impulsgeneratoren lydsignaler, når den når Explant (Eksplantation). Indikatoren for Explant (Eksplantation) består af 16 lydsignaler, der gentages hver 6. time, når impulsgeneratoren når Explant, indtil der slukkes for funktionen på programmeren. Når funktionen programmeres til Off, afgives der ingen lydsignaler for Explant.
- **Beep When Out-of-Range** (Lydsignal når uden for tilladt interval) — Når denne funktion er programmeret til On, afgiver impulsgeneratoren lydsignaler, når værdierne for Daily Impedance (Daglig impedans) er uden for det tilladte interval. Den kan programmeres særskilt for hver pæledningsimpedans og shockimpedans. Indikatoren Out-of-Range udsender 16 lydsignaler, der gentages hver 6. time. Når funktionen programmeres til Off, afgives der ingen lydsignaler for Daily Impedance-værdier (Værdier for daglig impedans).

Følg nedenstående trin for at programmere magnet- og lydsignalfunktionerne:

Magnet- og lydsignalrespons

1. Vælg fanen Settings (Indstillinger).
2. Vælg knappen Therapy (Terapi) fra Ventricular Tachy (Ventrikulær taky).
3. Vælg knappen V-Tachy Therapy Setup (V-takyterapiopsætning).
4. Indtast de ønskede værdier.

Beep when Explant is Indicated (Lydsignal når eksplantation indikeres)

1. Vælg fanen Summary (Oversigt).
2. Vælg knappen Battery (Batteri).
3. Vælg knappen Battery Detail (Detaljer om batteri) fra oversigtsskærmen Battery Status (Batteristatus).
4. Vælg den ønskede værdi for Beep when Explant is Indicated (Lydsignal når eksplantation indikeres) fra oversigtsskærmen Battery Detail (Batteriinfo).

Beep When Out-of-Range (Lydsignal når uden for tilladt interval)

1. Vælg fanen Summary (Oversigt).
2. Vælg knappen Leads (Ledninger).
3. Vælg fanen Setup (Opsætning) på oversigtsskærmen Leads Status (Ledningsstatus).
4. Vælg de ønskede værdier for Beep When Out-of-Range (Lydsignal når uden for tilladt interval).

BEMÆRKNING: Når Magnet Response (Magnetrespons) programmeres til Inhibit Therapy (Inhiber terapi), vil magnetaktivering få enheden til at udsende andre typer lydsignaler, afhængigt af enhedens modus. Der henvises til "Magnetfunktion" på side 6-21 for yderligere oplysninger.

Ikke-programmerbare funktioner

Nedenstående lydsignalfunktioner er ikke programmerbare:

- Battery capacity depleted (Batterikapacitet opbrugt)—Uafhængigt af, om Beep when Explant Is Indicated (Lydsignal når eksplantation indikeres) er programmeret til On eller Off, udsender impulsgeneratoren lydsignalerne til indikation af eksplantation, når batterikapaciteten er opbrugt
- Lydsignaler for Fault Code (Fejlkode)—For visse fejlkoder, eller når enheden starter Safety Mode (Sikkerhedsmodus), udsender impulsgeneratoren et lydsignal 16 gange hver 6. time.

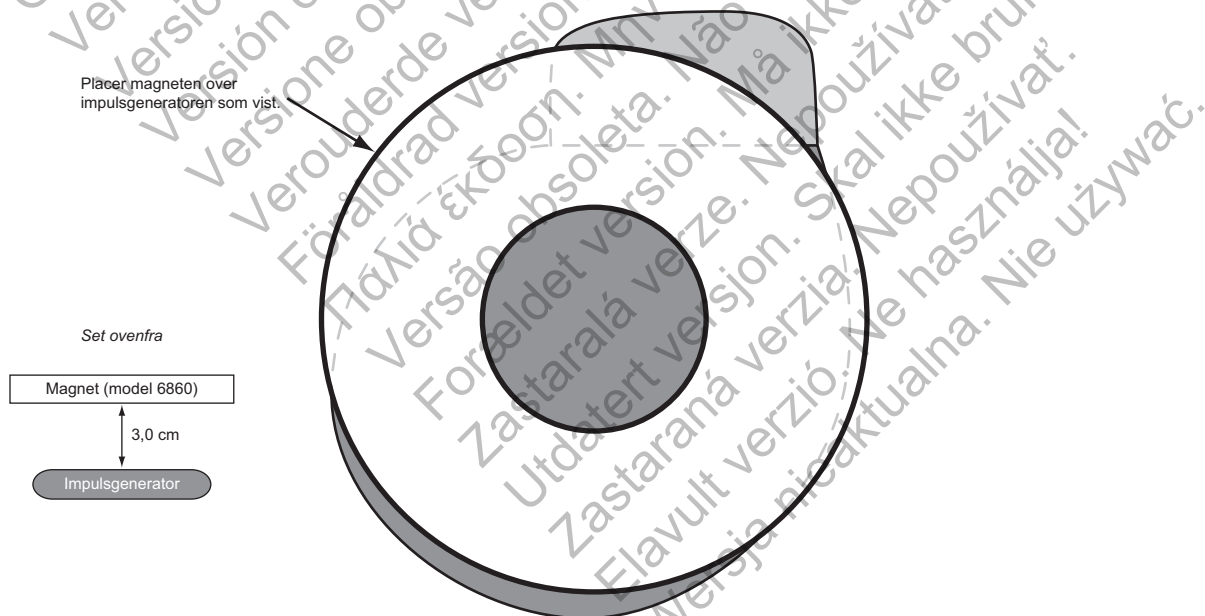
BEMÆRKNING: Der kan blive afgivet lydsignaler under ikke-programmerbare forløb som respons på enhedens auto-diagnostiske tests. Vejled patienten i at få impulsgeneratoren kontrolleret, når der kan høres lydsignaler fra enheden.

Kontakt Boston Scientific, se kontaktoplysninger på bagsiden af denne manual.

Magnetfunktion

Denne funktion er tilgængelig for AUTOGEN-, DYNAGEN-, INOGEN- og ORIGEN-enheder.

Magnetfunktionen gør det muligt at udløse nogle af enhedens funktioner, når der holdes en magnet hen i nærheden af impulsgeneratoren (Figur 6-5 på side 6-21).



Figur 6-5. Korrekt placering af magneten (Model 6860) for at aktivere impulsgeneratorens magnetfunktion

Impulsgeneratorens indstillinger for Magnet Response (Magnetrespons) kan programmeres til at styre impulsgeneratorens adfærd, når der registreres en magnet. Indstillingerne for Magnet Response findes i sektionen Magnet and Beeper (Magnet og lydsignal) på skærbilledet V-Tachy Therapy Setup (V-takyterapiopsætning).

Følgende indstillinger for Magnet Response er tilgængelige:

- Off (Fra)—ingen respons
- Store EGM (Gem EGM)—der lagres patientmonitordata
- Inhibit Therapy (Inhiber terapi)—terapi stoppes

Off

Når Magnet Response (Magnetresponsen) er programmeret til Off, vil anbringelse af magneten ikke have nogen virkning på impulsgeneratoren.

Store EGM

Når Magnet Response er programmeret til Store EGM (Gem EGM), vil anbringelse af magneten aktivere funktionen Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) ("Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) (PTM)" på side 6-18).

Inhibit Therapy (Inhiber terapi)

Når Magnet Response er programmeret til Inhibit Therapy (Inhiber terapi), vil anbringelse af magneten inhibere og/eller aflede opladning til et shock, aflede et shock, der skal leveres, eller inhibere og/eller aflede yderligere ATP-terapi.

Når Magnet Response er programmeret til Inhibit Therapy (Inhiber terapi), inhiberes initiation af takyarytmiterapi og arythmiinduktion, hver gang magneten placeres korrekt over impulsgeneratoren. Takyarytmidetektionsprocessen fortsætter, men terapi eller induktion kan ikke triggere. Når en magnet placeres over impulsgeneratoren, sker følgende:

- Hvis Tachy Mode (Takymodus) er i Monitor + Therapy (Monitor + terapi) eller Off, når magneten placeres, ændres Tachy Mode midlertidigt til Monitor Only-modus (Kun monitor) og forbliver i Monitor Only-modus, indtil magneten fjernes. Tre sekunder efter, at magneten er fjernet, vender modusen tilbage til den tidligere programmerede modus.
- Hvis impulsgeneratoren oplades med henblik på levering af shockterapi, når magneten anbringes, fortsætter opladningen, men den afsluttes et til to sekunder efter anbringelse af magneten, og opladningen afledes. (Formålet med denne forsinkelse er at forhindre uønsket terapiinhibering, hvis magneten uforvarende føres hen over enheden.) Impulsgeneratoren bliver midlertidigt i Monitor Only-modus, så længe magneten anvendes. Der initieres ikke yderligere terapi, før magneten fjernes, men detektionen fortsætter.
- Hvis opladning er færdig eller bliver færdig inden for forsinkelsen på et til to sekunder, afledes shocket, når magneten holdes hen over impulsgeneratoren i mere end to sekunder. (Hvis magneten fjernes i forsinkelsesperioden, kan shocket stadig leveres.) Shocket leveres ikke, når magneten er placeret.
- Hvis impulsgeneratoren initierer flimmerinduktion eller ATP-impulser, afslutter den leveringen et til to sekunder efter anbringelsen af magneten. Der initieres ikke yderligere induktion eller ATP-impulssekvenser, før magneten fjernes.
- Hvis Tachy Mode (Takymodus) er Monitor Only (Kun monitor) eller Off, vil anbringelse af magneten udløse et konstant lydssignal for at indikere, at enheden ikke er i en terapimodus.
- Hvis Tachy Mode (Takymodus) er Monitor + Therapy (Monitor + terapi), vil anbringelse af magneten få impulsgeneratoren til at udsende et lydssignal én gang i sekundet for at indikere, at enheden er i en terapimodus.

- Hvis impulsgeneratoren er i Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsestilstand), udløser anbringelse af magneten et eller flere lydssignaler afhængigt af, hvilken Tachy Mode (Takymodus) der var aktiv, da impulsgeneratoren blev sat i Electrocautery Protection Mode. Hvis Electrocautery Protection Mode eksempelvis blev aktiveret, da Tachy Mode blev indstillet til Monitor + Therapy (Monitor + Terapi), vil anbringelse af magneten få impulsgeneratoren til at udsende et lydssignal en gang i sekundet.

BEMÆRKNING: Hvis der forekommer takydetektion, når magneten er placeret, angiver detaljerne i Therapy History, at der ikke blev leveret terapi, fordi enheden var i modussen Monitor Only (Kun monitor).

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

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

ELEKTROFYSIOLOGISK TEST

KAPITEL 7

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "EP Test-funktioner" på side 7-2
- "Induktionsmetoder" på side 7-4
- "Programmerstyrede terapimetoder" på side 7-8

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

EP TEST-FUNKTIONER

Elektrofysiologiske (EP) testfunktioner giver mulighed for at inducere og afbryde arytmier non-invasivt med henblik på at overvåge og teste effektiviteten af udvalgte detektionskriterier og terapier. EP Test-funktionerne kan anvendes sammen med EKG-displayet, så kurver kan ses real-time. Status for interaktionen mellem impulsgenerator og patient vises også.

ADVARSEL: Eksternt defibrilleringssudstyr skal være umiddelbart tilgængelig under implantation og elektrofysiologiske tests. Hvis en induceret ventrikulær takyarytmi ikke standses inden for kort tid, kan dette medføre patientens død.

De funktioner, der tillader non-invasiv EP-tests af arytmier, omfatter følgende:

- V Fib-induktion
- Shock on T-induktion
- Induktion/afslutning af programmeret elektrisk stimulation (PES)
- 50 Hz/Manual Burst paceinduktion/afslutning
- Commanded Shock-terapi (Programmerstyret shockterapi)
- Commanded ATP-terapi (Programmerstyret ATP-terapi)

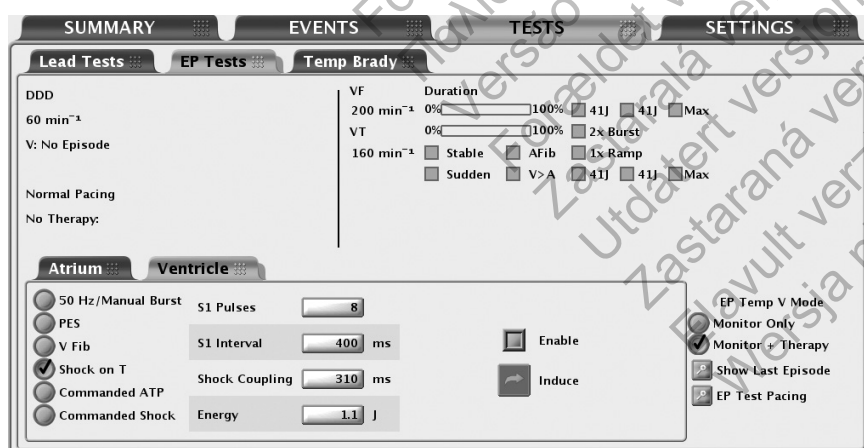
Temporary EP Mode

Temporary EP Mode giver mulighed for at programmere enhedens modus til en midlertidig værdi med henblik på levering af EP-test. Modusen sikrer, at enhedens normale modus forbliver uændret.

Skærbilledet EP Test

Skærmen EP Test viser real-time-status for impulsgeneratorens detektions- og terapiproces, når der foregår telemetrikontakt. Når dette display vises, er det muligt at inducere og teste enten en programmeret detektions-/terapiordning eller fakultative terapier, mens impulsgeneratorens funktion overvåges.

