

REFERENCE GUIDE

ACCOLADE™

ACCOLADE™ MRI

REF L300, L301, L321, L310, L311, L331

PROPONENT™

PROPONENT™ MRI

REF L200, L201, L209, L221, L210, L211, L231

ESSENTIO™

ESSENTIO™ MRI

REF L100, L101, L121, L110, L111, L131

ALTRUA™ 2

REF S701, S702, S722

FORMIO™

FORMIO™ MRI

REF J278, J279

VITALIO™

VITALIO™ MRI

REF J272, J273, J274, J275, J276, J277

INGENIO™

INGENIO™ MRI

REF J172, J173, J174, J178, J175, J176, J177

ADVANTIO™

ADVANTIO™ MRI

REF J062, J063, J064, J065, J066, J067

PACEMAKER

Outdated version.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 brugermanual er beregnet til brug af hospitalspersonale, der er uddannet i og har erfaring med implantering af enhed og/eller opfølgningsprocedurer.

Denne serie af implanterbare pacemakere omfatter både enkeltkammer- og dobbeltkammerimpulsgeneratorer, der giver atriell og/eller ventrikulær pacing og sensing og en lang række diagnostiske værktøjer.

Den tekniske manual for læger, der anvendes sammen med ZOOMVIEW-softwaren, indeholder oplysninger, der er relevante i forbindelse med implantation af impulsgeneratoren. Denne Reference Guide indeholder yderligere beskrivelser af programmerbare funktioner og diagnostik.

Der henvises til ImageReady MR m/forbehold-pacingsystemets teknisk guide til MR-scanning for oplysninger om MR-scanning.

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

NYE ELLER FORBEDREDE FUNKTIONER

Disse impulsgeneratorsystemer omfatter følgende ekstra eller forbedrede funktioner i forhold til tidligere Boston Scientific-pacemakere.

Listen nedenfor fremhæver nogle af disse funktioner, men den er ikke en fuldstændig liste. De enkelte funktioner beskrives nærmere i de funktionsspecifikke afsnit i denne manual.

Følgende nye eller forbedrede funktioner gælder for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og/eller ALTRUA 2-enheder.

Brugererfaring

- EasyView-konnektorblok med portidentifikatorer: øget gennemsigtighed i konnektorblokken er udviklet til at forbedre synligheden af ledningsportene og lette den individuelle portidentifikation.
- MICS-telemetri: Det anvendte RF-telemetribånd er MICS (Medical Implant Communication Service).

Patientdiagnostik

- Programmerbare Impedance Limits (Impedansgrænser) for ledninger for daglige målinger: Impedansgrænsen High (Høj) kan programmeres til mellem 2000 og 3000 Ω , og impedansgrænsen Low (Lav) kan programmeres til mellem 200 og 500 Ω .
- Snapshot: der kan til enhver tid lagres op til 6 unikke spor af visningen ECG/EGM (EKG/EGM) ved at trykke på knappen Snapshot. Sporene er 10 sekunders præ-aktivering og 2 sekunders post-aktivering. Der gemmes automatisk et 10 sekunders spor ved afslutningen af test af Pace Threshold (Pacetærskel), der tæller som et af de 6 snapshot.

- Atrial Arrhythmia Report (Atrial arytmirapport): Counters (Tællere) for AT/AF % og Total Time in AT/AF (Samlet tid i AT/AF) vises. Trends for AT/AF Burden (AT/AF-belastning), RV-frekvens under AT/AF, Pacing Percent (Paceprocent), Heart Rate (Hjerterefrekvens), Activity Level (Aktivitetsniveau) og Respiratory Rate (Respirationsfrekvens) vises. Histograms (Histogrammer) vises for RV-frekvens under AT/AF. Der indsamles en historik over interrogeringer, programmering og nulstillinger af tælleren for ét år. Oplysninger om Longest AT/AF (Længste AT/AF), Fastest RVS rate in AT/AF (Hurtigste RVS-frekvens i AT/AF) og seneste episode indsamles også.
- POST (Post-Operative System Test (Postoperativ systemtest)): giver mulighed for en automatisk kontrol af enheden/ledningen ved en forudindstillet tid efter implantation for at dokumentere korrekt systemfunktionalitet uden behov for manuel systemtest.

Følgende nye eller forbedrede funktioner gælder for FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og/eller ADVANTIO-enheder.

Brugererfaring

- Hardware: antallet af sætskruer er blevet reduceret til én sætskrue pr. port.
- ZIP Telemetry (ZIP-telemetri): giver tovejs RF-kommunikation med impulsgeneratoren uden telemetrihoved.
- ZOOMVIEW-programmeringssoftware: den nye brugerflade er den samme for alle brady-, taky- og hjertesvigtsevenheder fra Boston Scientific.
- Indications-Based Programming (IBP) (Indikationsbaseret programmering): giver mulighed for opsætning af programmeringsparametre baseret på patientens kliniske behov og indikationer.
- Enkeltkammerenheder: har indbygget programmerbarhed til valg af specifikke atrielle eller ventrikulære modi.
- USB-lagerenheder er understøttet: impulsgeneratordata kan gemmes og overføres til et USB-flashdrev.
- Der er mulighed for PDF-versioner af rapporter.

Takydetektion

- Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky-EGM-lagring) udnytter styrkerne ved en ICD-baseret takykardidetektionsmetode, herunder V > A detektionsforbedring.

Bradyterapi

- Nye bradymodi tilgængelige, herunder VDDR og Off (Fra).
- AV Search+ (AV-søgning +): beregnet til at reducere unødvendig RV-pacing for patienter med intakt eller intermitterende AV-overledning ved at tillade spontan AV-overledning ud over den programmerede AV delay-forsinkelse under episoder med normal AV-nodalfunktion.
- PaceSafe RA Automatic Threshold (PaceSafe RA automatisk tærskel): foretager automatisk atrielle tærskeltest hver 21. time og sætter en sikkerhedsmargin på 2:1 for output.
- RightRate Pacing (RightRate-pacing): udfører ved hjælp af minute ventilation pacing med adaptiv frekvens baseret på fysiologiske ændringer samt automatisk kalibrering, en forenklet brugerflade og filtrering med henblik på at undgå interaktioner med MV.
- RYTHMIQ: er beregnet til at reducere unødvendig højre ventrikulær pacing (RV) for patienter med intakt atrioventrikulær (AV) overledning ved at skifte modus mellem AAI(R)-pacing med backup af den ventrikulære pacefrekvens og DDD(R).

- Safety Core: sikkerhedsarkitektur anvendes til at sikre grundlæggende pacing i tilfælde af uoprettelige eller gentagne fejlsituationer.
- Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse): giver mulighed for asynkron pacing ved LRL.
- MRI Protection Mode (MR-scanningbeskyttelsesmodus): en enhedsmodus, der ændrer visse af impulsgeneratorens funktioner for at minimere de risici, der er forbundet med at udsætte pacingsystemet for MR-scanningsmiljøet.

Sensing

- Automatic Gain Control (AGC): justerer dynamisk sensitiviteten i både atrium og ventriklen.
- Smart Blanking: bruges i forbindelse med AGC-sensing for at fremme relevante egenskaber for krydskammer-sensing.

Patientdiagnostik

- Programmerbare Impedance Limits (Impedansgrænser) for ledninger for daglige målinger: Impedansgrænsen Low (Lav) kan programmeres til mellem 200 og 500 Ω .
- Snapshot: der kan til enhver tid lagres op til 6 unikke spor af visningen ECG/EGM (EKG/EGM) ved at trykke på knappen Snapshot. Sporene er 10 sekunders præ-aktivering og 2 sekunders post-aktivering. Der gemmes automatisk et 10 sekunders spor ved afslutningen af test af Pace Threshold (Pacetærskel), der tæller som et af de 6 snapshot.
- Der vises en tæller for Total Time in AT/AF (Samlet tid i AT/AF).
- Trends: udvidet sæt af trends tilgængeligt med bl.a.:
 - Heart Rate (Hjertefrekvens)
 - Respiratory Rate (Respirationsfrekvens)
 - AP Scan (AP-scanning)
 - AT/AF Burden (AT/AF-belastning) (inklusive samlet antal episoder)
 - Events (Hændelser)
- Heart Rate Variability (Ændringer i hjertefrekvens): diagnostik for hjertheinsufficiens, inklusive trends for HRV Footprint, SDANN og ABM.
- Average V Rate (Gennemsnitlig V-frekvens) ved ATR: viser den gennemsnitlige ventrikulærfrekvens under ATR-episoder.
- Arrhythmia Logbook (Arytmi-logbog): der er allokeret hukommelse mellem flere forskellige episodetyper med øget datalagring.
- Lead Safety Switch (Sikkerhedsomkobler til ledning): der vises diagnostiske oplysninger om den dato og impedansværdi, der udløste LLS'en.

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. Referencer til

navne på ikke-MRI-enheder gælder også for de tilsvarende MRI-enheder. Referencer til "ICD" omfatter alle typer ICD'er (f.eks. ICD, CRT-D, S-ICD).

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.

LATITUDE NXT er et fjernmonitoreringssystem, der leverer data fra impulsgeneratorer til klinikere. Disse impulsgeneratorer er udviklet med LATITUDE NXT aktiveret. Tilgængeligheden varierer efter området.

LATITUDE NXT er tilgængelig for følgende enheder: ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO MRI, FORMIO, VITALIO, INGENIO og ADVANTIO.