Se også skærbilledet EP Test (Figur 7-1 på side 7-2):



Figur 7-1. Skærbilledet EP Test

Skærbilledet giver følgende oplysninger:

- Statusmeddelelser angiver detektion og terapistatus og beskrives herunder:
 - Ventrikulær episodestatus—hvis der forekommer en episode, vises varigheden af episodens Duration. (Hvis varigheden er mere end 10 minutter, vises den som > 10:00 m:s).
 - Ventrikulær detektionsstatus—hvis der forekommer en episode, angiver den, om den ventrikulære detektion er i Initial Detection (Initial detektion), Redetection (Redetektion) eller i hvilken zone, den pågældende detektion opfyldes. Hvis der ikke forekommer en episode, viser programmen desuden tiden (i minutter) siden den sidste ventrikulære terapi (op til 10 minutter).
 - Status for bradypacing og SRD.
 - Typen af den initierede terapi samt zonen.
 - Terapiens status, f.eks. In Progress (Igangværende), Diverted (Afløst) eller Delivered (Leveret).
- Duration timer—Forløbet af duration-timeren vises grafisk på en skala. Den sorte bjælke i skalaen flytter sig fra venstre mod højre for at vise den færdiggjorte procentdel af den programmerede duration. Når duration er udløbet, og terapilevering starter, forsvinder bjælken.
- Detektionsstatus—Statussen for hver programmeret detection enhancement vises. Når kriterierne for enhancement opfyldes, kommer der et hak i det tilstødende felt.
- Terapiordninger—Der bliver kun vist de terapiordninger, der er programmeret. Når hver terapi leveres, kommer der et hak eller et tal frem i feltet ved siden af den pågældende terapi. ATP-terapi angiver, hvilken terapi type det drejer sig om, samt det programmerede antal bursts i terapien. Der bliver vist et tal i feltet for ATP-terapi, som stiger i værdi (1, 2 osv.), hver gang der leveres et ATP burst. Shockterapi angiver det programmerede energiniveau for de programmerbare shock. Der bliver vist et tal i feltet Max, som stiger i værdi (1, 2 osv.), hver gang der leveres et shock med maksimal energi.

Følg nedenstående trin for at udføre EP Test-funktionerne:

1. Vælg fanen Tests, og vælg derefter fanen EP Tests.
2. Etabler telemetrikontakt. Der skal opretholdes telemetrikontakt mellem programmen og impulsgeneratoren under alle EP-testprocedurer.
3. Indstil Backup Pacing (Backup-pacing) og EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) som ønsket.

BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) kan ikke anvendes under EP-tests i enkeltkammerenheder.

4. Programmer den EP Temp V Mode (EP Temp V-modus), som passer til EP Test-metoden (Tabel 7-1 på side 7-4).

Tabel 7-1. EP Temp V-modus for EP Test-funktioner

EP Test-metode ^a	EP Temp V Mode (EP Temp V-modus)		
	Monitor + Therapy (Monitor + Terapi) ^d	Monitor Only (Kun monitor) ^e	Off
50 Hz/Manual Burst ^b	X		
PES ^b	X		
V Fib ^c	X		
Shock on T ^c	X		
Commanded ATP (Programmerstyret ATP) ^c		X	
Commanded Shock (Programmerstyret shock) ^c	X	X	

a. EP-funktioner kan ikke udføres, hvis impulsgeneratoren er i Storage-modus (Opbevaringsmodus).

b. Metoden kan benyttes for både atrie og ventrikulær induktion.

c. Metoden kan kun benyttes for ventrikulær induktion.

d. Enhedens Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) skal være programmeret til Monitor + Therapy (Monitor + terapi).

e. Enhedens Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) skal være programmeret til Monitor Only (Kun monitor) eller Monitor + Therapy (Monitor + terapi).

INDUKTIONSMETODER

Herunder beskrives de EP Test-metoder, der er tilgængelige fra skærmen EP Test sammen med instruktioner. Under enhver type induktion/afslutning udfører impulsgeneratoren ingen anden aktivitet, før testen er ophørt, hvorefter den programmerede modus aktiveres, og enheden reagerer i overensstemmelse hermed.

Tag følgende med i betragtning ved brug af disse metoder:

- Alle induktioner og levering af takykarditerapi inhiberes, når en magnet placeres over impulsgeneratoren (hvis magnetresponsen er indstillet til Inhibit Therapy (Inhibiter terapi)).
- Under induktion leveres paceimpulser ved de programmerede paceparametre for EP Test

V Fib-induktion

V Fib-induktion bruger shockelektroderne til at stimulere den højre ventrikel ved meget hurtige frekvenser.

Følgende indstillinger giver mulighed for at bruge den minimale energi, der er nødvendig for induktion:

- V Fib Low leverer en stimulationsimpulsform på 9 volt
- V Fib High leverer en stimulationsimpulsform på 15 volt

Udførelse af V Fib-induktion

BEMÆRKNING: Patienten bør have et beroligende middel før leveringen af flimmerinduktionsimpulser. På grund af shockelektrodernes store overfladeareal er der tendens til at stimulere den omkringliggende muskel, hvilket kan føles ubehageligt.

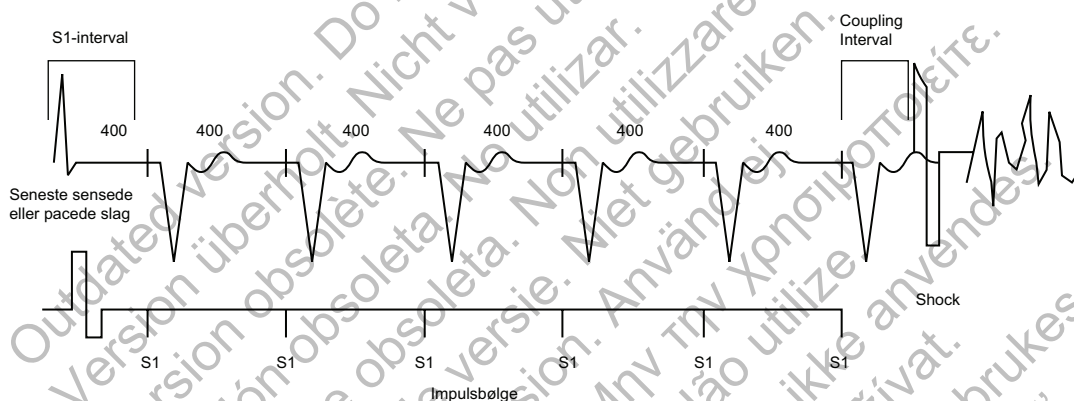
1. Vælg optionen V Fib. Der vises knapper for hver test samt et Enable-afkrydsningsfelt.
2. Vælg afkrydsningsfeltet Enable.
3. Vælg den ønskede Hold for Fib-knap for at starte leveringen af flimmerinduktionsserien. Induktionsserien leveres i op til 15 sekunder, så længe knappen holdes nede, og telemetriforbindelsen opretholdes.

Under induktionen deaktiveres impulsgeneratorens detektionsfunktion automatisk, hvorefter funktionen automatisk genaktiveres, når induktionsleveringen afsluttes. Hvis V Fib-induktion initieres under en episode, vises meddelelsen End-of-episode, før V Fib-induktionsimpulserne startes. Der kan startes en ny episode (med initial detektion og terapi), når V Fib-induktion er fuldført. Eventmarkører og EGM'er afbrydes under V Fib-induktion og starter automatisk igen, når induktionen afsluttes.

4. Induktionsserien standses ved at slippe knappen (teksten på knappen bliver nedtonet igen).
5. Der kan leveres endnu en flimmerinduktion ved at gentage ovenstående trin.

Shock on T-induktion

Med induktionsmetoden Shock on T-tak kan enheden levere en impulsserie (op til 30 paceimpulser med samme intervallængde eller S1-impulser) gennem de ventrikulære pace/senseelektroder efterfulgt af shocklevering gennem shockelektroderne (Figur 7-2 på side 7-5).



Figur 7-2. Shock on T-induktionsimpulsserie

Den første S1-impuls efterfølger den sidst sensed eller paced event ved S1 Interval (S1-intervallet). Shocket er koblet til den sidste S1-impuls i impulsserien.

Udførelse af Shock on T-induktion

1. Vælg optionen Shock on T. De programmerbare induktionsparametre vises.
2. Vælg den ønskede værdi for hver parameter.
3. Vælg afkrydsningsfeltet Enable. Knappen Induce er ikke længere nedtonet.
4. Vælg knappen Induce for at starte levering af impulsserien. Impulserne leveres i rækkefølge, indtil det programmerede antal impulser er leveret. Når induktionen er startet, standser leveringen af impulsserien ikke, hvis telemetrikontakten afbrydes. Mens telemetri er aktiv, kan leveringen af induktionen afbrydes ved at trykke på knappen DIVERT THERAPY.
5. Shock on T-induktion er fuldført, når impulsserien og shock er leveret, hvorefter impulsgeneratorens detektionsfunktion automatisk genaktiveres.

BEMÆRKNING: Før leveringen af impulsserien høres der lydsignaler, der angiver, at kondensatoren oplades som forberedelse til levering af shock.

BEMÆRKNING: Det shock, der leveres under Shock on T-induktion, påvirker ikke episode- eller terapitællere.

Ventrikulær backup pacing under atriel EP-testning

Ventrikulær backup pacing er tilgængelig under atrielle EP-tests (PES, 50 Hz/Manual Burst) uanset de programmerede pacemodi Normal eller Post-therapy (Post-terapi).

BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) udføres i VOO-modus.

BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) kan ikke anvendes under EP-tests i enkeltkammerenheder.

I dobbeltkammerenheder programmeres backup-paceparametrene ved at vælge knappen EP Test Pacing. Parametre for Backup Pacing (Backup-pacing) kan programmeres uafhængigt af de permanente paceparametre. Backup Pacing (Backuppacing) kan også deaktiveres ved at programmere modussen Backup Pacing til Off.

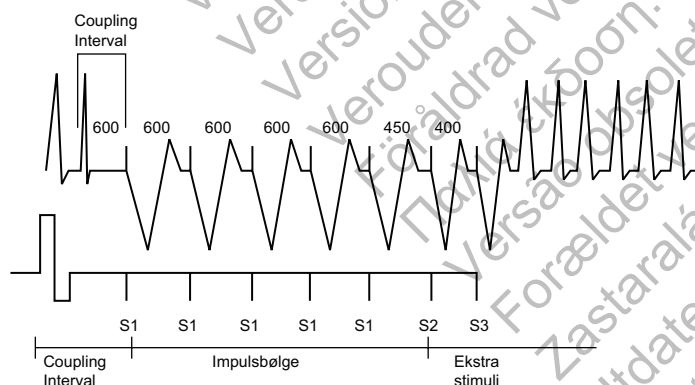
Programmed Electrical Stimulation (Programmeret elektrisk stimulation) (PES)

PES-induktion giver impulsgeneratoren mulighed for at levere op til 30 paceimpulser (S1) med samme intervallængde, efterfulgt af op til fire præmature stimuli (S2-S5) til induktion eller afslutning af arytmier. Impulsserier, eller S1-impulser, er beregnet til hjerte-capture samt til at styre hjertet ved en frekvens, der er lidt hurtigere end den spontane frekvens. Dette sikrer, at timingen af de præmature ekstra stimuli kobles nøjagtigt til hjertecyklen (Figur 7-3 på side 7-6).

Den initiale S1-impuls kobles til det sidst sensed eller pacede slag i S1 Interval (S1-intervallet). Alle impulser leveres i XOO-modus (hvor X er kammeret) ved de programmerede paceparametre for EP Test.

Til atriel PES er der angivet backup-paceparametre.

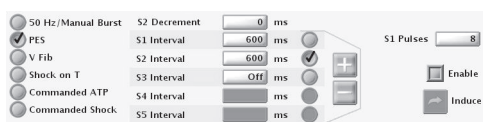
BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) kan ikke anvendes under EP-tests i enkeltkammerenheder.



Figur 7-3. PES-induktionsimpulsserie

Udførelse af PES-induktion

1. I en dobbeltkammerenhed vælges fanen Atrium eller Ventricle (Ventrikel), afhængigt af hvilket kammer der skal paces.
2. Vælg optionen PES. Knapperne for S1-S5-impulserne og den tilsvarende burst-intervallængde vises.
3. Vælg den ønskede værdi for S1-S5-intervallerne (Figur 7-4 på side 7-7). Vælg enten en værdiboks for det ønskede S-interval og derefter en værdi fra boksen, eller brug plus- eller minus-symbolet for at ændre den værdi, der vises i værdiboksen.



Figur 7-4. PES-induktionsoptioner

4. Vælg afkrydsningsfeltet Enable.
5. Vælg knappen Induce (Inducer) (hold den ikke nede) for at påbegynde levering af impulsserien. Når det programmerede antal S1-impulser er leveret, leverer impulsgeneratoren de programmerede S2-S5-impulser. Impulserne leveres i rækkefølge, indtil enheden kommer til en impuls, der er indstillet til Off (hvis S1 og S2 for eksempel er indstillet til 600 ms, og S3 er indstillet til Off, leveres S3-, S4- og S5-impulsen ikke). Når induktionen er startet, standser PES-leveringen ikke, hvis telemetrikontakten afbrydes. (Mens telemetri er aktiv, kan leveringen af induktionen afbrydes ved at trykke på knappen DIVERT THERAPY.)
6. PES-induktion er fuldført, når impulsserien og ekstra stimuli er leveret, hvorefter impulsgeneratoren automatisk genstarter detektion.

BEMÆRKNING: Kontroller, at PES-induktion er afsluttet, før en anden induktion påbegyndes.

BEMÆRKNING: Når PES bruges til at afslutte en arytmi, der er blevet detekteret (og der er erklæret en episode), afsluttes episoden, når PES iværksættes, uanset om det lykkes eller ej. Der kan startes en ny episode, når PES-induktion er fuldført. Selve PES-induktion registreres ikke i terapiforløbene, hvilket kan medføre, at der tælles flere episoder i terapiforløbene.

BEMÆRKNING: Der bliver fortsat vist realtids-EGM'er og annoterede hændelsesmarkører under hele testsekvensen.

50 Hz/Manual Burst Pacing

Pacing med 50 Hz og Manual Burst pacing bruges til at inducere eller afslutte arytmier, når de leveres til det ønskede kammer. Paceparametrene kan programmeres for Manual Burst, men er faste for pacing ved 50 Hz.

Manual Burst- og 50 Hz-paceimpulser leveres i XOO-modus (hvor X er kammeret) ved de programmerede paceparametre for EP Test. Til atrie Manual Burst og 50 Hz er der angivet backup-paceparametre.

BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) kan ikke anvendes under EP-tests i enkeltkammerenheder.

Udførelse af Manual Burst-pacing

1. I en dobbeltkammerenhed vælges fanen Atrium eller Ventricle (Ventrikel), afhængigt af hvilket kammer der skal paces.
2. Vælg optionen 50 Hz/Manual Burst.
3. Vælg den ønskede værdi for Burst Interval, Minimum og Decrement. Værdien angiver intervallængden for intervallerne i impulsserien.
4. Vælg afkrydsningsfeltet Enable.
5. Vælg knappen Hold For Burst, og hold den nede for at levere burst.

Det ventrikulære Manual Burst (Manuelle burst) bliver leveret i op til 30 sekunder, så længe knappen Hold for Burst holdes nede, og telemetriforbindelsen opretholdes.

Det atrielle Manual Burst (Manuelle burst) bliver leveret i op til 45 sekunder, så længe knappen Hold for Burst holdes nede, og telemetriforbindelsen opretholdes.

Intervallerne vil fortsat mindskes, indtil Minimum-intervallet nås, og derefter vil alle yderligere impulser være på Minimum-intervallet.

6. Leveringen af burst standses ved at slippe knappen Hold For Burst. Teksten på knappen Hold for Burst bliver nedtonet igen.
7. Yderligere levering af Manual Burst-pacing kan foretages ved at gentage disse trin.

Udførelse af 50 Hz Burst Pacing.

1. I en dobbeltkammerenhed vælges fanen Atrium eller Ventricle (Ventrikel), afhængigt af hvilket kammer der skal paces.
2. Vælg optionen 50 Hz/Manual Burst.
3. Vælg afkrydsningsfeltet Enable.
4. Vælg knappen Hold for 50 Hz Burst, og hold den nede for at levere burst.

Det ventrikulære 50 Hz-burst bliver leveret i op til 30 sekunder, så længe knappen Hold for Burst holdes nede, og telemetriforbindelsen opretholdes.

Det atrielle 50 Hz-burst bliver leveret i op til 45 sekunder, så længe knappen Hold for Burst holdes nede, og telemetriforbindelsen opretholdes.

BEMÆRKNING: Under pacing med Hold for 50 Hz Burst, indstilles S1 Interval (S1-intervallet) automatisk til 20 ms, og Decrement til 0. Disse værdier vises ikke på skærmen.

5. Leveringen af burst-pacing standses ved at slippe knappen Hold For 50 Hz Burst. Teksten på knappen Hold for 50 Hz Burst bliver nedtonet igen.
6. Yderligere levering af 50 Hz Burst-pacing kan foretages ved at gentage disse trin.

BEMÆRKNING: Der bliver fortsat vist realtids-EGM'er og annoterede hændelsesmarkører under hele testsekvensen.

PROGRAMMERSTYREDE TERAPIMETODER

De programmerstyrede EP-testmetoder Commanded Shock (Programmerstyret shock) og Commanded ATP (Programmerstyret ATP) kan leveres uafhængigt af de programmerede detektions- og terapiparametre. Hvis impulsgeneratoren er i gang med at levere terapi, når en programmerstyret metode initieres, tilsidesætter og afbryder funktionen EP Test den igangværende terapi. Hvis en episode ikke er i gang, vil der blive registreret en Commanded Ventricular Episode (Programmerstyret ventrikulær episode) i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbogen). Levering af Commanded Shock og Commanded ATP inhiberes, når der placeres en magnet over impulsgeneratoren, hvis denne er programmeret til Inhibit Therapy (Inhiber terapi).

Commanded Shock (Programmerstyret shock)

Funktionen Commanded Shock (Programmerstyret shock) gør det muligt at levere et shock med programmerbar Energy (Energi) og Coupling Interval (Koblingsinterval).

Alle programmerstyrede shock er Committed og leveres R-Wave-synkront (synkront med R-takkerne), når Coupling Interval (Koblingsintervallet) programmeres til Sync. Shock Waveform (Shockimpulsform) og Polarity (Polaritet) er identisk med detektionsinitierede shock, men der kan angives et programmeret Coupling Interval (Koblingsinterval). Coupling Interval (Koblingsintervallet) initieres på det punkt, hvor shocket ville være blevet leveret i Sync-modus, men det leveres i stedet for ved det programmerede Coupling Interval (Koblingsinterval). Efter levering af Commanded Shock (Programmerstyret shock) anvendes Post-shock Redetection (Post-shock-redektion), og Post-shock Pacing (Post-shockpacing) aktiveres.

Levering af Commanded Shock (Programmerstyret shock)

1. Vælg optionen Commanded Shock.
2. Vælg de ønskede værdier for Coupling Interval (Koblingsinterval) og Shock Energy (Shockenergi).
3. Vælg afkrydsningsfeltet Enable. Knappen Deliver Shock (Lever shock) bliver tilgængelig.
4. Vælg knappen Deliver Shock for at starte leveringen af shock. Commanded Shock registreres i terapiforløbet.
5. Yderligere levering af shock kan foretages ved at gentage disse trin.

Commanded ATP (Programmerstyret ATP)

Commanded ATP (Programmerstyret ATP) giver mulighed for manuel levering af ATP-terapi uafhængigt af de programmerede parametre for detektion og terapi. Du kan konfigurere Commanded ATP ved enten at vælge typen af ATP-terapi eller ved at programmere ATP-parametre på skærmen Details (Detaljer) for at kunne levere Commanded ATP.

EP Temp V Mode (EP Temp V-modus) skal programmeres til Monitor Only (Kun monitor) for at sikre, at Commanded ATP ikke forstyrrer detektionsinitieret ATP.

Udførelse af Commanded ATP (Programmerstyret ATP)

1. Hvis impulsgeneratorens Ventricular Tachy Mode (Ventrikulære takymodus) ikke aktuelt er programmeret til Monitor Only (Kun monitor), skal optionen Monitor Only EP Temp V Mode (EP Temp V-modus) vælges.
2. Vælg typen af ATP-terapi, og vælg værdien for Number of Bursts (Antal bursts).
3. Vælg knappen Start ATP for at starte det første burst i den valgte ATP-terapi. Tælleren Bursts Remaining (Resterende bursts) tæller ned for hver fuldført burst.
4. Vælg knappen Continue (Fortsæt) for hver ekstra levering af burst, der ønskes. Hvis alle bursts i en terapi er leveret, returnerer tælleren for Bursts Remaining til den oprindelige værdi, og knappen Continue (Fortsæt) bliver nedtonet.
5. Der kan til enhver tid vælges andre ATP-terapi ved at vælge den ønskede terapi og gentage ovenstående sekvens. Commanded ATP registreres som en lægestyret terapitæller og vises på skærmen Counters.
6. Efter at have anvendt Commanded ATP skal EP Temp V Mode (EP Temp V-modus) programmeres til Monitor + Therapy (Monitor + terapi), eller skærbilledet skal forlades, så EP Temp V Mode afsluttes, og den permanente Tachy Mode (Takymodus) genoptages.

BEMÆRKNING: Hvis der vælges en anden knap end knappen Continue (Fortsæt) under leveringen af en Commanded ATP-terapi, nulstilles behandlingen, og feltet Bursts Remaining (Resterende bursts) vender tilbage til den oprindelige værdi. Knappen Start ATP skal vælges igen for at starte behandlingen.

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

PROGRAMMERBARE OPTIONER

APPENDIKS A

Tabel A-1. Indstillinger for ZIP-telemetri

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel ^a
Communication Mode (Kommunikationsmodus)	Enable use of ZIP telemetry (Aktiver brug af ZIP-telemetri) (Kan kræve begrænset brug af telemetrihoved) Use wand for all telemetry (Anvend telemetrihoved til al telemetri)	Enable use of ZIP telemetry (Aktiver brug af ZIP-telemetri) (Kan kræve begrænset brug af telemetrihoved)

a. Hvis Communication Mode (Kommunikationsmodus) vælges ved hjælp af knappen Utilities (Hjælpefunktioner) på PRM-startskærmen, svarer den nominelle indstilling i ZOOMVIEW-programmersoftwaren til den værdi, der er valgt på startskærmen.

Tabel A-2. Tachy Mode-parameter

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Tachy Mode (Takymodus)	Off, Monitor Only (Kun monitor), Monitor + Therapy (Monitor + terapi), Enable Electrocautery Protection (Aktiver el-kirurgisk beskyttelsestilstand)	Storage (Opbevaring)

Tabel A-3. Parametre for ventrikulære zoner

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Ventricular Zones (Ventrikulære zoner)	1, 2, 3	2

Tabel A-4. Detektionsparametre for 1-zone-, 2-zone- og 3-zonekonfigurationer

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Rate ^a (min ⁻¹) (Frekvens) 3 zoner (intervaller i 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 (tolerance ± 5 ms) for VT-1 Zone 160 (tolerance ± 5 ms) for VT Zone 200 (tolerance ± 5 ms) for VF Zone
Rate ^a (min ⁻¹) (Frekvens) 2 zoner (intervaller i ms)	--	90, 95, ..., 210 (667–286), 220 (273)	110, 115, ..., 210 (545–286), 220, 230, 240, 250 (273–240)	160 (tolerance ± 5 ms) for VT Zone 200 (tolerance ± 5 ms) for VF Zone
Rate ^a (min ⁻¹) (Frekvens) 1 zone (interval i ms)	--	--	90, 95, ..., 210 (667– 286), 220 (273)	200 (tolerance ± 5 ms)
Initial Duration ^b (sek) 3 zoner	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 (tolerance ± 1 hertecyklus) for VT-1 Zone 2,5 (tolerance ± 1 hertecyklus) for VT Zone 1,0 (tolerance ± 1 hertecyklus) for VF Zone
Initial Duration ^b (sek) 2 zoner	--	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 (tolerance ± 1 hertecyklus) for VT Zone 1,0 (tolerance ± 1 hertecyklus) for VF Zone
Initial Duration (sek) 1 zone	--	--	1,0; 1,5; ...; 5,0; 6,0; 7,0; ...; 15,0	1,0 (tolerance ± 1 hertecyklus)
Redetection Duration ^b (Duration, redetektion) (sek) 3 zoner	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 (ikke- programmérbar)	1,0 (tolerance ± 1 hertecyklus) for alle zoner

Tabel A-4. Detektionsparametre for 1-zone-, 2-zone- og 3-zonekonfigurationer (fortsat)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Redetection Duration (Duration for redetektion) (sek) 2 zoner	--	1,0; 1,5; ...; 5,0; 6,0; 7,0; ...; 15,0	1,0 (ikke-programmérbar)	1,0 (tolerance $\pm$ 1 hjertecyklus) for alle zoner
Redetection Duration (Duration, redetektion) (sek) 1 zone	--	--	1,0 (ikke-programmérbar)	1,0 (tolerance $\pm$ 1 hjertecyklus)
Post-shock Duration ^b (Duration, post-shock) (sek) 3 zoner	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 (ikke-programmérbar)	1,0 (tolerance $\pm$ 1 hjertecyklus) for alle zoner
Post-shock Duration (Duration, post-shock) (sek) 2 zoner	--	1,0; 1,5; ...; 5,0; 6,0; 7,0; ...; 15,0; 20,0; 25,0; 30,0	1,0 (ikke-programmérbar)	1,0 (tolerance $\pm$ 1 hjertecyklus) for alle zoner
Post-shock Duration (Duration, post-shock) (sek) 1 zone	--	--	1,0 (ikke-programmérbar)	1,0 (tolerance $\pm$ 1 hjertecyklus)

- a. Rate-forskellen (Forskellen i frekvens) mellem hver takyzone skal være mindst 20 min⁻¹. Den laveste Tachy Rate Threshold (Takyfrekvenstærskel) skal være $\geq$ 5 min⁻¹ højere end Maximum Tracking Rate (Maksimal trackingfrekvens), Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) og Maximum Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens), og den laveste Tachy Rate Threshold skal være $\geq$ 15 min⁻¹ højere end Lower Rate Limit (Den nedre frekvensgrænse).
- b. Duration i en zone skal være lig med eller større end Duration i den følgende højere zone.

Tabel A-5. Ventrikulær Detection Enhancement-type for 2- zone- og 3- zone-konfigurationer

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Detection Enhancement Type (Detektionsforbedringstype)	Off, Rhythm ID ((Rytme-ID), Onset/Stability (Onset/Stabilitet)	Rhythm ID (Rytme-ID)

Tabel A-6. Parametre for Onset/Stability detection enhancement for 2-zone- og 3-zonekonfigurationer

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) 3 zoner ^a	Off, On	--	--	On
V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) 2 zoner	--	Off, On	--	On
AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) (min ⁻¹) 3 zoner ^{a b}	Off, 100, 110, ..., 300	--	--	170 (tolerance $\pm$ 5 ms)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) (min ⁻¹) 2 zoner ^b	--	Off, 100, 110, ..., 300	--	170 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 3 zoner ^a	Off, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	--	20 (DR), 30 (VR) (tolerance $\pm$ 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 2 zoner	--	Off, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (tolerance $\pm$ 5 ms)
Shock If Unstable (Shock hvis ustabil) (ms) 3 zoner	--	Off, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	30 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Shock If Unstable (Shock hvis ustabil) (ms) 2 zoner	--	Off, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	Off (tolerance $\pm$ 5 ms)
Onset (% eller ms) 3 zoner ^a	Off, 9, 12, 16, 19, ..., 37, 41, 44, 47, 50% or 50, 60, ..., 250 ms	--	--	9% (tolerance $\pm$ 5 ms)
Onset (% eller ms) 2 zoner	--	Off, 9, 12, 16, 19, ..., 37, 41, 44, 47, 50% or 50, 60, ..., 250 ms	--	9% (tolerance $\pm$ 5 ms)
Stability And/Or Onset (Stabilitet og/eller Onset) 3 zoner ^a	And, Or (Og/Eller)	--	--	And (Og)

Tabel A-6. Parametre for Onset/Stability detection enhancement for 2-zone- og 3-zonekonfigurationer (fortsat)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Stability And/Or Onset (Stabilitet og/eller Onset) 2 zoner	--	And, Or (Og/Eller)	--	And (Og)
Sustained Rate Duration (Vedvarende takyfrekvens) (min:sek) 3 zoner ^a	Off, 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 (tolerance $\pm$ 1 hjertecyklus)
Sustained Rate Duration (Vedvarende takyfrekvens) (min:sek) 2 zoner	--	Off, 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 (tolerance $\pm$ 1 hjertecyklus)
Detection Enhancements 3 zoner	Off, On	Off, On	--	On (VT-1), Off (VT)
Detection Enhancements 2 zoner	--	Off, On	--	On
Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) 3 zoner ^a	Off, On	--	--	On
Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) 2 zoner	--	Off, On	--	On
Sinus Tachycardia Discrimination (Diskriminering af sinustakykardi) 3 zoner ^a	Off, On	--	--	On
Sinus Tachycardia Discrimination (Diskriminering af sinustakykardi) 2 zoner	--	Off, On	--	On
Polymorphic VT Discrimination (Diskriminering af polymorf VT) 3 zoner	--	Off, On	--	On
Polymorphic VT Discrimination (Diskriminering af polymorf VT) 2 zoner	--	Off, On	--	Off

a. Hvis al VT-1-terapi programmeres til Off, vil detection enhancements gælde i VT-zonen, ikke i VT-1-zonen.

b. Alle tærskler for AFib Rate (AFib-frekvens) er knyttet til ATR Trigger Rate (ATR-trigningsfrekvens) og Atrial Flutter Response Rate (Atrieflagenresponsfrekvens). Hvis en af disse frekvenser omprogrammeres, ændrer de andre sig automatisk til den samme værdi.