Der findes en komplet liste over programmerbare indstillinger i appendikset ("Programmerbare indstillinger" 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
AFR	Atrial Flutter Response (Atrieflagrenrespons)
AGC	Automatic Gain Control
APP	Atrial pacing preference (Atriel pacepræference)
AT	Atrial Tachycardia (Atriel takykardi)
ATP	Antitakykardipacing
ATR	Atrial Tachy Response (Atriel takyrespons)
AV	Atrioventrikulær
BPEG	British Pacing and Electrophysiology Group
BTR	Brady Tachy Response (Brady-takyrespons)
CPR	Kardiopulmonal genoplivning
CRT-D	Defibrillator til kardial resynkroniseringsterapi
EAS	Elektronisk overvågning
EKG	Elektrokardiogram
EF	Ejektionsfraktion
EGM	Elektrogram
EL	Extended Longevity (Forlænget Levetid)
EMI	Elektromagnetisk interferens
EP	Elektrofysiologi, Elektrofysiologisk
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
MICS	Medical Implant Communication Service
MPR	Maximum Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens)
MR-scanning	Magnetisk ressonansscanning (MR-scanning)
MSR	Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens)
MTR	Maximum Tracking Rate (Maksimal trackingfrekvens)

MV	Minute Ventilation
NASPE	North American Society of Pacing and Electrophysiology
NSR	Normal sinusrytme
NSVT	Nonsustained Ventricular Tachycardia (Ikke-vedvarende ventrikulær takykardi)
PAC	Premature Atrial Contraction (Atrial ekstrasystole)
PAT	Paroksyttisk atriek takykardi
PES	Programmed Electrical Stimulation (Programmeret elektrisk stimulation)
PMT	Pacemakermedieret takykardi
POST	Post-Operative System Test (Postoperativ systemtest)
PRM	Programmer/Recorder/Monitor
PSA	Pacing System Analyzer
PTM	Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor)
PVARP	Post-Ventricular Atrial Refractory Period (Postventrikulær atriek refraktærperiode)
PVC	Premature Ventricular Contraction (Ventrikulær ekstrasystole)
RAAT	Right Atrial Automatic Threshold (Højre atriek automatisk tærskel)
RADAR	Radioopdagelse og afstandsbestemmelse
RF	Radiofrekvens
RRT	Respiratory Rate Trend (Trend i respirationsfrekvens)
RTTE	Radio- og telekommunikationsterminaludstyr
RV	Right Ventricular (Højre ventrikulær)
RVAC	Right Ventricular Automatic Capture (Højre ventrikulær automatisk capture)
RVRP	Right Ventricular Refractory Period (Højre ventrikulær refraktærperiode)
SBR	Sudden Bradycardia Response (Pludselig bradykardirespons)
SCD	Pludselig hjertedød
SDANN	Standard Deviation af Gennemsnit Normal-til-Normal R-R intervaller
S-ICD	Subkutant implanteret cardioverter-defibrillator
SVT	Supraventrikulær takyarytmi
TARP	Total Atrial Refractory Period (Samlet atriek refraktærperiode)
TENS	Transkutan elektrisk nervestimulation
V	Ventricular (Ventrikulær)
VF	Ventrikelflimren
VRP	Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode)
VRR	Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering)
VT	Ventricular Tachycardia (Ventrikulær takykardi)

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.

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	1-8
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	1-10
ZIP-telemetrisikkerhed	1-12
Indikationsbaseret programmering (IBP)	1-14
Manuel programmering	1-16
DIVERT THERAPY	1-16
STAT PACE (Akut pace)	1-17
Databehandling	1-17
Patientoplysninger	1-18
Data Storage (Datalagring)	1-18
Device Memory	1-19
Udskriv	1-19
Sikkerhedsmodus	1-19
Backuppacemaker	1-20
PACETERAPIER	2-1
KAPITEL 2	
Paceterapier	2-2
Device modus	2-2
Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus)	2-3
MRI Protection Mode (MR-scanningbeskyttelsesmodus)	2-3
Grundparametre	2-5
Brady Mode (Bradymodus)	2-5
Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) (LRL)	2-8
Maximum Tracking Rate (Maksimal Trackingfrekvens) (MTR)	2-9
Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) (MSR)	2-11
Runaway-beskyttelse	2-12
Pulse Width (Impulsbredde)	2-12
Amplitude	2-13

PaceSafe	2-13
Sensitivitet.....	2-21
Midlertidig bradypacing.....	2-26
Pacing med adaptiv frekvens og sensortrendanalyse	2-26
Pacing med adaptiv frekvens	2-26
Accelerometer	2-27
Minute Ventilation (MV).....	2-31
Sensor Trending (Sensortrendanalyse)	2-40
Atrial Tachy Response (Atriel takyrespons).....	2-43
ATR Mode Switch	2-43
Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering) (VRR)	2-45
Atrial Flutter Response (Atrieflagrenrespons) (AFR)	2-46
PMT Termination (PMT-afbrydelse)	2-46
Atrial Pacing Preference (APP) og ProACT.....	2-48
Rate Enhancements (Frekvensforbedringer)	2-50
Rate Hysteresis (Frekvenshysterese)	2-50
Rate Smoothing (Frekvensudjævning)	2-51
Eksempel på Rate Smoothing baseret på en dobbeltkammer tracking-modus	2-53
Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons)	2-54
Ledningskonfiguration	2-56
Brug af atriel information.....	2-57
Lead Safety Switch (Sikkerhedsmkobler til ledning).....	2-58
AV Delay (AV-forsinkelse).....	2-59
Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse).....	2-59
Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse).....	2-61
AV Search + (AV-søgning +)	2-62
RYTHMIQ	2-63
Refraktær	2-64
A-refraktær - PVARP	2-65
A Refraktær - samme kammer	2-67
RV-refraktær (RVRP)	2-67
Cross-chamber blanking	2-68
Noise Response (Støjrespons).....	2-72
SYSTEMDIAGNOSTIK	3-1
KAPITEL 3	
Oversigtsdialog	3-2
Battery Status (Batteristatus).....	3-2
Ledningsstatus	3-6
Post-Operative System Test (Postoperativ systemtest) (POST).....	3-11
Ledningstests	3-11
Test for Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude)	3-12
Lead Impedance Test (Test af ledningsimpedans).....	3-12
Pace Threshold Test (Pacetærskeltest)	3-13
PATIENTDIAGNOSTIK OG OPFØLGNING	4-1
KAPITEL 4	
Terapiforløb.....	4-2

Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)	4-2
Snapshot	4-8
Histogrammer	4-9
Tællere	4-10
Ventricular Tachy Counters	4-10
Brady-tællere	4-10
Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefrekvens) (HRV)	4-11
Trends	4-14
Post-implantationsfunktioner	4-19
Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) (PTM)	4-19
Magnetfunktion	4-21
ELEKTROFYSIOLOGISK TEST	5-1
KAPITEL 5	
EP-testfunktioner	5-2
Skærbilledet EP Test (EP-test)	5-2
Induktionsmetoder	5-3
Ventrikulær backuppacing under atrie EP-testning	5-3
Programmed Electrical Stimulation (Programmeret elektrisk stimulation) (PES)	5-3
Manual Burst Pacing (Manuel burst-pacing)	5-5
PROGRAMMERBARE INDSTILLINGER	A-1
APPENDIKS A	
SYMBOLER PÅ EMBALLAGEN	B-1
APPENDIKS B	
Symboler på emballagen	B-1

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.

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 1-8
- "Kommunikation med impulsgeneratoren" på side 1-8
- "Indikationsbaseret programmering (IBP)" på side 1-14
- "Manuel programmering" på side 1-16
- "DIVERT THERAPY" på side 1-16
- "STAT PACE (Akut pace)" på side 1-17
- "Databehandling" på side 1-17
- "Sikkerhedsmodus" på side 1-19

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 Wireless Transmitter
- Softwareapplikation ZOOMVIEW model 2869
- 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 test
- Få adgang til terapiforløbsdata
- Gemme et 12 sekunders spor på EKG-/EGM-visningen fra en skærm
- Åbne en interaktiv demonstrationsmodus eller modusen Patient Data (Patientdata) uden en impulsgenerator
- Udskrive patientdata, herunder impulsgeneratorens terapiindstillinger og data for terapiforløb
- Gemme patientdata

Du kan programmere impulsgeneratoren ved hjælp af to metoder: automatisk ved hjælp af IBP eller manuelt.

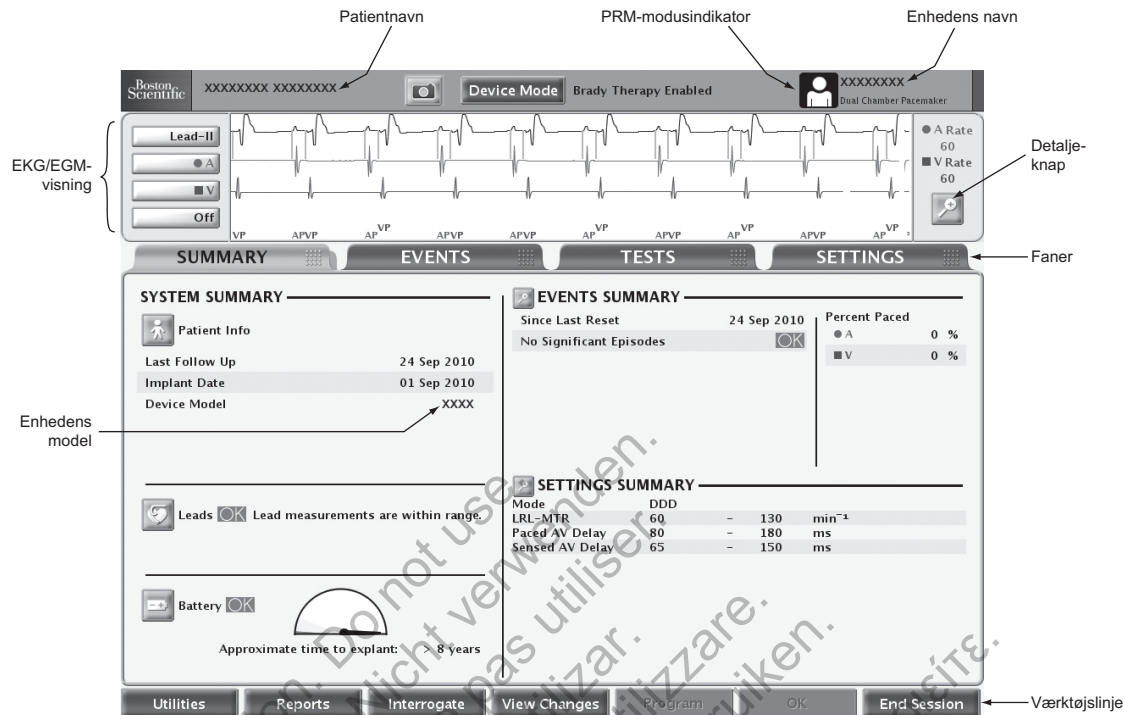
For yderligere oplysninger om brugen af PRM'en eller ZOOM Wireless Transmitter, se brugermanualen til PRM eller Reference Guide til ZOOM Wireless Transmitter.

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 dataeksempler og er i demonstrationsmodus.

EKG/EGM-display

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/senseelektroderne, 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 1-10).

- Du kan til enhver tid gemme et 12 sekunders spor af visningen ECG/EGM (EKG/EGM) ved at trykke på knappen Snapshot fra en hvilken som helst skærm.

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

BEMÆRKNING: I tilfælde af telemetriinterferens kan realtids-intrakardiale EGM-kurver og -markører blive forskudte i forhold til realtids-overflade-EKG-kurver. Når telemetriforbindelsen er blevet bedre, 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/pacede events
- 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
- Trace Speed (Kurvehastighed) – justerer kurvehastigheden (0, 25 eller 50 mm/s). Når hastigheden øges, udvides tidsskalaen/den horisontale skala
- Gain (Forstærkning) – justerer amplitudeskalaen/den vertikale skala (AUTO, 1, 2, 5, 10 eller 20 mm/mV) for hver kanal. Når forstærkningen øges, stiger amplituden i signalet

Der kan udskrives realtids-EGM'er, som omfatter annoterede hændelsesmarkører, 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 (Rapporter) bliver vist.
2. Vælg afkrydsningsfeltet Marker Legend (Markørbeskrivelse).
3. Klik på knappen Print (Udskriv). Marker Legend Report (Markørbeskrivelsesrapport) 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 indstillinger 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 – angiver, at der er valgt en option.



Event (Episode) – angiver, at der er sket en episode. Under gennemsyn af tidslinjen Trends på fanen Events (Episoder) vises der event-ikoner, hver gang der er sket 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.



Snapshot – gør, at programmeren gemmer et 12 sekunders spor af visningen ECG/EGM (EKG/EGM) fra en hvilken som helst skærm.



POST færdig – åbner vinduet Reports (Rapporter) for at udskrive POST-oplysninger i Quick Notes eller Follow-Up Reports (Opfølgingsrapporter).

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.



Aftagning – 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 advarselssknap 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 notifikationsknap 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 visse impulsgeneratormodeller.

Telemetri er påkrævet for at:

- Sendte kommandoer fra PRM'en, som f.eks.:
 - INTERROGATE
 - PROGRAM
 - 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

ZIP Telemetry (ZIP-telemetri)

ZIP-telemetri er tilgængelig på ACCOLADE-, PROPONENT- og ESSENTIO-enheder og bruger en sendefrekvens på 402 til 405 MHz. ZIP-telemetri er tilgængelig på FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- and ADVANTIO-enheder og bruger en sendefrekvens på 869,85 MHz.

ZIP-telemetri er en indstilling med tovejs-RF-kommunikation uden brug af telemetrihoved, der gør kommunikation mellem PRM-systemet og disse impulsgeneratorer med RF-funktion mulig.

- For ACCOLADE-, PROPONENT- og ESSENTIO-enheder aktiveres RF-kommunikation af ZOOM Wireless Transmitter, 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.

- Når en telemetrisession med brug af telemetrikontrol startes for FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder, kontrollerer PRM'en impulsgeneratorens telemetriefunktion. Hvis PRM'en registrerer en impulsgenerator med ZIP-telemetriefunktion, vises der en besked om, at ZIP-telemetri er mulig, og at telemetrikontrol kan fjernes. Ellers fortsætter sessionen med kommunikation via telemetrikontrol.

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

- 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 telemetrikontrol 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 telemetrikontrol er stadig tilgængelig, uanset om der anvendes ZIP-telemetri.

Start af en telemetrisession med brug af telemetrikontrol

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

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

Start af en ZIP-telemetrisession

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

1. For ACCOLADE-, PROPONENT- og ESSENTIO-enheder skal det kontrolleres, at ZOOM Wireless Transmitter 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 telemetrikontrol. Kontrollér, at telemetrikontrols ledning befinder sig inden for rækkevidde af impulsgeneratoren, så telemetri med brug af telemetrikontrol er mulig om nødvendigt.
3. Hold telemetrikontrol i position, indtil der enten vises en meddelelse, der angiver, at telemetrikontrol kan fjernes fra impulsgeneratoren, eller ZIP-telemetrikontrollampen lyser 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

Følgende ZIP-telemetrisikkerhedsoplysninger gælder for enheder, der bruger en sendefrekvens på 402 til 405 MHz.

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 Wireless Transmitter er sluttet til PRM'en via USB-kablet
- Indikatorlampen oven på ZOOM Wireless Transmitter 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 (Eksplantation)
- Impulsgeneratorens batterikapacitet er ikke opbrugt
- Impulsgeneratoren er ikke i MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus)

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. Eksempler på enheder, der kan forårsage interferens i frekvensbåndet på 869,85 MHz, omfatter:

- Trådløse telefonhåndsat eller basestationer
- Visse patientmonitoreringssystemer

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 telemetrihoved, når ZIP-telemetri ikke er mulig.

Hvis ZIP-telemetri ikke er mulig på grund af interferens, eller hvis ZOOM Wireless Transmitter-systemet ikke er tilsluttet eller ikke fungerer korrekt, kan der etableres telemetrikontakt med PRM'en via kommunikation med telemetrihoved. 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 Wireless Transmitter 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 telemetrihovedet skal anbringes inden for impulsgeneratorens rækkevidde

ZIP-telemetri fungerer konsekvent med kommunikation via telemetrihoved – der kan ikke færdiggøres et programmeringstrin, før hele programmeringskommandoen er blevet modtaget og bekræftet at 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 telemetrihovedet 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 Wireless Transmitter, der er forbundet til PRM'en eller ved at anvende standardtelemetri med telemetrihoved. Der vil ikke være nogen afbrydelser af enhedens funktionalitet eller terapi i denne periode.

BEMÆRKNING: Når der anvendes både ZIP-telemetri og telemetri med telemetrihoved (for eksempel ved skift fra ZIP-telemetri til telemetrihoved på grund af interferens), kommunikerer impulsgeneratoren så vidt muligt med programeren via ZIP-telemetri. Hvis der udelukkende ønskes telemetri med telemetrihoved, indstilles Communication Mode (Kommunikationsmodus) (åbnes ved valg af knappen Utilities (Hjælpefunktioner)) til brug af telemetrihoved 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 modusen Storage (Opbevaring) ved interrogering). Der skal anvendes telemetri med telemetrihoved 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-telemetrikanalene.

ZIP-telemetriefunktionen kan forbedres ved at flytte ZOOM Wireless Transmitter. Hvis ZIP-telemetriefunktionen ikke er tilfredsstillende kan der i stedet anvendes telemetri med telemetrihoved.

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 ZOOM Wireless Transmitter inden for en afstand af 3 m fra impulsgeneratoren og fjerne eventuelle forhindringer mellem ZOOM Wireless Transmitter og impulsgeneratoren.

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

Undlad at placere ZOOM Wireless Transmitter 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 ZOOM Wireless Transmitter og impulsgeneratoren. Personer eller genstande, der midlertidigt bevæger sig mellem ZOOM Wireless Transmitter 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.

ZIP-telemetrisikkerhed

Følgende ZIP-telemetrisikkerhedsoplysninger gælder for enheder, der bruger en sendefrekvens på 869,85 MHz.

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
- Impulsgeneratoren er forsynet med RF-kommunikationsteknologi
- Kanalen for ZIP-telemetri kan benyttes
- 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 (Eksplantation)
- Impulsgeneratorens batterikapacitet er ikke opbrugt
- Impulsgeneratoren er ikke i MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus)

For at overholde lokale kommunikationsregler og -bestemmelser bør ZIP-telemetri ikke anvendes, hvis impulsgeneratoren har overskredet sin normale driftstemperatur på 20 °C-43 °C (68 °F-109 °F).

Kommunikation er mulig mellem en PRM'er og en impulsgenerator ad gangen. Hvis der allerede foregår en kommunikationssession mellem PRM og impulsgenerator i nærheden, vil det ikke være tilladt at starte endnu en session. Kommunikation med telemetrihoved vil derfor være nødvendig i dette tilfælde.

PRM'en fortæller, hvis ZIP-telemetri ikke er mulig, fordi der allerede foregår andre sessioner.

RF-signaler i det samme frekvensbånd, som systemet bruger, kan forstyrre ZIP-telemetrikommunikation. Disse forstyrrende signaler omfatter:

- Signaler fra andre RF-kommunikationssessioner mellem impulsgeneratorer og PRM-systemer efter, at det maksimale antal separate sessioner er nået. Andre impulsgeneratorer og PRM'er i nærheden, der anvender ZIP-telemetri, kan forhindre ZIP-telemetrikommunikation.
- Interferens fra andre RF-kilder.