Tabel A-7. Parametre for Rhythm ID detection enhancement for 2-zone- og 3-zonekonfigurationer

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Initial Detection Enhancement (Initial detektionsforbedring) 3 zoner	Off, On	Off, On	--	On (VT-1), Off (VT)
Initial Detection Enhancement (Initial detektionsforbedring) 2 zoner	--	Off, On	--	On
Sustained Rate Duration (Vedvarende takyfrekvens) (min:sek) 3 zoner	Off, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	Off, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	03:00 (VT-1 og VT) (tolerance $\pm$ 1 hjertecyklus)

Tabel A-7. Parametre for Rhythm ID detection enhancement for 2-zone- og 3-zonekonfigurationer (fortsat)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Sustained Rate Duration (Vedvarende takyfrekvens) (min:sek) 2 zoner	--	Off, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	03:00 (tolerance ± 1 hjertecyklus)
Passive Method (Passiv metode) 3 zoner (én værdi for alle zoner)	Off, On	Off, On	--	On
Passive Method (Passiv metode) 2 zoner	--	Off, On	--	On
Active Method (Aktiv metode) 3 zoner (én værdi for alle zoner)	Off, On	Off, On	--	On
Active Method (Aktiv metode) 2 zoner	--	Off, On	--	On
RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskel) (%) 3 zoner (én værdi for alle zoner)	70, 71, ..., 96	70, 71, ..., 96	--	94
RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-tærskel) (%) 2 zoner	--	70, 71, ..., 96	--	94
Temp LRL (min ⁻¹) 3 zoner (én værdi for alle zoner)	Use Norm LRL, 30, 35, ..., 105	Use Norm LRL, 30, 35, ..., 105	--	Use Norm LRL (tolerance ± 5 ms)
Temp LRL (min ⁻¹) 2 zoner	--	Use Norm LRL, 30, 35, ..., 105	--	Use Norm LRL (tolerance ± 5 ms)
Atrial Tachy Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) 3 zoner (én værdi for alle zoner)	Off, On	Off, On	--	On
Atrial Tachy Discrimination (Diskriminering af atrielle takyarytmier) 2 zoner	--	Off, On	--	On
AFib Rate Threshold (min ⁻¹) (AFib-frekvenstærskel) 3 zoner (én værdi for alle zoner) ^{a c}	100, 110, ..., 300	100, 110, ..., 300	--	170 (tolerance ± 5 ms)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) (min ⁻¹) 2 zoner ^{a c}	--	100, 110, ..., 300	--	170 (tolerance ± 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 3 zoner (én værdi for alle zoner) ^{a b}	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (tolerance ± 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 2 zoner ^{a b}	--	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (tolerance ± 5 ms)

a. Denne parameter anvendes i Initial Detection (Initial detektion) og Post-shock Detection (Post-shock-detektion). Hvis værdien for Initial Detection ændres, bliver også værdien for Post-shock Brady ændret.

b. Parametere Stability (Stabilitet) gælder kun i Post-shock for VR-enheder.

c. Alle tærskler for AFib Rate (AFib-frekvens) er knyttet til ATR Trigger Rate (ATR-trigningsfrekvens) og Atrial Flutter Response Rate (Atrieflagrenresponsfrekvens). Hvis en af disse frekvenser omprogrammeres, ændrer de andre sig automatisk til den samme værdi.

Tabel A-8. Parametre for Post-shock Onset/Stability detection enhancement for 2-zone- og 3-zonekonfigurationer

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Post-shock V Rate > A Rate (Post-shock V-frekvens > A-frekvens) 3 zoner ^a	Off, On	--	--	On

Tabel A-8. Parametre for Post-shock Onset/Stability detection enhancement for 2-zone- og 3-zonekonfigurationer (fortsat)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Post-shock V Rate > A Rate (Post-shock V-frekvens > A-frekvens) 2 zoner	--	Off, On	--	On
Post-shock AFib Rate Threshold (Tærskel for Post-shock AFib-frekvens) (min ⁻¹) 3 zoner ^{a b}	Off, 100, 110, ..., 300	--	--	170 (tolerance ± 5 ms)
Post-shock AFib Rate Threshold (Tærskel for Post-shock AFib-frekvens) (min ⁻¹) 2 zoner ^b	--	Off, 100, 110, ..., 300	--	170 (tolerance ± 5 ms)
Post-shock Stability (Post-shock stabilitet) (ms) 3 zoner ^a	Off, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	--	20 (DR), 30 (VR) (tolerance ± 5 ms)
Post-shock Stability (Post-shock stabilitet) (ms) 2 zoner	--	Off, 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (tolerance ± 5 ms)
Post-shock Sustained Rate Duration (Post-shock vedvarende takyfrekvens) (min:sek) 3 zoner ^a	Off, 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 (tolerance ± 1 hjertecyklus)
Post-shock Sustained Rate Duration (Post-shock vedvarende takyfrekvens) (min:sek) 2 zoner	--	Off, 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 (tolerance ± 1 hjertecyklus)

a. Hvis al VT-1-terapi programmeres til Off, vil detection enhancements gælde i VT-zonen, ikke i VT-1-zonen.

b. Alle tærskler for AFib Rate (AFib-frekvens) er knyttet til ATR Trigger Rate (ATR-trigningsfrekvens) og Atrial Flutter Response Rate (Atrieflegrenresponsfrekvens). Hvis en af disse frekvenser omprogrammeres, ændrer de andre sig automatisk til den samme værdi.

Tabel A-9. Parametre for Post-shock Rhythm ID detection enhancement for 2-zone- og 3-zonekonfigurationer

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Post Shock Detection Enhancement (Detektionsforbedring, post-shock) 3 zoner	Off, On	Off, On	--	Off
Post Shock Detection Enhancement (Detektionsforbedring, post-shock) 2 zoner	--	Off, On	--	Off
Post Shock Sustained Rate Duration (Post-shock vedvarende takyfrekvens) (min:sek) 3 zoner	Off, 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	Off, 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	0:15 (tolerance ± 1 hjertecyklus)
Post Shock Sustained Rate Duration (Post-shock vedvarende takyfrekvens) (min:sek) 2 zoner	--	Off, 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	0:15 (tolerance ± 1 hjertecyklus)
AFib Rate Threshold (min ⁻¹) (AFib-frekvenstærskel) 3 zoner (én værdi for alle zoner) ^{a c}	100, 110, ..., 300	100, 110, ..., 300	--	170 (tolerance ± 5 ms)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvenstærskel) (min ⁻¹) 2 zoner ^{a c}	--	100, 110, ..., 300	--	170 (tolerance ± 5 ms)

Tabel A-9. Parametre for Post-shock Rhythm ID detection enhancement for 2-zone- og 3-zonekonfigurationer (fortsat)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Stability (Stabilitet) (ms) 3 zoner (én værdi for alle zoner) ^{a b}	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (tolerance $\pm$ 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 2 zoner ^{a b}	--	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (tolerance $\pm$ 5 ms)

a. Denne parameter anvendes i Initial Detection (Initial detektion) og Post-shock Detection (Post-shock-detektion). Hvis værdien for Initial Detection ændres, bliver også værdien for Post-shock Brady ændret.

b. Parameteren Stability (Stabilitet) gælder kun i Post-shock for VR-enheder.

c. Alle tærskler for AFib Rate (AFib-frekvens) er knyttet til ATR Trigger Rate (ATR-trigningsfrekvens) og Atrial Flutter Response Rate (Atrieflagrenresponsfrekvens). Hvis en af disse frekvenser omprogrammeres, ændrer de andre sig automatisk til den samme værdi.

Tabel A-10. Ventrikulære ATP-parametre (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
ATP Type 3-zoner	Off, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan	Off, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan	--	Off (VT-1), Burst (VT ATP1), Ramp (VT ATP2)
ATP Type 2-zoner	--	Off, Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan	--	Burst (VT ATP1), Ramp (VT ATP2)
Number of Bursts (Antal bursts) (pr. terapi) 3 zoner	Off, 1, 2, ..., 30	Off, 1, 2, ..., 30	--	Off (VT-1), 2 (VT ATP1), 1 (VT ATP2)
Number of Bursts (Antal bursts) (pr. terapi) 2 zoner	--	Off, 1, 2, ..., 30	--	2 (VT ATP1), 1 (VT ATP2)
Initial Pulse (Initial impuls) (impulser) 3 zoner	1, 2, ..., 30	1, 2, ..., 30	--	4 (VT-1), 10 (VT)
Initial Pulse (Initial impuls) (impulser) 2 zoner	--	1, 2, ..., 30	--	10
Pulse Increment (Øgning af impuls-værdi) (impulser) 3 zoner	0, 1, ..., 5	0, 1, ..., 5	--	0
Pulse Increment (Øgning af impuls-værdi) (impulser) 2 zoner	--	0, 1, ..., 5	--	0
Maximum Number of Pulses (Maksimalt antal impulser) 3 zoner	1, 2, ..., 30	1, 2, ..., 30	--	4 (VT-1), 10 (VT)
Maximum Number of Pulses (Maksimalt antal impulser) 2 zoner	--	1, 2, ..., 30	--	10
Coupling Interval (Koblingsinterval) (%) eller ms) 3 zoner	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97% eller 120, 130, ..., 750 ms	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97% eller 120, 130, ..., 750 ms	--	81% (tolerance $\pm$ 5 ms)
Coupling Interval (Koblingsinterval) (%) eller ms) 2 zoner	--	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97% eller 120, 130, ..., 750 ms	--	81% (tolerance $\pm$ 5 ms)
Coupling Interval Decrement (Minskning af koblingsinterval) (ms) 3 zoner	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	--	0 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Coupling Interval Decrement (Minskning af koblingsinterval) (ms) 2 zoner	--	0, 2, ..., 30	--	0 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Burst Cycle Length (BCL) (Burstcykluslængde) (%) eller ms) 3 zoner	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97% eller 120, 130, ..., 750 ms	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97% eller 120, 130, ..., 750 ms	--	81% (tolerance $\pm$ 5 ms)

Tabel A-10. Ventrikulære ATP-parametre (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω) (fortsat)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
Burst Cycle Length (BCL) (Burstcykluslængde) (%) eller ms) 2 zoner	--	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97% eller 120, 130, ..., 750 ms	--	81% (tolerance $\pm$ 5 ms)
Ramp Decrement (Minskning af Ramp-værdi) (ms) 3 zoner ^c	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	--	0 (VT-1 ATP1), 10 (VT-1 ATP2), 0 (VT ATP1), 10 (VT ATP2)
Ramp Decrement (Minskning af Ramp-værdi) (ms) 2 zoner	--	0, 2, ..., 30	--	0 (VT ATP1), 10 (VT ATP2) (tolerance $\pm$ 5 ms)
Scan Decrement (Minskning af Scan-værdi) (ms) 3 zoner	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	--	0 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Scan Decrement (Minskning af Scan-værdi) (ms) 2 zoner	--	0, 2, ..., 30	--	0 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Minimum Interval (Minimumsinterval) (ms) 3 zoner	120, 130, ..., 400	120, 130, ..., 400	--	220 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Minimum Interval (Minimumsinterval) (ms) 2 zoner	--	120, 130, ..., 400	--	220 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Right Ventricular ATP Pulse Width (Højre ventrikulære ATP-impulsbredde) ^a (ms) 3 zoner (én værdi for alle zoner)	0,1; 0,2; ..., 2,0	0,1; 0,2; ..., 2,0	--	1,0 (tolerance $\pm$ 0,03 ms ved < 1,8 ms, $\pm$ 0,08 ms ved $\geq$ 1,8 ms)
Right Ventricular ATP Pulse Width ^a (Højre ventrikulære ATP-impulsbredde) (ms) 2 zoner (én værdi for alle zoner)	--	0,1; 0,2; ..., 2,0	--	1,0 (tolerance $\pm$ 0,03 ms ved < 1,8 ms, $\pm$ 0,08 ms ved $\geq$ 1,8 ms)
Right Ventricular ATP Amplitude (Højre ventrikulære ATP-amplitude) ^a (V) 3 zoner (én værdi for alle zoner)	0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5	0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5	--	5,0 (tolerance $\pm$ 15% eller $\pm$ 100 mV (den højeste af de to værdier))
Right Ventricular ATP Amplitude (Højre ventrikulære ATP-amplitude) ^a (V) 2 zoner (én værdi for alle zoner)	--	0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5	--	5,0 (tolerance $\pm$ 15% eller $\pm$ 100 mV (den højeste af de to værdier))
ATP Time-out ^b (min:sek) 3 zoner	Off, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	Off, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	01:00
ATP Time-out (min:sek) 2 zoner	--	Off, 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	01:00

Tabel A-10. Ventrikulære ATP-parametre (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω) (fortsat)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-zone)	VT Zone (VT-zone)	VF Zone (VF-zone)	Nominel
QUICK CONVERT ATP (kun VF) 1, 2, eller 3 zoner ^e	--	--	Off, On	On
QUICK CONVERT ATP (kun VF) 1, 2 eller 3 zoner ^d	--	--	Off, 250, 300	250 (tolerance $\pm$ 5 ms)

- a. De programmerede værdier for Amplitude og Pulse Width (Impulsbredde) påvirker Post Therapy Brady Pacing (Post-terapi-bradypacing), men de er individuelt programmerbare fra Normal Brady Pacing (Normal bradypacing), Temporary Brady Pacing (Midlertidig bradypacing) og EP Test (EP-test).
b. VT-1 ATP Time-out skal være større end eller lig med VT ATP Time-out.
c. Værdierne gælder, hvis der vælges Burst for parameteren VT-1 ATP.
d. For modeller med programmerbar QUICK CONVERT ATP-frekvens.
e. For modeller med ikke-programmerbar QUICK CONVERT ATP-frekvens.

Tabel A-11. Ventrikulære shockparametre

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Shock 1 og 2, energi (J) ^{a b c} (lagret energi)	Off; 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 (tolerance +150/-60% for 0,1 J; $\pm$ 60% for 0,3 J; $\pm$ 40% for 0,6–3 J; $\pm$ 20% for 5–36 J; $\pm$ 10% for 41 J)
Energy of Remaining Shocks (J) ^{a c} (lagret energi)	Off, 41	41 J (tolerance $\pm$ 10% for 41 J)
Lead Polarity ^d (Ledningspolaritet)	Initial, Reversed (Omvendt)	Initial
Committed Shock (Committed shock)	Off, On	Off
Shock Lead Vector (Shockledningsvektor)	RV Coil to RA Coil and Can (RV-coil til RA-coil og enhed), RV Coil to Can (RV-coil til enhed), RV Coil to RA Coil (RV-coil til RA-coil)	RV Coil to RA Coil and Can (RV-coil til RA-coil og enhed)

- a. Der er angivet Biphasic (Bifasisk) energi.
b. Energieniveauet for Shock 2 skal være større end eller lig med energiniveauet for Shock 1.
c. I en VT-1-zone i en 3-zone-konfiguration eller i en VT-zone i en 2-zone-konfiguration kan alle eller nogle shock programmeres til Off, mens andre shock i samme zone programmeres i joule.
d. Et styret STAT SHOCK leveres ved den programmerede Polarity (Polaritet).

Tabel A-12. Parametre for paceterapi (Normal, Post-Therapy og Temporary) (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Mode (Modus) ^{a b f j}	DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R), AAI(R), Off, Temporary: DDD, DDI, DOO, VDD, VVI, VOO, AAI, AOO, Off	DDD (DR), VVI (VR)
RYTHMIQ ⁱ	Off; AAI(R) med VVI backup	Off
Lower Rate Limit (LRL) (Nedre frekvensgrænse) ^{a c d} (min ⁻¹)	30, 35, ..., 185	60 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Maximum Tracking Rate (Maksimal trackingfrekvens) (MTR) ^f (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) (MSR) ^{f i} (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Pulse Amplitude (Impulsamplitude) ^{a d e p} (atrium) (V)	Auto; 0,1; 0,2; ... 3,5; 4,0; ... 5,0; Temporary: 0,1; 0,2; ... 3,5; 4,0; ... 5,0	3,5 (5,0 post-terapi) (tolerance $\pm$ 15% eller $\pm$ 100 mV (den højeste af de to værdier))
Pulse Amplitude (Impulsamplitude) ^{a d e p} (højre ventrikel) (V)	Auto; 0,1; 0,2; ... 3,5; 4,0; ... 7,5; Temporary: 0,1; 0,2; ... 3,5; 4,0; ... 7,5	3,5 (5,0 post-terapi) (tolerance $\pm$ 15% eller $\pm$ 100 mV (den højeste af de to værdier))
Pulse Amplitude (Impulsamplitude) Daily Trend (Daglig trend) ⁿ (kan programmeres uafhængigt i hvert kammer)	Disabled (Deaktiveret), Enabled (Aktiveret)	Disabled (Deaktiveret)
Pulse Width (Impulsbredde) ^{a d e l} (atrium, højre ventrikel) (ms)	0,1; 0,2, ..., 2,0	0,4 (1,0 post-terapi) (tolerance $\pm$ 0,03 ms ved < 1,8 ms, $\pm$ 0,08 ms ved $\geq$ 1,8 ms)
Atrial Pace/Sense-konfiguration ^{a f}	Bipolar (Bipolær); Off	Bipolar (Bipolær)
Accelerometer ^{f i}	On; Passive (Passiv)	Passive (Passiv)

Tabel A-12. Parametre for paceterapi (Normal, Post-Therapy og Temporary) (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω) (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Accelerometer Activity Threshold (Tærskelværdi for accelerometeraktivitet) ^{f i}	Very High (Meget høj); High (Høj); Medium High (Middelhøj); Medium (Middel); Medium Low (Middellav); Low (Lav); Very Low (Meget lav)	Medium (Middel)
Accelerometer Reaction Time (Reaktionstid, accelerometer) ^{f i} (sek)	10, 20, ..., 50	30
Accelerometer Response Factor (Responsfaktor, accelerometer) ^{f i}	1, 2, ..., 16	8
Accelerometer Reaction Time (Reaktionstid, accelerometer) ^{f i} (min)	2, 3, ..., 16	2
Minute Ventilation (Minutventilation) ^{fi}	On; Passive (Passiv); Off	Passive (Passiv)
Minute Ventilation Response Factor (Minutventilationsresponsfaktor) ^{f i}	1, 2, ..., 16	8
Minute Ventilation (Minutventilation) Fitness Level (Konditionsniveau)	Sedentary (Stillesiddende); Active (Aktiv); Athletic (Atletisk); Endurance Sports (Udholdenhedssport)	Active (Aktiv)
Patient's Age (Patientens alder) ^m	≤5, 6–10, 11–15, ..., 91–95, ≥96	56–60
Patient's Gender (Patientens køn) ^m	Male (Mand); Female (Kvinde)	Male (Mand)
Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel) (min ⁻¹)	30, 35, ..., 185	120 (tolerance ± 5 ms)
Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor) (%)	Off, 85, 70, 55	70
Maximum PVARP (Maksimal PVARP) ^{a f} (ms)	150, 160, ..., 500	280 (tolerance ± 5 ms)
Minimum PVARP (Minimal PVARP) ^{a f} (ms)	150, 160, ..., 500	240 (tolerance ± 5 ms)
PVARP After PVC (PVARP efter PVC) ^{a f} (ms)	Off, 150, 200, ..., 500	400 (tolerance ± 5 ms)
V-Blank After A-Pace (V-blank efter A-pacing) ^{a g} (ms)	45, 65, 85, Smart	65 (tolerance ± 5 ms)
A-Blank After V-Pace (A-blank efter V-pacing) ^{a g} (ms)	45, 65, 85, Smart	Smart (tolerance ± 5 ms)
A-Blank After V-Sense (A-blank efter V-sensing) ^{a g} (ms)	45, 65, 85, Smart	Smart (tolerance ± 5 ms)
Maximum VRP (Maksimal VRP) (højre ventrikel) ^{a f} (ms)	150, 160, ..., 500	250 (tolerance ± 5 ms)
Minimum VRP (Minimal VRP) (højre ventrikel) ^{a h} (ms)	150, 160, ..., 500	230 (DR); 250 (VR) (tolerance ± 5 ms)
Maksimal Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) ^{a f} (ms)	30, 40, ..., 400	180 (tolerance ± 5 ms)
Minimal Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) ^{a f} (ms)	30, 40, ..., 400	80 (tolerance ± 5 ms)
Maksimal Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) ^{a f} (ms)	30, 40, ..., 400	150 (tolerance ± 5 ms)
Minimal Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) ^{a f} (ms)	30, 40, ..., 400	65 (tolerance ± 5 ms)
AV Search + (AV-søgning +) ^{f i}	Off, On	Off
AV Search + Search Interval (AV-søgning + søgeinterval) ^{f i} (cykler)	32, 64, 128, 256, 512, 1024	32 (tolerance ± 1 cyklus)
AV Search + Search AV Delay (AV-søgning + søgning AV-forsinkelse) ^{f i} (ms)	30, 40, ..., 400	300 (tolerance ± 5 ms)
Respiration-related Trends (Respirations-relaterede trends) ^o	Off, On	On

Tabel A-12. Parametre for paceterapi (Normal, Post-Therapy og Temporary) (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω) (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Rate Hysteresis Hysteresis Offset (Frekvenshysteres Hysteresoffset) ^{f i} (min ⁻¹)	-80, -75, ... , -5, Off	Off (tolerance ± 5 ms)
Rate Hysteresis Search Hysteresis (Frekvenshysteres Søghesteres) ^{f i} (cykler)	Off, 256, 512, 1024, 2048, 4096	Off (tolerance ± 1 cyklus)
Rate Smoothing (Frekvensudjævning) (op, ned) ^{f i} (%)	Off, 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 25	Off (tolerance ± 1%)
Rate Smoothing Maximum Pacing Rate (MPR) (Maks. pacefrekvens ved frekvensudjævning) ^{f i} (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerance ± 5 ms)
Noise Response (Støjrespons) ^{a f k}	AOO; VOO; DOO; Inhibit Pacing (Inhibiter pacing)	DOO for DDD(R)- og DDI(R)-modus; VOO for VDD(R)- og VVI(R)-modus; AOO for AAI(R)-modus
Post Therapy Pacing Period (Post-terapipaceperiode) (min:sek) (kun tilgængelig post-shock)	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 og 60:00	00:30 (tolerance ± 1 hjertecyklus)

- a. De programmerede værdier for Normal Brady bliver anvendt som nominelle værdier for Temporary Brady-pacing (Midlertidig brady-pacing).
- b. Se NASPE/BPEG-koderne herunder for en forklaring af de programmerbare værdier. Identifikationskoden for North American Society of Pacing and Electrophysiology (NASPE) og British Pacing and Electrophysiology Group (BPEG) baseres på kategorierne i tabellen.
- c. Den grundlæggende impulsperiode er lig med pacefrekvensen og impulsintervallet (uden hysteres). Kredsløbet for runaway-beskyttelse forhindrer bradykardi-pacing på over 205 min⁻¹. Magnetanbringelse påvirker ikke pacefrekvensen (testimpulsinterval).
- d. Kan programmeres uafhængigt af ATP/Post-shock, Temporary Brady (Midlertidig brady) og EP Test.
- e. Værdierne påvirkes ikke af temperaturvariationer inden for området 20°-43°C.
- f. Denne parameter anvendes globalt i Normal Brady-pacing og Post-shock Brady-pacing. Hvis værdien for Normal Brady ændres, bliver også værdien for Post-shock Brady ændret.
- g. Denne parameter indstilles automatisk til mindst 85 ms for Post-shock Brady.
- h. Denne parameter justeres automatisk i Post-shock Brady med henblik på en passende sensing.
- i. Denne parameter er deaktiveret under Temporary Brady (Midlertidig brady).
- j. De programmerbare værdier for VR-enheder omfatter kun VVI(R), Off; Temporary: VVI, VOO, Off.
- k. De programmerbare værdier for VR-enheder omfatter kun VOO og Inhibit Pacing (Inhibiter pacing), og som sådan er den nominelle værdi VOO.
- l. Når Pulse Amplitude (Impulsamplituden) er indstillet til Auto, eller Pulse Amplitude Daily Trend (Impulsamplitude, daglig trend) er aktiveret, er Pulse Width (Impulsbredden) fastsat til 0,4 ms.
- m. Denne parameter anvendes ved beregning af Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor).
- n. Denne parameter aktiveres automatisk, hvis der vælges Auto for Pulse Amplitude (Impulsamplituden).
- o. Denne værdi findes på skærm-billedet Lead Setup (Ledningsopsætning).
- p. Auto er tilgængelig i modeller, som er udstyret med funktionen Pacesafe.

Tabel A-13. Parametre for atriel taky

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
ATR Mode Switch (ATR-modussskift) ^{a b}	Off, On	On
ATR Trigger Rate (ATR trigningsfrekvens) ^{a b d} (min ⁻¹)	100, 110, ..., 300	170 (tolerance ± 5 ms)
ATR Duration (ATR-duration) ^{a b} (cykler)	0, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, 1024, 2048	8 (tolerance ± 1 hjertecyklus)
ATR Entry Count (ATR-indgangstæller) ^{a b} (cykler)	1, 2, ..., 8	8
ATR Exit Count (ATR-udgangstæller) ^{a b} (cykler)	1, 2, ..., 8	8
ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus) ^{b e}	VDI, DDI, VDIR, DDIR	DDI
ATR Fallback Time (ATR-Fallback-tid) ^{a b} (min:sek)	00:00; 00:15; 00:30; 00:45; 01:00; 01:15; 01:30; 01:45; 02:00	00:30
ATR/VTR Fallback LRL ^{a b} (min ⁻¹)	30, 35, ..., 185	70 (tolerance ± 5 ms)
ATR Ventricular Rate Regulation (ATR Ventrikulær frekvensregulering) (VRR) ^{a b}	Off, On	On
ATR Maximum Pacing Rate (ATR Maksimal pacefrekvens) (MPR) ^{a b} (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerance ± 5 ms)
Atrial Flutter Response (Atrieflagrenrespons) ^{b c}	Off, On	Off
Atrial Flutter Response Trigger Rate (Atrieflagrenrespons, trigningsfrekvens) ^{b c d} (min ⁻¹)	100, 110, ..., 300	170 (tolerance ± 5 ms)

Tabel A-13. Parametre for atriel taky (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
PMT Termination (PMT-afbrydelse) ^{b c}	Off, On	On
Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering) (VRR) ^{b c}	Off, On	Off
VRR Maximum Pacing Rate (VRR Maksimal pacefrekvens) (MPR) ^{b c} (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerance ± 5 ms)

- a. De programmerede værdier for Normal Brady bliver anvendt som nominelle værdier for Temporary Brady-pacing (Midlertidig brady-pacing).
b. Denne parameter anvendes globalt i Normal Brady-pacing og Post-shock Brady-pacing. Hvis værdien for Normal Brady ændres, bliver også værdien for Post-shock Brady ændret.
c. Denne parameter bliver deaktiveret under Temporary Brady (Midlertidig brady).
d. ATR Trigger Rate (ATR-trigningsfrekvens) og Atrial Flutter Response Rate (Atrieflagenresponsfrekvens) er knyttet til alle AFib Rate-tærskler. Hvis en af disse frekvenser omprogrammeres, ændrer de andre sig automatisk til den samme værdi.
e. Hvis Normal Brady ATR Fallback Mode (ATR-Fallback-modus for normal brady) er DDIR eller DDI, så vil Temporary Brady ATR Fallback Mode (ATR-Fallback-modus for midlertidig brady) være DDI, og tilsvarende hvis Normal Brady ATR Fallback Mode er VDIR eller VDI, så vil Temporary Brady ATR Fallback Mode være VDI.