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. Eksempler på enheder, der kan forårsage interferens i frekvensbåndet på 869,85 MHz, omfatter:

- Trådløse telefonhåndsæt eller basestationer
- Visse patientmonitoreringssystemer

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, kan der etableres telemetrikontakt med PRM'en ved hjælp af telemetrikontrol. Systemet giver følgende feedback for at vise, at ZIP-telemetri ikke er mulig:

- Indikatorlampen for ZIP-telemetri på PRM'en slukker
- Hvis eventmarkører og/eller EGM'er er aktive, afbrydes overførslen af eventmarkører og/eller EGM'er
- 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 PRM'en eller 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 programeren 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 modusen Storage (Opbevaring) ved interrogering). Der skal anvendes telemetri med telemetrikontrol for at genetablere kontakt med impulsgeneratoren, når denne periode er udløbet.

BEMÆRKNING: PRM'en opererer i et landespecifikt frekvensområde. PRM'en bestemmer, hvilket ZIP-frekvensområde impulsgeneratoren skal anvende, afhængigt af den pågældende model. Hvis PRM'ens og impulsgeneratorens ZIP-frekvensområde ikke stemmer overens, angiver det, at patienten er rejst uden for det land, hvori impulsgeneratoren blev implanteret. PRM'en viser en meddelelse om, at der ikke kan anvendes ZIP-telemetri. Patientens impulsgenerator kan dog stadig interrogeres ved hjælp af telemetrihovedet. Kontakt Boston Scientific vha. oplysningerne på manualens bagside, hvis interrogering uden for implantationslandet er nødvendig.

Overvejelser omkring reduktion af interferens

Øgning af afstanden til kilden til de forstyrrende signaler kan gøre det muligt at anvende ZIP-telemetrikanaalen. Der anbefales en minimumsafstand på 14 m mellem kilden til interferens (med et gennemsnitligt output på 50 mW eller mindre) og både impulsgeneratoren og PRM'en.

ZIP-telemetrikommunikationen kan forbedres, hvis PRM'en eller dens antenne flyttes. Hvis ZIP-telemetriefunktionen ikke er tilfredsstillende, kan der om ønsket anvendes telemetri ved hjælp af et telemetrihoved.

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

Signalkvaliteten kan forbedres ved at sørge for, at der ikke er nogen forhindringer (f.eks. udstyr, metalinventar, personer eller vægge) mellem PRM'en og impulsgeneratoren. Personer eller genstande, der midlertidigt bevæger sig mellem PRM'en 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.

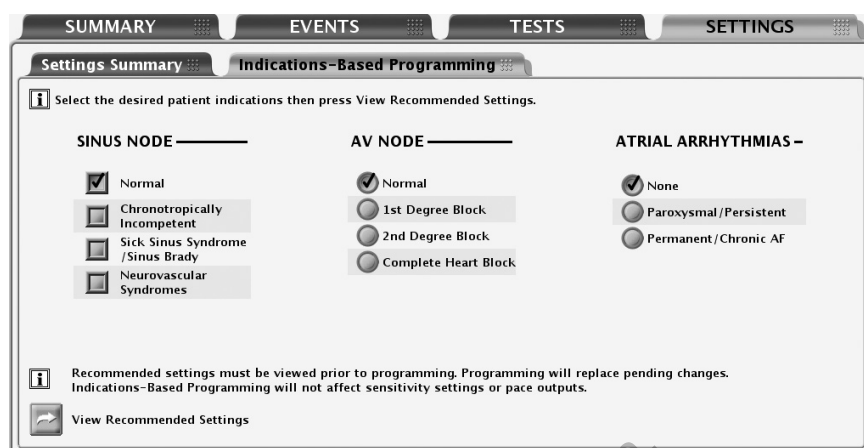
INDIKATIONSBASERET PROGRAMMERING (IBP)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-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 1-15).



Figur 1-2. Skærbilledet Indications-based Programming

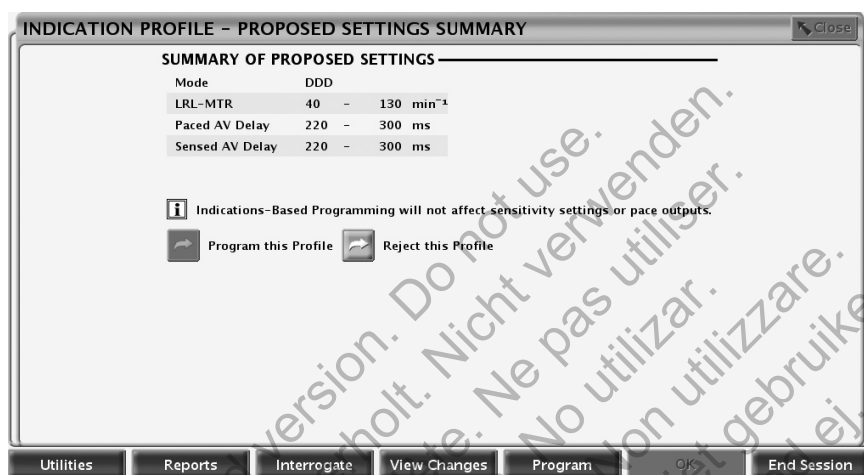
Indikationerne er grupperet i generelle kategorier som illustreret ovenfor. Formålet med hver kategori af indikationer beskrives herunder:

- Sinus Node (Sinusknude)
 - 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.
 - Hvis Neurovascular Syndromes (Neurovaskulære syndromer) vælges, er formålet at levere Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons).
- AV Node (AV-knude)
 - 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.
- 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 og angive atriell sensing til Off (Fra).

BEMÆRKNING: De valgte indstillinger for AF og Sinus Node (Sinusknude) kan have indvirkning på den foreslåede værdi for indstillingen Normal/1st Degree Block (1.-grads blok) af AV Node (AV-knude).

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 1-16).

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

Skærbilledet 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 (Afvis denne profil) for at afvise de foreslåede indstillinger. Denne handling medfører, at du vender tilbage til hovedskærbilledet 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 indstillinger" på side A-1 for detaljerede lister over tilgængelige indstillinger.

DIVERT THERAPY

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

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

Tasten DIVERT THERAPY kan desuden anvendes til at afslutte MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus).

STAT PACE (AKUT PACE)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

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

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 (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) og MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus).

FORSIGTIG: Når en impulsgenerator er programmeret til indstillinger under STAT PACE, fortsætter den med at pace ved højenergiværdier under STAT PACE, hvis den ikke omprogrammeres. Brugen af parametre under STAT PACE vil sandsynligvis reducere enhedens levetid.

STAT PACE-parameterværdierne er vist nedenfor (Tabel 1-2 på side 1-17).

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
Lead Configuration (Ledningskonfiguration) (Pace/Sense)	Unipolar (Unipolær)

BEMÆRKNING: STAT PACE-pacemodus er AAI for enkeltkammerenheder programmeret til AAI(R) eller AOO.

DATABASEHANDLING

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.

Patientoplysninger

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Oplysninger om patienten kan gemmes i impulsgeneratorens hukommelse. Oplysningerne er tilgængelige fra skærmen Summary (Opsummering) 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 interrogerer 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 automatisk. Tilsvarende, hvis data om patientens kondition ændres i Minute Ventilation, ændres den tilsvarende værdi i Patient Information (Patientoplysninger) automatisk.

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

Data Storage (Datalagring)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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 (Hjælpefunktioner) 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 ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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 1-18).*

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:

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

SIKKERHEDSMODUS

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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:

- Der kan ikke anvendes ZIP-telemetri til kommunikation med PRM'en, når Safety Mode (Sikkerhedsmodus) er aktiv. Der skal i stedet benyttes telemetri med telemetrikabel.
- LATITUDE NXT advarer om, at Safety Mode (Sikkerhedsmodus) er blevet aktiveret.
- 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 parametre:

BEMÆRKNING: I enkeltkammerpacemakere skelner Safety Mode (Sikkerhedsmodus) ikke mellem ledningsplaceringen. Der leveres paceterapi med de parametre, der er anført nedenfor, uanset, om ledningen er placeret i atriet eller ventriklen. Hvis ledningen er placeret i det højre atrium, viser skærmen Safety Mode (Sikkerhedsmodus) alligevel, at der leveres ventrikulær terapi. I dobbeltkammerpacemakere leveres der kun pacing i ventriklen i Safety Mode (Sikkerhedsmodus).

- Brady Mode (Bradymodus) – VVI
- LRL – 72,5 min⁻¹
- Impuls-Amplitude – 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

BEMÆRKNING: Safety Mode (Sikkerhedsmodus) deaktiverer desuden Magnet Response (Magnetrespons).

ADVARSEL: Hvis impulsgeneratoren starter Safety Mode (Sikkerhedsmodus) fra MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus), vil der ikke forekomme backup-pacing i følgende situationer:

- hvis der ikke er en bipolar ventrikulær paceledning til stede
- hvis pacemodus under indstillingerne for MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) er programmeret til Off (Fra), vil impulsgeneratoren fortsætte permanent med pacemodus programmeret til Off (Fra), og patienten vil ikke modtage paceterapi, før impulsgeneratoren er erstattet

FORSIGTIG: Bemærk, at følgende backup-paceparametre vil være forskellige fra den normale funktion af Safety Mode (Sikkerhedsmodus), hvis impulsgeneratoren var i MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) (med pacemodus indstillet til en anden værdi end Off (Fra)), da den vendte tilbage til Safety Mode (Sikkerhedsmodus):

- Brady Mode(Bradymodus) – VOO
- RV Lead Configuration (RV-ledningskonfiguration) – Bipolar (Bipolær)
- RV Refractory Period (Refraktærperiode) (RVRP) – ikke relevant pga. asynkron pacing
- RV Sensitivity (Sensitivitet) – ikke relevant pga. asynkron pacing
- Noise Response (Støjrespons) – ikke relevant pga. asynkron pacing

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden!
Version obsolete. Ne pas utiliser.
Versione obsoleta. 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.