Tabel A-14. Værdier for Brady Mode baseret på NASPE/BPEG-koder

Position	I	II	III	IV	V
Category (Kategori)	Pacede kamre	Sensed kamre	Respons til sensing	Programmerbarhed, frekvensmodulation	Antitakyarytmi-funktioner
Symboler	0–Ingen	0–Ingen	0–Ingen	0–Ingen	0–Ingen
	A–Atrium	A–Atrium	T–Trigget	P–Enkelt programmerbar	P–Pacing (Antitakyarytmi)
	V–Ventrikel	V–Ventrikel	I–Inhiberet	M–Multiprogrammerbar	S–Shock
	D–Dobbelt (A&V)	D–Dobbelt (A&V)	D–Dobbelt (T&I)	C–Kommunikation	D–Dobbelt (P&S)
				R–frekvensmodulation	
Kun producentens symboler	S–Enkelt (A eller V)	S–Enkelt (A eller V)			

Tabel A-15. Magnet- og lydsignalfunktioner

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Magnet Response (Magnetrespons)	Off; Store EGM (GEM EGM); Inhibit Therapy (Inhiber terapi)	Inhibit Therapy (Inhiber terapi)
Beep During Capacitor Charge (Lydsignal ved kondensatoropladning)	Off, On	Off
Beep when Explant is Indicated (Lydsignal når eksplantation indikeres)	Off, On	On
Atrial Beep When Out-of-Range (Lydsignal når uden for tilladt interval)	Off, On	Off
Ventrikulær Beep When Out-of-Range (Lydsignal når uden for tilladt interval)	Off, On	Off
Shock Beep When Out-of-Range (Lydsignal når uden for tilladt interval)	Off, On	Off

Tabel A-16. Sensitivitetsjustering

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Atrial Sensitivity (Atrial sensitivitet) ^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
Right Ventricular Sensitivity (Højre ventrikulær sensitivitet) ^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. Med CENELEC-kurveform i henhold til EN 45502-2-2:2008.

Tabel A-17. Daglige målinger af ledningsimpedans

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Atrial Daily Intrinsic Amplitude (Daglig spontan amplitude)	On, Off	On
Ventrikulær Daily Intrinsic Amplitude (Daglig spontan amplitude)	On, Off	On
Atrial Daily Impedance (Daglig impedans)	On, Off	On
Ventrikulær Daily Impedance (Daglig impedans)	On, Off	On
Shock Daily Impedance (Daglig impedans)	On, Off	On
Atrial Low (Nedre) impedansgrænse (Ω)	200, 250, ..., 500	200
Atrial High (Øvre) impedansgrænse (Ω)	2000, 2250, ..., 3000	2000
Ventrikulær Low (Nedre) impedansgrænse (Ω)	200, 250, ..., 500	200
Ventrikulær High (Øvre) impedansgrænse (Ω)	2000, 2250, ..., 3000	2000
Shock High (Øvre) impedansgrænse (Ω)	125, 150, 175, 200	125

Tabel A-18. Ventrikulær programmerstyret ATP

Parameter ^a	Programmerbare værdier	Nominel
Commanded Ventricular ATP (Programmerstyret ventrikulær ATP) (Type)	Burst, Ramp, Scan, Ramp/Scan	Burst
Number Of Bursts (Antal bursts)	1, 2, ..., 30	30
Initial Pulses per Burst (Initielle impulser pr. burst) (impulser)	1, 2, ..., 30	4
Pulse Increment (Øgning af impuls-værdi) (impulser)	0, 1, ..., 5	0
Maksimalt antal impulser	1, 2, ..., 30	4
Coupling Interval (Koblingsinterval) (% eller ms)	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97% eller 120, 130, ..., 750 ms	81% (tolerance ± 5 ms)
Coupling Interval Decrement (Minskning af koblingsinterval) (ms)	0, 2, ..., 30	0 (tolerance ± 5 ms)
Burst Cycle Length (BCL) (Burst-cykluslængde) (% eller ms)	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97% eller 120, 130, ..., 750 ms	81% (tolerance ± 5 ms)
Ramp Decrement (Minskning af Ramp-værdi) (ms)	0, 2, ..., 30	0 (tolerance ± 5 ms)
Scan Decrement (Minskning af Scan-værdi) (ms)	0, 2, ..., 30	0 (tolerance ± 5 ms)
Minimum Interval (Minimumsinterval) (ms)	120, 130, ..., 400	200 (tolerance ± 5 ms)

a. Værdierne for ventrikulær Commanded ATP (Programmerstyret ATP) Pulse Width (Impulsbredde) og Amplitude er de samme som dem, der er programmeret for ventrikulær ATP-terapi.

Tabel A-19. 50 Hz/Manual Burst Pacing

Parameter ^a	Programmerbare værdier	Nominel
Burst Interval (Burst-interval) (ms)	20, 30, ..., 750	600 (tolerance ± 5 ms)
Minimum Interval (Minimumsinterval) (ms)	20, 30, ..., 750	200 (tolerance ± 5 ms)
Decrement (Minskning) (ms)	0, 10, ..., 50	50 (tolerance ± 5 ms)

a. Anvendt på atriet eller ventriklen afhængigt af det valgte kammer.

Tabel A-20. Ventrikulært programmerstyret shock

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Shock (lagret energi) (J)	0,1; 0,3; 0,6; 0,9; 1,1; 1,7; 2; 3; 5; 6; 7; 9; 11; 14; 17; 21; 23; 26; 29; 31; 36; 41	41 (tolerance +150/-60% for 0,1 J; $\pm 60\%$ for 0,3 J; $\pm 40\%$ for 0,6–3 J; $\pm 20\%$ for 5–36 J; $\pm 10\%$ for 41 J)
Coupling Interval (Koblingsinterval) (ms)	SYNC, 50, 60, ..., 500	SYNC

Tabel A-21. VFib (ventrikelflimren) induktion

Parameter	Værdier
V Fib Høj	15V (ikke-programmerbar) (tolerance ± 10 V)
V Fib Lav	9V (ikke-programmerbar) (tolerance ± 7 V)

Tabel A-22. Shock on T-induktion

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Shock (lagret energi) (J)	0,1; 0,3; 0,6; 0,9; 1,1; 1,7; 2; 3; 5; 6; 7; 9; 11; 14; 17; 21; 23; 26; 29; 31; 36; 41	1,1 J (tolerance +150/-60% for 0,1 J; $\pm 60\%$ for 0,3 J; $\pm 40\%$ for 0,6–3 J; $\pm 20\%$ for 5–36 J; $\pm 10\%$ for 41 J)
Antal S1 Pulses (S1-impulser)	1, 2, ..., 30	8
S1 Interval (S1-interval) (ms)	120, 130, ..., 750	400
Coupling Interval (Koblingsinterval) (ms)	SYNC, 10, 20, ..., 500	310

Tabel A-23. Sensor Trending

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Recording Method (Registreringsmetode)	Beat To Beat (Slag til slag), Off, 30 Second Average (30 sekunders gennemsnit)	30 Second Average (30 sekunders gennemsnit)
Data Storage (Datalagring)	Continuous (Kontinuerlig), Fixed (Fast)	Continuous (Kontinuerlig)

Tabel A-24. Backup EP-test

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Backup Pacing-modus (Backup-pacemodus) ^{a c}	Off, On	On
Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) for Backup Pacing ^{a b c} (min^{-1})	30, 35, ..., 185	60 (tolerance ± 5 ms)
Backup Pacing V Refractory (V-refraktær) ^{a b c} (ms)	150, 160, ..., 500	250 (tolerance ± 5 ms)
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Atrial Amplitude (Atrial amplitude) (dobbeltkammermodeller, når test foretages i atriet) (V)	Off, 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 5,0	5,0 (tolerance $\pm 15\%$ eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Amplitude (enkeltkammermodeller) (V)	Off, 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5	7,5 (tolerance $\pm 15\%$ eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) V Amplitude (V-amplitude) (dobbeltkammermodeller) (V)	Off, 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5	7,5 (tolerance $\pm 15\%$ eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Atrial Pulse Width (Atrial impulsbredde) (dobbeltkammermodeller, når test foretages i atriet) (ms)	0,1; 0,2; ..., 2,0	1,0 (tolerance $\pm 0,03$ ms ved $< 1,8$ ms, $\pm 0,08$ ms ved $\geq 1,8$ ms)

Tabel A-24. Backup EP-test (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Pulse Width (Impulsbredde) (enkeltkammermodeller) (ms)	0,1; 0,2; ...; 2,0	1,0 (tolerance ± 0,03 ms ved < 1,8 ms, ± 0,08 ms ved ≥ 1,8 ms)
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) V Pulse Width (V-impulsbredde) (dobbelkammermodeller) (ms)	0,1; 0,2; ...; 2,0	1,0 (tolerance ± 0,03 ms ved < 1,8 ms, ± 0,08 ms ved ≥ 1,8 ms)

- a. Denne parameter gælder kun, når testen foretages i atriets.
- b. Den programmerede værdi for Normal Brady bliver anvendt som den nominelle værdi.
- c. Ikke relevant for enkeltkammermodeller.

Tabel A-25. PES (Programmed Electrical Stimulation)

Parameter ^a	Programmerbare værdier	Nominel
Antal S1-intervaller (impulser)	1, 2, ..., 30	8
S2 Decrement (Mindsugning af S2-værdi) (ms)	0, 10, ..., 50	0
S1 Interval (S1-interval) (ms)	120, 130, ..., 750	600 (tolerance ± 5 ms)
S2 Interval (S2-interval) (ms)	Off, 120, 130, ..., 750	600 (tolerance ± 5 ms)
S3 Interval (S3-interval) (ms)	Off, 120, 130, ..., 750	Off (tolerance ± 5 ms)
S4 Interval (S4-interval) (ms)	Off, 120, 130, ..., 750	Off (tolerance ± 5 ms)
S5 Interval (S5-interval) (ms)	Off, 120, 130, ..., 750	Off (tolerance ± 5 ms)

- a. Anvendt i atriets eller ventriklen som styret af programmeren.

PACEMAKERINTERAKTION

APPENDIKS B

Der kan være tilfælde, hvor patienter kan have en separat, midlertidig eller permanent pacemaker. En midlertidig eller permanent pacemaker og en ICD kan påvirke hinanden gensidigt og kan vanskeliggøre identifikationen af takyarytmier på følgende måder:

- Hvis pacemakeren under en takyarytmi ikke senser arytmien og pacer, og hvis paceimpulsen detekteret fra ICD'ens frekvenssenseelektrode er stor nok, kan det medføre, at ICD'en fortolker pacingen som en normal rytme ved pacemakerens frekvens. ICD'en ville i dette tilfælde hverken detektere arytmien eller levere terapi.
- Pacemakeren kan præsentere ICD'en for signaler som resultat af følgende events:
 - Uhensigtsmæssig sensing
 - Ledningsløsrivelse
 - Mislykket capture

Dette kan medføre, at ICD'ens frekvensmåling bliver hurtigere end patientens faktiske hjertefrekvens. Som et resultat heraf kan ICD'en levere uhensigtsmæssig terapi.

- Forsinkelse i overledningen kan medføre, at ICD'en både tæller pacemakerartefakt og ventrikulær depolarisation. Dette kan føre til uhensigtsmæssig ICD-terapi.

Af ovenstående årsager anbefales brug af en pacemaker, der medfører interaktion mellem pacemaker og ICD, ikke. Unipolære pacemakere er kontraindicerede til brug sammen med en ICD.

Overvej at foretage følgende, hvis der anvendes en separat pacemaker:

- Deaktiver altid patientens ICD ved:
 - Anvendelse af midlertidig bipolær eller midlertidig AV-sekventiel pacing
 - Omprogrammering af en separat implanteret pacemaker

Hvis kardiovertering eller defibrillering er nødvendig i disse tilfælde, skal der anvendes en ekstern defibrillator.