PACETERAPIER

KAPITEL 2

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "Paceterapier" på side 2-2
- "Device modus" på side 2-2
- "Grundparametre" på side 2-5
- "Midlertidig bradypacing" på side 2-26
- "Pacing med adaptiv frekvens og sensortrendanalyse" på side 2-26
- "Atrial Tachy Response (Atrial takyrespons)" på side 2-43
- "Rate Enhancements (Frekvensforbedringer)" på side 2-50
- "Ledningskonfiguration" på side 2-56
- "AV Delay (AV-forsinkelse)" på side 2-59
- "Refraktær" på side 2-64
- "Noise Response (Støjrespons)" på side 2-72

PACETERAPIER

Bradykardipacefunktionen er uafhængig af enhedens takykardidetektionsfunktion med undtagelse af interval-til-interval sensing.

Enkeltkammer- og dobbeltkammerpacemakere giver atriell og/eller ventrikulær sensing og pacing, inklusive modi med adaptiv frekvens.

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.

Yderligere optioner

- Temporary Bradycardia Pacing (Midlertidig bradykardipacing) – giver klinikerne mulighed for at undersøge forskellige terapier, mens de tidligere programmerede normale paceindstillinger bibeholdes i impulsgeneratorens hukommelse ("Midlertidig bradypacing" på side 2-26).
- STAT PACE – initierer akut ventrikulær pacing ved høje outputindstillinger på kommando fra PRM'en ved hjælp af telemetrikommunikation ("STAT PACE (Akut pace)" på side 1-17).
- Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse) – giver mulighed for asynkron pacing ved de programmerede output og LRL på kommando fra programmen ("Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus)" på side 2-3).
- MRI Protection (MR-scanningsbeskyttelse) – ændrer visse af impulsgeneratorens funktioner for at minimere de risici, der er forbundet med at udsætte pacingsystemet for MR-scanningsmiljøet ("MRI Protection Mode (MR-scanningbeskyttelsesmodus)" på side 2-3).

DEVICE MODUS

Når impulsgeneratoren er programmeret ud af Storage-modus (Opbevaringsmodus), er følgende device indstillinger tilgængelige for enheden:

- Brady Therapy Enabled (Bradyterapi aktiveret)—angiver, at impulsgeneratoren leverer normal paceterapi. Denne modus kan ikke vælges, men indstilles automatisk så længe Brady Mode (Bradymodus) programmeres til noget andet end Off.
- Brady Therapy Off (Bradyterapi fra)—angiver, at impulsgeneratoren ikke leverer nogen terapi. Denne modus kan ikke vælges, men indstilles automatisk, når Brady Mode (Bradymodus) programmeres til Off.
- Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsestilstand)—giver mulighed for asynkron pacing ved de programmerede output og LRL på kommando fra programmen. Denne modus aktiveres ved hjælp af knappen Device Mode (Enhedsmodus).
- MRI Protection Mode (MR-scanning beskyttelsesmodus)—ændrer visse af impulsgeneratorens funktioner for at minimere de risici, der er forbundet med at udsætte pacingsystemet for MR-scanningsmiljøet. Denne modus aktiveres ved hjælp af knappen Device Mode (Enhedsmodus).

- Safety Mode (Sikkerhedsmodus)—aktiveres automatisk af impulsgeneratoren, når den registrerer en uoprettelig fejl. Denne modus kan ikke vælges ("Sikkerhedsmodus" på side 1-19).

Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) giver mulighed for asynkron pacing ved de programmerede output og LRL. Takyarytmidetektion 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 (Bradymodus)). De øvrige paceparametre forbliver ved de programmerede indstillinger (inklusive paceoutput). Hvis Brady Mode (Bradymodus) er indstillet til Off (Fra), før aktivering af Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse), vil den forblive Off (Fra) under Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse). Når først Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse) er aktiveret, kræver den ikke konstant telemetri for at forblive aktiv.

Når Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse) er annulleret, vender Brady Mode (Bradymodus) tilbage til den tidligere programmerede indstilling.

Efter forsøg på at aktivere Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) kontrolleres meddelelsen på PRM'ens skærm, som bekræfter, at Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse) er aktiv.

Med undtagelse af STAT PACE bliver ingen programmerstyrede terapier, diagnostiske test eller udskrivning af rapporter tilladt, mens Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) er aktiveret.

Anbringelse af en magnet, mens enheden er i Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelse), har ingen indvirkning på pacefrekvensen.

Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) aktiveres og deaktiveres ved at følge nedenstående trin:

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

MRI Protection Mode (MR-scanningbeskyttelsesmodus)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE MRI-, PROPONENT MRI-, ESSENTIO MRI-, FORMIO MRI-, VITALIO MRI-, INGENIO MRI- og ADVANTIO MRI-enheder.

Der henvises til ImageReady MR m/forbehold-pacingsystemets tekniske guide til MR-scanning for en komplet beskrivelse af MRI Protection Mode (MR-scanningbeskyttelsesmodus) samt yderligere oplysninger om ImageReady MR m/forbehold-pacingsystemet.

ADVARSEL: Medmindre alle brugsbetingelserne for MR-scanning m/forbehold er overholdt, vil MR-scanning af patienten ikke leve op til kravene for MR m/forbehold for det implanterede system, hvilket kan resultere i væsentlig skade eller død for patienten og/eller beskadigelse af det implanterede system.

For yderligere advarsler, forholdsregler, brugsbetingelser og mulige uønskede hændelser, der gælder, når brugsbetingelserne er overholdt eller ikke er overholdt, henvises der til teknisk guide til MR-scanning.

MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) giver mulighed for asynkron pacing (eller pacing indstillet til Off (Fra)) med følgende faste og programmerbare parametre:

- Indstillinger for pacemodus omfatter bl.a. asynkron pacing eller ingen pacing (DOO, AOO, VOO eller Off (Fra)).
- Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) er nominelt indstillet til 20 min⁻¹ over start-LRL og kan programmeres i normale stigningstrin. For både den nominelle indstilling baseret på LRL og den programmerbare indstilling er maksimumsværdien 100 min⁻¹.
- Den atrielle impulsamplitude og ventrikulære impulsamplitude er nominelt indstillet til 5,0 V og kan programmeres i normale stigningstrin mellem 2,0 V og 5,0 V.
- AV Delay (AV-forsinkelse) er fastsat til 100 ms
- Pulse Width (Impulsbredde) er fastsat til 1,0 ms for begge kamre
- En time-out-funktion er nominelt indstillet til 24 timer med programmerbare værdier på Off (Fra), 12, 24 og 48 timer

Når MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) er aktiv, suspenderes følgende funktioner:

- PaceSafe RV Automatic Capture (RV automatisk capture)
- PaceSafe RA Automatic Threshold (PaceSafe RA automatisk tærskel)
- Sensing af hjertet
- Daily diagnostics (Daglig diagnostik) (Lead Impedance (Ledningsimpedans), Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude), Pace Threshold (Pacetærskel))
- Bevægelses- og respirationssensorer
- Magnet Response (Magnetrespons)
- ZIP Telemetry (ZIP-telemetry)
- Monitorering af batterispænding

Følgende forhold i enheden afholder brugeren fra at kunne aktivere MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus):

- Status på batterikapaciteten er Depleted (Opbrugt)
- Impulsgenerator er i modusen Storage (Opbevaring)
- Impulsgenerator er i Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus)
- Impulsgenerator er i Safety Core-funktion (Safety Mode) (Sikkerhedsmodus)

- Diagnostisk test er i gang
- EP Test (EP-test) er i gang

Visse forhold i impulsgeneratoren og/eller systemet vil medføre, at en anmodning fra brugeren om at aktivere MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) afslås. Disse omfatter:

- En ventrikulær episode som detekteret og anerkendt af impulsgeneratoren er i gang
- Tilstedeværelsen af en magnet detekteres af magnetsensoren
- Impulsgeneratoren er i modusen STAT PACE
- Unipolær pacekonfiguration i kammer/kamre, hvor der vil ske pacing i MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus)

MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) afbrydes ved manuel afslutning eller ved indstilling af en bruger-programmeret automatisk time-out-periode (der henvises til Teknisk Guide til MR-Scanning for anvisninger i programmering af MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus)). STAT PACE og DIVERT THERAPY kan også afbryde MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus).

Der er adgang til MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) via knappen Device Mode (Device modus). Ved valg af MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) startes en sekvens af dialogboks til bedømmelse af patientens egnethed og parathed og patientens pacesystem til at få foretaget en MR m/forbehold scanning. Se Teknisk Guide til MR-Scanning for detaljerede anvisninger til programmering, brugsbetingelserne og en komplet liste over MR-relaterede advarsler og forholdsregler.

GRUNDPARAMETRE

Normal Settings (Normalindstillinger) omfatter følgende:

- Paceparametre, som kan programmeres uafhængigt af parametrene for midlertidig pacing
- Pacing and Sensing (Pacing og sensing)
- Ledninger
- Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) og Sensor Trending (Sensortrendanalyse)

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 ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

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

DDD og DDDR

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

DDI og DDIR

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

VDD og VDDR

Ved fravær af sensedede P- og R-takker leveres paceimpulser til ventriklen ved LRL (VDD) eller ved den sensorindikerede frekvens (VDDR). En sensed P-tak vil starte AV Delay (AV-forsinkelse). Ved afslutningen på AV Delay (AV-forsinkelse) 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 sensedede 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 sensedede events leveres paceimpulser til atriet ved LRL (AAI) eller ved den sensorindikerede frekvens (AAIR). En sensed P-tak eller en pacet atriell event vil bestemme timingen af den næste atrielle pace.

DOO

Paceimpulser leveres asynkront til atriet og ventriklen ved LRL adskilt af AV Delay (AV-forsinkelse). Spontane events vil hverken inhibere eller trigge pacing i noget kammer.

BEMÆRKNING: DOO-modus i magnetmodus for DDD(R)- og DDI(R)-modus.

- Kan anvendes peroperativt til at reducere risikoen for inhibering, når der er kilder til overledt elektrisk strøm til stede

BEMÆRKNING: Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) er så vidt muligt den foretrukne option.

VOO

Paceimpulser leveres asynkront til ventriklen ved LRL. Spontane events vil hverken inhibere eller trigge pacing i ventriklen.

BEMÆRKNING: VOO-modus i magnetmodus for VVI(R)- og VDD(R)-modus.

- Kan anvendes peroperativt til at reducere risikoen for inhibering, når der er kilder til overledt elektrisk strøm til stede

BEMÆRKNING: *Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) er så vidt muligt den foretrukne option.*

AOO

Paceimpulser leveres asynkront til atriet ved LRL. Spontane events vil hverken inhibere eller udløse pacing i atriet.

BEMÆRKNING: *AOO-modus i magnetmodus for AAI(R)-modus.*

- Kan anvendes peroperativt til at reducere risikoen for inhibering, når der er kilder til overledt elektrisk strøm til stede

BEMÆRKNING: *Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) er så vidt muligt den foretrukne option.*

Enkeltkammermodi

Enkeltkammerimpulsgeneratorer kan programmeres til VVI(R)-, AAI(R)-, VOO- eller AOO-modus for at specificere ledningspositionen.

BEMÆRKNING: *Hvis der angives en ledningsposition på skærbilledet Patient Information (Patientoplysninger), skal Brady Mode (Bradymodus) følge den pågældende ledningsposition.*

Nogle funktioner kan opføre sig anderledes eller blive utilgængelige under følgende forhold:

- I en dobbeltkammerenhed programmeret til en enkeltkammermodus
- I en enkeltkammerenhed programmeret til AAI(R)

Dobbeltkammermodi

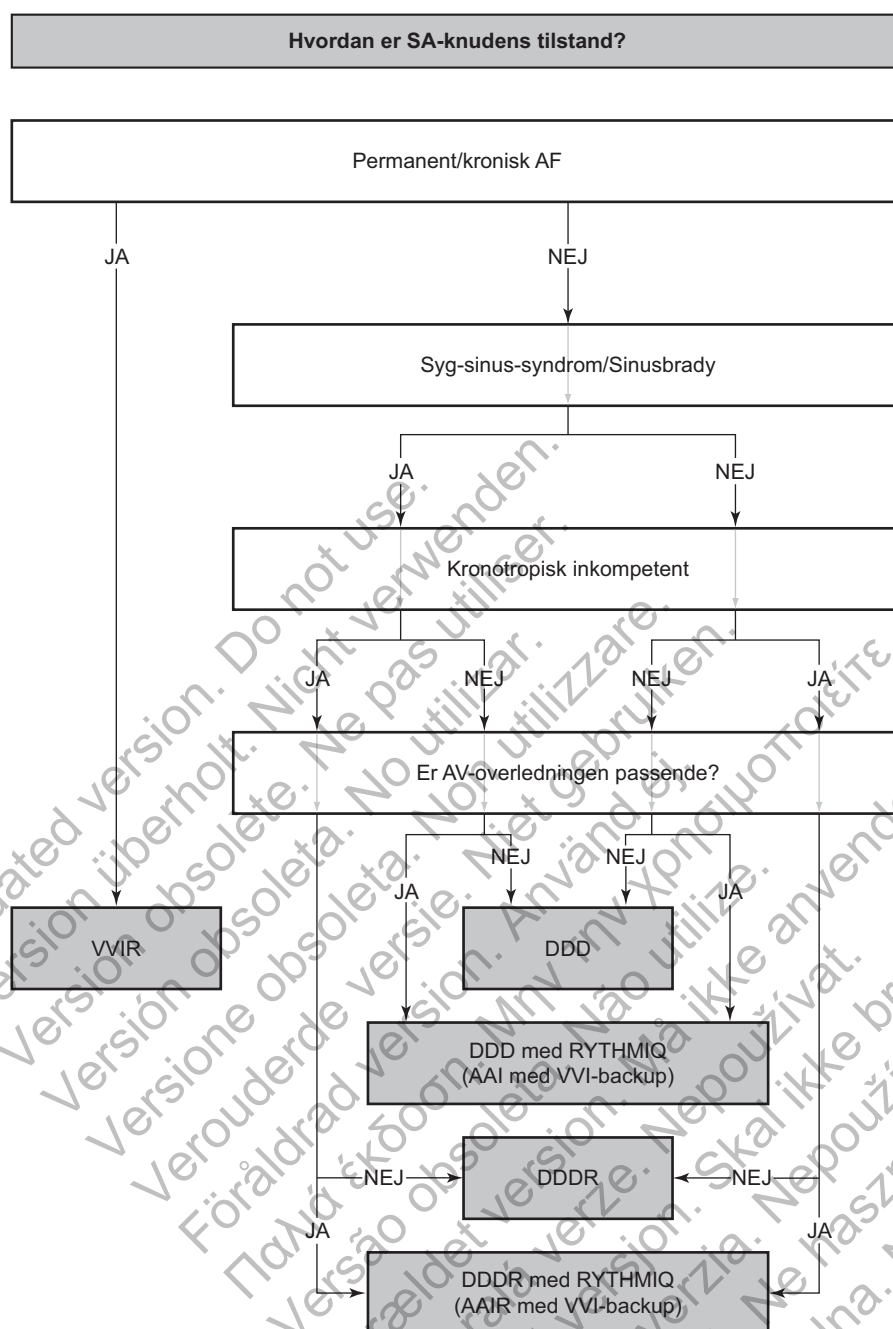
DDD(R)- og VDD(R)-modi må ikke anvendes i følgende tilfælde:

- 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)-, AAI(R)-, DOO og AOO-modus kan atriell 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 atriell pacing.

Nedenstående grafiske fremstilling kan anvendes til at hjælpe klinikerne med at finde den mest velegnede modus for en bestemt patient.



Figur 2-1. Beslutningstræ over optimale pacemodi

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

FORSIGTIG: Hvis en dobbeltkammerenhed programmeres til AAI(R), skal det sikres, at der er en fungerende RV-ledning til stede. Hvis der ikke er en fungerende RV-ledning til stede, kan programmering til AAI(R) føre til undersensing eller oversensing.

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

Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) (LRL)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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-forsinkelse) udløber), skifter timingbasis fra ventrikulært baseret timing til modificeret atrielt baseret timing (Figur 2-2 på side 2-9). Dette skift i timingbasis sikrer nøjagtige pacefrekvenser, da forskellen mellem den spontane AV-overledning og den programmerede AV Delay (AV-forsinkelse) anvendes på det næste V-A-interval.

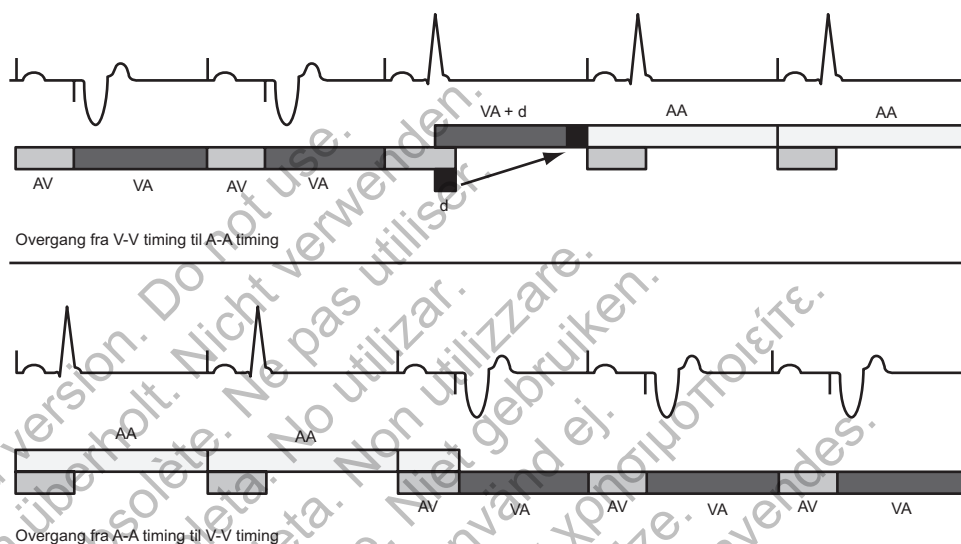


Illustration af timingovergange (d = forskellen mellem AV Delay (AV-forsinkelsen) og AV-intervallet i den første cyklus, hvorunder der forekommer spontan overledning. Værdien af d anvendes på det næste V-A-interval for at give en jævn overgang uden at påvirke A-A-intervaller).