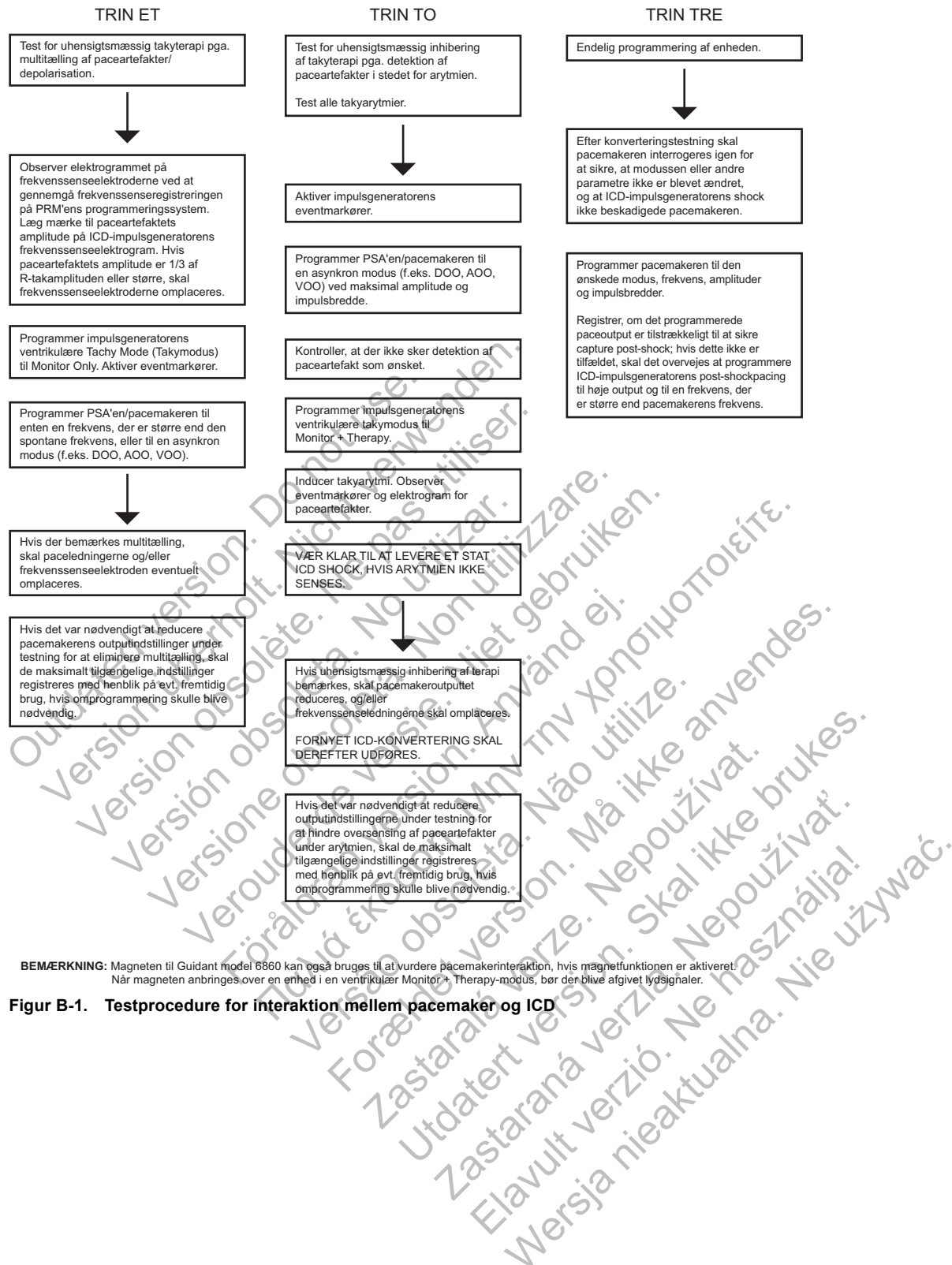
- ICD'ens frekvenssenseelektroder skal anbringes så langt som muligt fra paceelektroderne.
- Efter implantation af paceledningerne skal signalerne fra ICD'ens frekvenssenseelektroder undersøges for at sikre, at der er en minimal forekomst af pacemakerartefakter.
- Da det er vanskeligt at forudsige det relative omfang af pacemakerartefakter og diverse takyarytmiektrogrammer, der kan fremstå kronisk eller under EP-tests, er det vigtigt at reducere artefakterne mest muligt.
- Alle patientens rytmer skal induceres, mens ICD'en er aktiveret, og den separate pacemaker er programmeret til en asynkron modus med maksimalt output. Dette skulle give den bedste mulighed for inhibering af arytmidetektion som følge af pacemakerartefakter. Ledningerne skal muligvis omplaceres for at fjerne artefakter.

- Med henblik på at reducere risikoen for pacemakerinteraktion skal det overvejes at teste den separate pacemaker ved at programmere den til følgende indstillinger:
 - Den lavest mulige amplitude, der sikrer capture i den kroniske tilstand
 - Den maksimale sensitivitet, der sikrer, at pacing inhiberes under VF
 - Den lavest mulige hjerterefrekvens, der er acceptabel for patienten

Overvej desuden at anvende frekvenssense- og pacemakerledninger med kort afstand mellem elektroderne (f.eks. 11 mm).

- Overvej at deaktivere ICD'ens bradykardipacefunktion eller at programmere funktionen til en frekvens, der er lavere end den separate pacemakers frekvens.
- Med henblik på pacekontrol efter shockterapi skal det overvejes, om ICD'ens funktion til post-terapibradykardipacing skal anvendes ved højere frekvenser og output, eller den separate pacemakers funktion skal anvendes.

Følgende testprocedure hjælper med til at fastslå risikoen for interaktion mellem pacemaker/ICD (Figur B-1 på side B-3).



Figur B-1. Testprocedure for interaktion mellem pacemaker og ICD

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

SYMBOLER PÅ EMBALLAGEN

APPENDIKS C

SYMBOLER PÅ EMBALLAGE

Følgende symboler anvendes muligvis på emballage og mærkater (Tabel C-1 på side C-1):

Tabel C-1. Symboler på emballage

Symbol	Beskrivelse
	Referencenummer
	Emballagens indhold
	Impulsgenerator
	Momentnøgle
	Dokumentation vedlagt
	Serienummer
	Holdbarhedsdato
	Partinummer
	Produktionsdato
	Steriliseret med ætylenoxid
	Må ikke resteriliseres
	Må ikke genbruges
	Må ikke anvendes, hvis emballagen er beskadiget
	Farlig spænding
	Se brugeranvisning på denne hjemmeside: www.bostonscientific-international.com/manuals
	Temperaturbegrænsning
	CE-mærke for overensstemmelse med identifikation af det bemyndigede organ, der autoriserer brug af mærket
	Placer telemetrihovedet her

Tabel C-1. Symboler på emballage (fortsat)

Symbol	Beskrivelse
	Åbn her
	Autoriseret repræsentant i den Europæiske Union
	Producent
	C-afkrydsning med leverandørkoder
	Australsk sponsoradresse
	Kun til undersøgelsesbrug
	CRT-D RA, RV, LV
	ICD RA, RV
	ICD RV
	Ikke-coatet enhed

INDEKS

Symboler

50 Hz/manual burst pacing 7-7

A

A-blank

after RV-sense 4-57

after V-pace 4-57

A-tachy response (ATR)

mode switch (Modusskift) 4-37

ABM (Autonomic Balance Monitor) 6-13

Accelerere, i zone 3-2

Accelerometer 4-22

activity threshold (Aktivitetstærskel) 4-23

reaction time (Reaktionstid) 4-24

recovery time (Recovery-tid) 4-25

response factor (Responsfaktor) 4-22

Activity Threshold (Aktivitetstærskel) 4-23

Advarseltilstande, rød 1-7

AFib rate threshold (AFib-frekvenstærskel) 2-24, 2-29, 2-30

AGC (automatic gain control) 4-17

Amplitude 4-8

ATP (antitakykardipacing) 3-13

intrinsic test 5-12

Anbefalinger vedrørende programmering 1-11, 1-14

AP Scan 6-15

Applikationsskærm 1-2

Arrhythmia logbook (Arytmilogbog) 6-2

events summary (Eventoversigt) 6-5

interval 6-7

lagret EGM 6-5

Arytmilogbog (Arytmilogbog)

episodedetaljer 6-5

ATP (antitakykardipacing) 3-7

amplitude 3-13

burst cycle length (BCL) 3-10

burst-terapi 3-11

coupling interval (Koblingsinterval) 3-9

impulstælling 3-8

minimum interval (Minimumsinterval) 3-11

number of bursts (Antal bursts) 3-8

programmerstyret, EP-test 7-9

pulse width (Impulsbredde) 3-13

ramp/scan-terapi 3-12

ramp-terapi 3-11

redetekning efter ATP 2-15

scan-terapi 3-12

time-out 3-13

ATR (atrial tachy response)

atrial flutter response (Atrieflagrenrespons) 4-41

duration 4-38

end of ATR episode 4-40

entry count 4-38

exit count 4-39

frekvenstærskel 4-38

LRL, fallback 4-40

maximum pacing rate (Maksimal pacefrekvens) 4-41

mode switch (Modusskift) 4-37

modus, fallback 4-39

PMT termination (PMT-afbrydelse) 4-41

tid, fallback 4-39

ventricular rate regulation (Ventrikulær frekvensregulering) 4-40

VTR (ventricular tachy response) 4-40

ATR Trigger Rate 4-38

Atrial (Atriel)

brug af atriel information 2-4

refraktærperiode, postventrikulær atriel (PVARP) 4-52

refraktærperiode, samme kammer 4-54

Atrial flutter response (Atrieflagrenrespons) 4-41

Atrial tachy (Atriel taky)

ATR mode switch 4-37

atrial flutter response (Atrieflagrenrespons) 4-41

PMT termination (PMT-afbrydelse) 4-41

ventricular rate regulation (Ventrikulær frekvensregulering) 4-40

Automatisk spontan Rhythm ID 2-7

Automatisk tærskel

RAAT 4-9

RVAT 4-12

AV delay (AV-forsinkelse) 4-47

paced (Pacet) 4-47

RYTHMIQ 4-51

senset 4-48

AV Delay (AV-forsinkelse)

Search 4-50

AV Search + 4-50

Search AV Delay 4-50

Search Interval 4-51

B

Battery (Batteri)

Explant-status 5-3

ikon 1-5

indikator 5-3

status 5-2

Blandede sensorer 4-33

Blanking 4-56

A-blank after RV-sense 4-57

A-blank after V-pace 4-57

RV-blank after A-pace 4-56

Brady-Tachy Response (BTR) 4-64

Burst

ATP (antitakykardipacing) 3-8

cycle length (BCL) 3-10

impulstælling 3-8

minimum interval (Minimumsinterval) 3-11

number of bursts (Antal bursts) 3-8

pacing, 50 Hz/manual burst 7-7

parameter 3-8

terapi 3-11

C

Charge time (Opladningstid) 3-16
måling 5-6
Commanded
ATP, EP-test 7-9
shock, EP-test 7-8
terapi, EP-test 7-8
Committed shock 2-9, 3-18
Coupling interval (Koblingsinterval) 3-9
decrement (Mindsugning) 3-9

D

Daglige målinger 5-7
Data
disk 1-16
lagring 1-16
patient 1-16
USB 1-16
Decelerere, i zone 3-2
Decrement (Mindsugning)
coupling interval (Koblingsinterval) 3-9
ramp-terapi 3-11
scan-terapi 3-12
Defibrillering
backupdefibrillator, sikkerhedsmodus 1-18
Demonstration
Programmer/Recorder/Monitor (PRM)-modus 1-3, 1-7
Detaljeikon 1-5
Detektion
AFib rate threshold (AFib-frekvenstærskel) 2-24
duration 2-12
enhancement 2-6, 2-18
episode 2-16
frekvenssensing 2-3
frekvenstærskel 2-4
onset 2-28
reconfirmation/committed shock 3-18
redetektion 2-9
RhythmMatch Threshold 2-21
stability 2-26
sustained rate duration (SRD) 2-29
takarytmi 2-1
takarytmi, sikkerhedsmodus 1-18
V rate > A rate (V-frekvens > A-frekvens) 2-23
vector timing and correlation 2-20
ventrikulær, initial 2-6
vindue 2-11
Diagnostisk
battery status (Batteristatus) 5-2
heart rate variability (HRV) 6-10
histogram 6-8
ledningstest 5-12
patient triggered monitor (Patientudløst monitor) 6-18
Disk
data 1-16
gem 1-16
læs 1-16

DIVERT THERAPY 1-14
Dobbeltensorblanding 4-33
Duration 2-12
ATR (atrial tachy response) 4-38
post-shock 2-15
redetektion 2-15
Dynamisk støjalgoritme 4-19, 4-59

E

EGM (elektrogram)
real-time 1-3
skærm 1-3
EKG (elektrokardiogram)
overflade 1-3
skærm 1-3
trådløs 1-4
EI-kirurgi
mode (Modus) 2-2
Elektrode, ledningskonfiguration 4-47
End of ATR episode 4-40
Energi
shock 3-15
Enhancement
detektion 2-6, 2-18
Enhed
hukommelse 1-17
mode (Modus) 2-2
Entry count 4-38
EP-test (elektrofysiologisk test) 7-2
ATP, programmerstyret 7-9
burst pacing, 50 Hz/manual 7-7
fibrillering 7-4
induktion 7-4
modus, midlertidig 7-2
programmed electrical stimulation (PES) 7-6
programmerstyret terapi 7-8
shock on T7-5
shock, programmerstyret 7-8
ventrikulær backpacing under atriell stimulation 7-6
VFib 7-4
Episode 2-16
afslutning på ATR 4-40
behandlet 2-16, 6-8
ubehandlet 2-16, 6-8
ventrikulær (Ventrikulær) 2-16
Event
ikon 1-6
oversigt 6-5
terapiforløb 6-2
tæller 6-8
Exit count 4-39

F

Fallback, atrielt modusskift
LRL 4-40
mode (Modus) 4-39

tid 4-39
Faner, software 1-5
Fibrillering
 V Fib-induktion 7-4
Fitness Level (Kondition) 4-33
Flueben
 ikon 1-6
Fortsæt
 ikon 1-6
Frekvens
 adaptiv 4-21
 AFib-tærskel 2-24
 beregning 2-3
 maksimal sensor 4-6
 maksimal tracking 4-4
 nedre grænse (LRL) 4-4
 sensing 2-3
 sustained rate duration (SRD) 2-29
 tærskel, ventrikulær 2-4
 V rate > A rate (V-frekvens > A-frekvens) 2-23
 ventricular (Ventrikulær) 2-4
 zone 2-4
Frekvenstærskel, ATR 4-38

G

Gem data 1-16
Gule notifikationstilstande 1-7

H

Heart rate variability (HRV) 6-10
Histogram 6-8
Hukommelse, enhed 1-17
Hysteres, frekvens 4-43
Højre ventrikulær refraktær (RVRP) 4-55

I

Ikon
 battery (Batteri) 1-5
 detaljer 1-5
 event 1-6
 flueben 1-6
 fortsæt 1-6
 information 1-6
 kør 1-6
 ledning 1-5
 lodret glider 1-6
 patient 1-5
 patient information (Patientoplysninger) 1-16
 pause 1-6
 Programmer/Recorder/Monitor
 (PRM)-modusindikator 1-3
 rulning 1-6
 sortering 1-6

vandret glider 1-6
 øgning og mindskning 1-6
Impedanstest, ledning 5-13
Implantation
 post, oplysninger 6-18
Impulsamplitude 4-8
Impulsform, shock 3-17
Impulsgenerator (PG)
 hukommelse 1-17
 udskiftningsindikatorer 5-3
Impulstælling 3-8
Indications Based Programming (IBP)
(Indikationsbaseret programmering) 1-11
Indstilling
 parameterværdi A-1
 zonekonfiguration 2-4
Induktion, EP-test 7-4
Information
 ikon 1-6
 implantation 1-16
 ledning 1-16
 patient 1-16
Interrogate 1-9
Interval
 arrhythmia logbook (Arytmilogbog) 6-7
 kobling, ATP 3-9
 minimum, burst-cykluslængde 3-11
Intrinsic amplitude test 5-12

K

Knapper, software 1-5
Kommunikation, telemetri
 Radiofrekvens (RF) 1-8
Kondensator
 deformering 3-16, 5-6
 reformerig 5-6
Kør
 ikon 1-6

L

Lagret EGM
 arrhythmia logbook (Arytmilogbog) 6-5
Ledning
 Daglige målinger 5-7
 ikon 1-5
 impedans 5-13
 intrinsic amplitude (Spontan amplitude) 5-12
 konfiguration 4-47
 Ledningsstatus 5-7
 pace threshold (Pacetærskel) 5-14
 test 5-12
Lodret glider
 ikon 1-6
Logbook 6-2
Lower Rate Limit (LRL) 4-4
Lydsignal

opsætning af funktion 6-19
ved kondensatoropladning 5-6
Læs data 1-16

magnetfunktion 6-21
Ordinering
terapi 3-2

M

Magnet
inhiber takyterapi 6-21
opsætning af funktion 6-21
Maksimal
pacefrekvens 4-41
sensorfrekvens (MSR) 4-6
tracking rate (MTR) 4-4
Manual/50 Hz burst pacing 7-7
Manuel programmering 1-14
Maximum pacing rate (Maksimal pacefrekvens)
rate smoothing (Frekvensudjævning) 4-46
Midlertidig
pacing 4-20
Minimum
interval 3-11
Minute Ventilation (Minutventilation) 4-26
fitness level (Kondition) 4-33
response factor (Responsfaktor) 4-30
Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel) 4-31
Ventilatory Threshold Response
(Ventilationstærskel, responsfaktor) 4-31
Mode (Modus)
Demonstration 1-7
el-kirurgi 2-2
enhed 2-2
fallback ATR (atrial tachy response) 4-39
midlertidig, EP-test 7-2
pacing 4-3
Programmer/Recorder/Monitor (PRM) 1-3
ventricular tachy (Ventrikulær taky) 2-2

N

Noise (Støj)
blanking og støjafvisning 4-56
Dynamisk støjalgoritme 4-19, 4-59
respons 4-59
Nominel parameterindstilling A-1
Notifikationstilstande, gul 1-7
Number of bursts (Antal bursts)
impulstælling 3-9
Number Of Bursts (Antal bursts) 3-8

O

Onset 2-9, 2-28, 2-30, 2-31
Opfølgning
Ledningsstatus 5-7
Oplysninger om post-implantation 6-18
lydsignalfunktion 6-19

P

Pace
STAT PACE (Akut pace) 1-15
Pace threshold test (Pacetærskeltest) 5-14
PaceSafe
RAAT 4-9
RVAT 4-12
Pacing
adaptiv frekvens 4-21
amplitude 4-8
ATR mode switch 4-37
AV delay (AV-forsinkelse) 4-47
backup under atriel stimulation 7-6
backuppacemaker i sikkerhedsmodus 1-18
burst, 50 Hz/manual 7-7
Indications Based Programming (IBP)
(Indikationsbaseret programmering) 1-11
lower rate limit (LRL) 4-4
maximum sensor rate (MSR) 4-6
maximum tracking rate (MTR) 4-4
midlertidig 4-20
mode (Modus) 4-3
noise response (Støjrespons) 4-59
PaceSafe RAAT 4-9
PaceSafe RVAT 4-12
parameter, grund 4-2
post-terapi 4-19, 4-20
pulse width (Impulsbredde) 4-8
refraktær 4-52
runaway-beskyttelse 4-7
sensitivitet 4-16
sensor 4-35
terapi 4-2
Pacing med adaptiv frekvens 4-21
Pakke
symbol på C-1
Patient
informationsikon 1-5
Patient Information (Patientoplysninger) 1-16
Patient triggered monitor (Patientudløst monitor) 6-18
Pause
ikon 1-6
PES (programmed electrical stimulation) 7-6
PMT (pacemaker-medieret takykardi) termination 4-41
Polarity (Polaritet)
shock 3-17
Post-shock
detektionsparameter 2-10
duration 2-15
pacing 4-20
Post-terapipacing 4-19
Premature ventricular contraction (PVC) 4-54
Printer
ekstern 1-17
Program 1-11

Programmer/recorder/monitor (PRM)
 kontrolelementer 1-2
 softwareterminologi 1-2
 Programmer/Recorder/Monitor (PRM) 1-2
 brug af farver 1-7
 Demonstrationsmodus 1-7
 funktioner 1-2, 1-14
 modi 1-3
 Programmerbar option, parameter A-1
 Protection
 runaway 4-7
 Pulse width (Impulsbredde) 4-8
 ATP (antitakykardipacing) 3-13
 PVARP (post ventricular atrial refractory period) 4-52
 dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) 4-53
 efter PVC (ventrikulær ekstrasystoli) 4-54
 PVC (ventrikulær ekstrasystoli) 4-54

Q

QUICK CONVERT ATP 3-14
 Quit
 afslutning af en telemetrisession 1-9

R

RAAT (right atrial automatic threshold) 4-9
 Radiofrekvens (RF)
 driftstemperatur, telemetri 1-10
 start af telemetri 1-9
 telemetri 1-8
 Ramp/Scan-terapi 3-12
 Ramp-terapi 3-11
 Rapport, udskrevet 1-3, 1-16
 EKG/EGM 1-3
 Rate enhancement, pacing
 rate hysteresis (Frekvenshysteresis) 4-43
 rate smoothing (Frekvensudjævning) 4-44
 Rate Hysteresis (Frekvenshysteresis) 4-43
 hysteresis offset 4-43
 search hysteresis 4-44
 Rate smoothing (Frekvensudjævning) 4-44
 down 4-45
 Maximum pacing rate (Maksimal pacifrekvens) 4-46
 up 4-45
 Reaction time (Reaktionstid) 4-24
 Reconfirmation 2-9, 3-18
 Recovery time (Recovery-tid) 4-25
 Redetection
 ventricular 3-6
 Redetekning 2-9
 duration 2-15
 efter ATP-levering 2-15, 3-6
 efter shocklevering 2-15, 3-7
 Reforming, kondensator 5-6
 Refraktær
 atriel, postventrikulær (PVARP) 4-52
 atriel, samme kammer 4-54

blanking og støjafvisning 4-56
 højre ventrikulær (RVRP) 4-55
 PVARP after PVC (PVARP efter PVC) 4-54
 Refraktær; pacing
 refraktær 4-52
 Response factor, accelerometer (Responsfaktor, accelerometer) 4-22
 Response Factor, Minute Ventilation 4-30
 Rhythm
 ID, automatisk spontan 2-7
 RhythmMatch Threshold 2-21
 RightRate Pacing 4-26
 Rulning
 ikon 1-6
 Runaway-beskyttelse 4-7
 RV-blank after A-pace 4-56
 RVAT (right ventricular automatic threshold) 4-12
 RYTHMIQ 4-51
 Røde advarseltilstande 1-7

S

Safety Core 1-18
 Safety mode (Sikkerhedsmodus) 1-18
 Safety Tachy Mode 1-18
 Scan-terapi 3-12
 Search +, AV 4-50
 Search AV Delay 4-50
 Search Interval 4-51
 Sensing, frekvens 2-3
 Sensitivitet 4-16
 AGC (automatic gain control) 4-17
 Sensor og trendanalyse, pacing 4-35
 accelerometer 4-22
 adaptiv frekvens 4-21
 maximum sensor rate (MSR) 4-6
 minute ventilation (Minutventilation) 4-26
 Shock
 afledning 1-14
 committed 3-18
 energi 3-15
 impedans 5-13
 impulsform 3-17
 on T-induktion 7-5
 opladningstid, energi 3-16, 5-6
 polarity (Polaritet) 3-17
 post-shock pacing (Post-shockpacing) 4-20
 programmerstyret, EP-test 7-8
 redetekning 2-15
 sekvens 3-2
 sidst leverede 5-6
 STAT SHOCK (Akut shock) 1-15
 terapi 3-15
 valg 3-2
 ventrikulær terapi 3-15
 Shock if unstable (Shock hvis ustabil) 2-27
 Shock on T-induktion 7-5
 Sidst leverede shock 5-6
 Sikkerhed
 ZIP telemetry (ZIP-telemetri) 1-9

Skærm, programmerapplikation 1-2
 Softwareapplikation ZOOMVIEW 1-2
 brug af farver 1-7
 formål 1-2
 skærbilleder og ikoner 1-2
 Softwareterminologi 1-2
 Sortering
 ikon 1-6
 Stability 2-9, 2-26, 2-29, 2-30, 2-31
 STAT PACE (Akut pace) 1-15
 STAT SHOCK (Akut shock) 1-15
 Stimulation, PES-induktion 7-6
 Sustained Rate Duration (SRD) 2-29
 Symbol
 på pakke C-1

PVARP after PVC (PVARP efter PVC) 4-54
 Timing, pacing 4-52
 Trending
 sensor 4-35
 Trends 6-12
 AP scan 6-15
 minutventilationssensor 6-16
 respiratory rate (Respirationsfrekvens) 6-14
 respiratory sensor (Respirationssensor) 6-16
 Tæller
 brady 6-9
 terapiforløb 6-8
 ventricular (Ventrikulær) 6-8
 Tærskel
 AFib-frekvens 2-24
 frekvens 2-4
 Tærskel, aktivitet 4-23

T

Tachy mode (Takymodus) 2-2
 Safety Mode (Sikkerhedsmodus) 1-18
 Takyarytmi
 detektion 2-1
 detektion i sikkerhedsmodus 1-18
 Indications Based Programming (IBP)
 (Indikationsbaseret programmering) 1-13
 terapi 3-2
 terapi i sikkerhedsmodus 1-18
 zone 2-4
 Telemetri
 afslutning af en telemetrisession 1-9
 driftstemperatur, ZIP 1-10
 med telemetrikontrol 1-9
 start af ZIP 1-9
 telemetrikontrol 1-8
 ZIP 1-8
 Telemetrikontrol, telemetri 1-2, 1-8, 1-9
 Terapi
 ATP (antitakykardipacing) 3-7
 ordinerings 3-2
 pacing 4-2
 post-shock pacing (Post-shockpacing) 4-20
 shock 3-15
 takyarytmi 3-2
 takyarytmi, sikkerhedsmodus 1-18
 valg 3-2
 Terapiforløb 6-2
 arrhythmia logbook (Arytmilogbog) 6-2
 heart rate variability (HRV) 6-10
 histogram 6-8
 patient triggered monitor (Patientudløst monitor) 6-18
 tæller 6-8
 Test
 EP (elektrofysiologisk) 7-2
 intrinsic amplitude (Spontan amplitude) 5-12
 ledning 5-12
 ledningsimpedans 5-13
 pace threshold (Pacetærskel) 5-14
 Time-out, ATP 3-13
 Timing
 blanking 4-56

U

Udskiftningsindikatorer 5-3
 Udskriv
 rapport 1-17
 Upper Rate Behavior 4-5
 USB 1-16

V

V Fib-induktion 7-4
 V rate > A rate (V-frekvens > A-frekvens) 2-23
 Vandret glider
 ikon 1-6
 Vector timing and correlation 2-29
 RhythmMatch Threshold 2-21
 Vector timing and correlation (Vektortiming og korrelation) 2-20
 Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel) 4-31
 Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor) 4-31
 Ventricular
 redetektion efter levering af ventrikulær terapi 3-6
 shockterapi 3-15
 Ventricular (Ventrikulær)
 ATP (antitakykardipacing) 3-7
 detektion, takyarytmi 2-6
 redetektion efter ventrikulær ATP-terapi 3-6
 redetektion efter ventrikulær shockterapi 3-7
 tachy mode (Takymodus) 2-2
 takyarytmiterapi 3-2
 Ventricular rate regulation (ventrikulær frekvensregulering) 4-40
 Ventricular rate regulation (Ventrikulær frekvensregulering)
 maximum pacing rate (Maksimal pæcefrekvens) 4-41
 Ventricular shock vector (Ventrikulær shockvektor) 3-15
 Ventrikulær backpacing under atriel stimulation, EP-test 7-6

Vindue
detektion 2-11
VTR (ventricular tachy response) 4-40
Værktøjslinje 1-5

W

Wenckebach 4-44

Z

ZIP telemetry (ZIP-telemetri) 1-8

driftstemperatur 1-10

fordele 1-8

indikatorlys 1-9

radiofrekvens (RF) 1-9

session 1-9

sikkerhed 1-9

Zone

konfiguration 2-4

ventricular (Ventrikulær) 2-4

ventrikulær takyarytmi 2-4

Ø

Øgning og mindskning
ikon 1-6

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

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



Boston Scientific
4100 Hamline Avenue North
St. Paul, MN 55112-5798 USA

EC REP

Guidant Europe NV/SA; Boston Scientific
Green Square, Lambroekstraat 5D
1831 Diegem, Belgium

AUS

Boston Scientific (Australia) Pty Ltd
PO Box 332
Botany NSW 1455 Australia
Free Phone 1 800 676 133
Free Fax 1 800 836 666

IC: 4794A-CRMG1792

www.bostonscientific.com

1.800.CARDIAC (227.3422)

+1.651.582.4000

© 2013 Boston Scientific Corporation or its affiliates.

All rights reserved.
359211-010 DA Europe 2013-04

C€0086

Authorized 2013