Figur 2-2. LRL-timingovergange

Maximum Tracking Rate (Maksimal Trackingfrekvens) (MTR)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

MTR er den maksimale frekvens, hvorved den pacede ventrikulære frekvens sporer i forholdet 1:1 med ikke-refraktære sensede atrielle hændelser ved fravær af en senset ventrikulær hændelse 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 sinusknudedefunktion
- 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 senset, højre-ventrikulær event inden for det programmerede AV Delay (AV-forsinkelse). 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 (AV-forsinkelse), 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 (AV-forsinkelse) + 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 + (AV-søgning +) ved beregning af TARP-intervallet ("AV Search + (AV-søgning +)" på side 2-62).

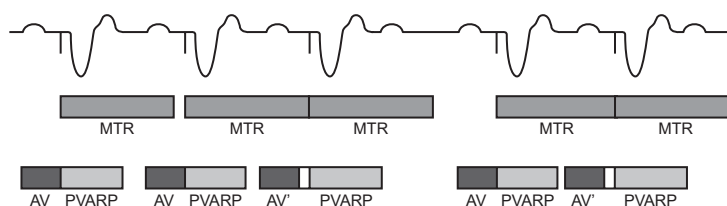
Hurtige ændringer i den paced ventrikulære frekvens (f.eks. Wenckebach-lignende, 2:1-blok) forårsaget af sensed atrielle frekvenser over MTR kan dæmpes eller elimineres ved implementering af enhver af følgende:

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

BEMÆRKNING: Med henblik på atriell takykardidetektion og opdateringer af histogram detekteres atrielle events under hele hjertecyklen (undtagen under atriell blanking) inklusive AV Delay (AV-forsinkelse) og PVARP.

Eksempler

Hvis den atrielle frekvens overskrider MTR, bliver AV Delay (AV-forsinkelse) progressivt forlænget (AV'), indtil en tilfældig P-tak ikke trackes, fordi den falder inden for den atrielle refraktærperiode (Figur 2-3 på side 2-11). Dette resulterer i et lejlighedsvist tab af 1:1 tracking, da impulsgeneratoren synkroniserer sin paced ventrikulære frekvens til den næste sporede P-tak (pacemaker-Wenckebach).



Figur 2-3. Wenckebach-adfærd ved MTR

En anden type impulsgeneratoradfærd ved øvre frekvens (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 2-4 på side 2-11). 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 hændelser falde inden for TARP-perioden, hvilket medfører, at impulsgeneratoren kun sender hver tredje eller hver fjerde P-tak. Blokken forekommer da ved frekvenser som 3:1 eller 4:1.

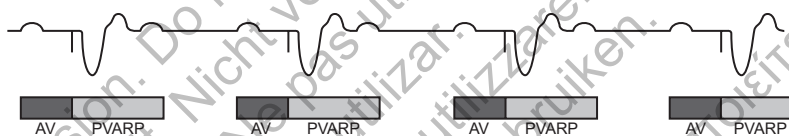


Illustration af pacemaker 2:1-blok, hvor hver anden P-tak falder inden for PVARP-intervallet.

Figur 2-4. Pacemaker 2:1-blok

Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) (MSR)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

MSR er den maksimalt tilladte pacefrekvens som resultat af frekvensadaptiv sensorskontrol.

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

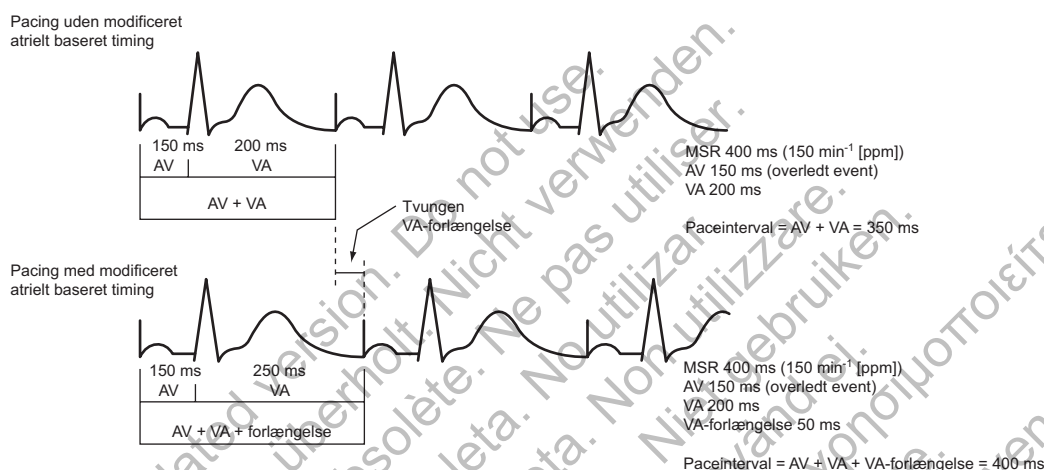
BEMÆRKNING: Hvis impulsgeneratoren fungerer i modusen DDDR eller VDDR, kan MSR og MTR programmeres uafhængigt til forskellige værdier.

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 atrieaktivitet.

FORSIGTIG: Pacing med adaptiv frekvens begrænses ikke af refraktærperioder. En lang refraktærperiode programmeret i kombination med en høj 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) for at optimere sensingvinduer. Hvis du programmerer en fastsat AV Delay (AV-forsinkelse), skal du overveje sensingresultaterne.

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 2-5 på side 2-12).



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 2-5. 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: Runaway-beskyttelse er ikke en absolut garanti for, at runaway ikke kan forekomme.

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

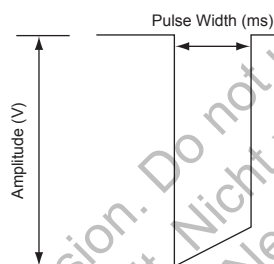
Pulse Width (Impulsbredde)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

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

Følgende skal tages i betragtning ved programmering af Pulse Width (Impulsbredde):

- 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 (Impulsbredde). En fordobling af Pulse Width (Impulsbredde) fordobler den leverede energi. Programmering til en kortere Pulse Width (Impulsbredde) samtidig med opretholdelsen af en passende sikkerhedsmargin kan øge batteriets levetid. For at undgå tab af registrering skal der udvises forsigtighed ved programmeringen af permanente værdier for Pulse Width (Impulsbredde) på under 0,3 ms (Figur 2-6 på side 2-13).



Figur 2-6. Impulskurveform

Amplitude

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Impulsamplituden, eller outputimpulsens spænding, måles ved outputimpulsens forkantspænding (Figur 2-6 på side 2-13).

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 (Fra). Det betyder, at Amplitude reelt indstilles til Off (Fra) 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 (Til), 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 (Automatisk tærskel for højre atrium) (RAAT)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO- og VITALIO-enheder.

PaceSafe RAAT er beregnet til dynamisk at justere det atrielle paceoutput med henblik på at sikre registrering 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. Det er vigtigt at angive på skærbilledet Patient Information (Patientoplysninger), at der anvendes en bipolar ledning, navnlig hvis konfigurationen af atrielle Pace- og Sense-ledninger er programmeret til Unipolar (Unipolar).

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 (Atriell amplitude). Hvis det atrielle output programmeres til Auto, justeres Pulse Width (Impulsbredde) 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 unipolar konfiguration, og der kan forekomme en afvigelse mellem den unipolare og bipolare tærskel. Hvis den bipolare tærskel er mere end 0,5 V højere end den unipolare tærskel, bør det overvejes at programmere en fast Atrial Amplitude (Atriell amplitude) eller at programmere den atrielle Pace Lead Configuration (Paceledningskonfiguration) til Unipolar (Unipolar).

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.

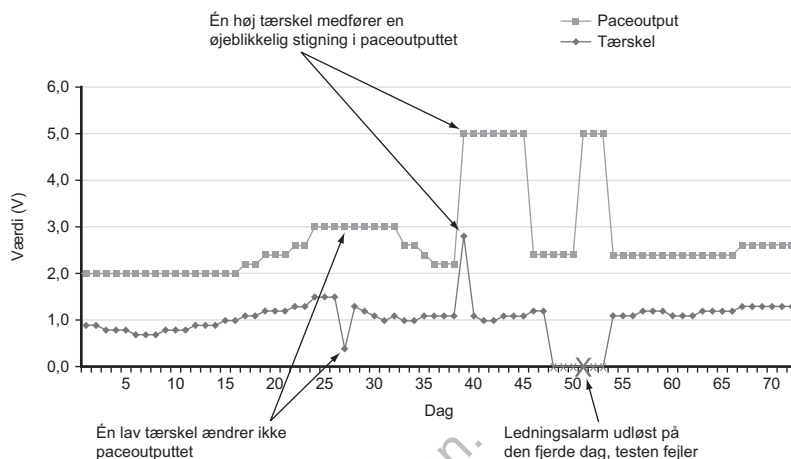
RAAT-algoritmen måler så den atrielle pacetærskel hver dag og justerer spændingsoutputtet. Under testen måler RAAT et fremkaldt responssignal for at få bekræftet, at der sker capture af atriet ved hvert atriell paceoutput. Hvis enheden gentagne gange ikke kan måle et fremkaldt responssignal af tilstrækkelig 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 kontaktiladen mellem ledning og væv.

Hvis testen er vellykket, justeres Atrial Amplitude (Atriell amplitude) til 2 X den højest målte tærskel for de sidste syv vellykkede ambulante test (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 2-7 på side 2-15).

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 2-7. Effekten af tærskelændring på RAAT-paceoutput

Ambulant atrie automatisk tærskelmåling

Testning anvender en RA-spids >> kapsel (unipolær) pacevektor og en RA-ring >> kapsel (unipolær) sensevektor, uanset om ledningen er programmeret til Unipolar eller Bipolar Pace/Sense (Unipolær eller bipolar 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 modusen til DDD(R) under 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 (Pacet AV-forsinkelse) er fastsat til 85 ms.
- Sensed AV Delay (Senset 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 pacede slag, 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 VT Detection Rate (VT-detektionsfrekvens).

Efter de indledende paceimpulser vil impulsgeneratoren mindske det atrielle output i trin for hver 3. paceimpuls, 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 sensed events), 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 (Tærskeltest) 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 (Tærskeltest) en fejlkode med angivelse af årsagen til, at testen fejlede, og outputtet vender tilbage til det tidligere indstillede niveau (Tabel 2-1 på side 2-17).

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 (Testtype) 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 (Arytmilogbog) ("Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 4-2). 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 resultater for Threshold Test (Tærskeltest) samt testfejlkode og ledningsalarmer på skærbillederne Daily Measurement (Daglig måling) 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 fejlkode på skærmen Threshold Test (Tærskeltest), hvis en programmerstyret automatisk tærskeltest ikke kan gennemføres korrekt. Fejlkode for Threshold Test (Tærskeltest) er vist nedenfor (Tabel 2-1 på side 2-17).

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

- Threshold > Programmed Amplitude vises, hvis RAAT er i modusen 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 modusen Auto eller Daily Trend (Daglig trend).

Tabel 2-1. Tærskeltestkoder

Kode	Årsag
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: fusionshændelser)	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 (Daglig 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) eller Magnet Mode (Magnetmodus)), eller der er udløst en Lead Safety Switch (Sikkerhedsomkobler til ledning)
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, modusen Electrocautery (El-kirurgi), MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus), eller fordi RAAT blev aktiveret, mens enheden fortsat var i modusen Storage (Opbevaring)
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
Invalid Failure Code (Ugyldig fejlkode)	Uventet fejl

PaceSafe Right Ventricular Automatic Capture (RVAC)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

PaceSafe RVAC er beregnet til dynamisk at justere det højre ventrikulære paceoutput med henblik på at sikre registrering af ventriklen ved at optimere outputspændingen til 0,5 V over tærsklen for registrering. RVAC opretholder dette output og bekræfter samtidig registrering på slag-til-slag-basis. RVAC måler pacetærskler mellem 0,2 V og 3,0 V ved 0,4 ms, og outputtet vil være mindst 0,7 V og højst 3,5 V med en fast impulsbredde på 0,4 ms.

BEMÆRKNING: RVAC er udelukkende beregnet til ventrikulær anvendelse. Funktionen er ikke beregnet til anvendelse, når Amplitude (Amplitude) er programmeret til Auto for enkeltkammerenheder planteret i atriet.

BEMÆRKNING: RVAC 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).

RVAC kan programmeres til On (Til) ved at vælge Auto blandt parameterindstillingerne for Ventricular Amplitude (Ventrikulær amplitude). Hvis den faste startamplitude er højere end 3,5 V, skal der programmeres en fast amplitude på 3,5 V, før der vælges Auto. Hvis det ventrikulære output programmeres til Auto, justeres Pulse Width (Impulsbredde) 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.

RVAC skal først have foretaget en vellykket måling af den ventrikulære tærskel, før funktionen skifter til sin modus for kontrol af slag-til-slag capture. Denne måling kan foretages via en programmerstyret test, eller den foretages automatisk inden for en time efter, at den programmerede session er afsluttet. Begge metoder beskrives herunder.

BEMÆRKNING: Før RVAC programmeres til On, bør det overvejes at foretage en programmerstyret ventrikulær automatisk capture-måling for at verificere, at funktionen fungerer som forventet.

RVAC er beregnet til at fungere med typiske kriterier for ledningsimplantation og en ventrikulær tærskel på mellem 0,2 V og 3,0 V ved 0,4 ms.

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

Hvis der sker tab af capture under slag-til-slag-drift, leverer impulsgeneratoren et backuppaceoutput inden for ca. 70 ms efter den primære impuls. Backup-sikkerhedsimpulsamplituden vil være mindst 3,5 V og højst 5,0 V. Hvis der sker et bekræftet Loss of Capture (Tab af registrering) (C-LOC; der sker ikke registrering af ventriklen i 2 ud af 4 hjertecykler), vil RVAC gå i Suspension-modus, og der foretages et nyt testforsøg ved det næste timeinterval.

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

Funktionen RVAC er beregnet til at fungere med en række forskellige paceledninger (høj impedans, lav impedans, fiksering med tines eller aktiv fiksering). Desuden er RVAC uafhængig af pace- og senseledningernes polaritet. Den ventrikulære Pace- og Sense-ledningskonfiguration kan programmeres til Unipolar (Unipolær) eller Bipolar (Bipolær).

Der henvises til teknisk guide til MR-scanning for oplysninger om genoptagelse af RVAC efter at have forladt MRI Protection Mode (MR-scanningbeskyttelsesmodus).

Ambulant ventrikulær automatisk capture-måling

Når RVAC er indstillet til Auto eller Daily Trend (Daglig trend), foretages der ambulante ventrikulære automatiske registrering-målinger hver 21. time, eller, når der registreres tab af registrering, mens enheden er i slag-til-slag-modus, op til en gang i timen indtil den næste daglige måling.

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

- Paced AV Delay (Pacemaker AV-forsinkelse) er fastsat til 60 ms.
- Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) er fastsat til 30 ms.
- Det ventrikulære startoutput for paceamplitude er 3,5 V og mindskes i trin på 0,1 V.
- Der leveres en backupimpuls på mellem 3,5 V til 5,0 V omkring 70 ms efter hver primær paceimpuls.

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

- Paced AV Delay (Pacemaker AV-forsinkelse) er fastsat til 60 ms.
- Det ventrikulære startoutput for paceamplitude er 3,5 V og mindskes i trin på 0,1 V.
- Der leveres en backupimpuls på mellem 3,5 V til 5,0 V omkring 70 ms efter hver primær paceimpuls.
- Den ventrikulære pacefrekvens øges med 10 min^{-1} over den aktuelle frekvens (pacemaker eller spontan), indtil den når loftet ved den laveste af værdierne for MPR, MSR, 110 min^{-1} eller 5 min^{-1} under VT Detection Rate (VT-detektionsfrekvens).

BEMÆRKNING: Hvis der registreres fusion (som potentielt kunne være et støjslag), kan AV-intervallet og/eller V-V-intervallet forlænges ved den næste hjertecyklus i et forsøg på at adskille fusionsslaget fra ventrikulær registrering.

Efter initialiseringsperioden 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 (Tærskel) erklæres som det seneste outputniveau, der viste konsistent capture.

Hvis den daglige test ikke lykkes, går RVAC i Suspension-modus og 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 RVAC forbliver i Suspension-modus.

Suspension af Right Ventricular Automatic Capture

RVAC går i Suspension-modus, hvis en af følgende tilfælde opstår:

- Der sker bekræftet Loss of Capture (Tab af capture) i modusen for kontrol af slag-til-slag capture
- Fejlede ambulante eller programmerstyrede tests
- Enheden når statussen Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt)

Det anvendte paceoutput vil være 2 X den senest målte tærskel på mellem 3,5 V og 5,0 V ved 0,4 ms (Tabel 2-2 på side 2-20). Der sker ambulant testning hver dag med op til tre ekstra forsøg med en times mellemrum for at måle den ventrikulære tærskel. Hvis testen gennemføres korrekt, vender RVAC tilbage til slag-til-slag-modus. Hvis der ikke opnås en vellykket test i fire dage, forbliver RVAC i Suspension-modus, men testningen fortsætter hver dag for at evaluere tærsklerne, og impulsgeneratoren vil justere til en lavere outputindstilling, når det indikeres af en korrekt gennemført test.

Tabel 2-2. Paceoutput under suspension af automatisk capture

Sidst målte tærskel (V)	Output under suspension (V)
0,5	3,5
1,0	3,5
2,0	4,0
3,0	5,0

Selvom RVAC 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 RVAC fortsat være i Suspension-modus med et ventrikulært output på mindst 3,5 V og højst 5,0 V. I situationer, hvor RVAC fortsat er i Suspension-modus i en længere tidsperiode, anbefales det at deaktivere RVAC ved at programmere et fast ventrikulært output.

Programmerstyret måling af Right Ventricular Automatic Capture

Der kan programmerstyes en automatisk capturemåling ved på skærbilledet Threshold Tests (Tærskeltest) at vælge Auto Amplitude (Automatisk amplitude) under Test Type (Testtype). Hvis testen bliver udført korrekt, og RVAC er programmeret til On, skifter funktionen til sin modus for kontrol af slag-til-slag capture med outputtet indstillet til 0,5 V over tærsklen (hvis testen er udført korrekt med den aktuelt programmerede paceledningskonfiguration). Dette kan bekræftes ved at tjekke outputspændingen på skærbilledet Brady Setting (Bradyindstilling), som viser den faktiske driftsspænding for RVAC-algoritmen (den ventrikulære tærskel + 0,5 V).

Der leveres backuppacing på mellem 3,5 V og 5,0 V omkring 70 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 (Tærskeltest) årsagen til, at testen fejlede, og RVAC går i Suspension-modus (Tabel 2-3 på side 2-21).

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 (Testtype) 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 (Arytmilogbog) ("Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 4-2). 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 resultater for Threshold Test (Tærskeltest) samt testfejlkode og ledningsalarmer på skærbillederne Daily Measurement (Daglig måling) 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 capture-test ikke kan gennemføres korrekt. Fejkoderne for Threshold Test (Tærskeltest) er vist nedenfor (Tabel 2-3 på side 2-21).

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

- Threshold > Programmed Amplitude (Tærskel > programmeret amplitude) vises, hvis RVAC er i modusen Daily Trend (Daglig trend), og de ambulante testresultater for de seneste fire på hinanden følgende dage overskrider det manuelt programmerede faste output.

- Automatic Capture Suspension vises, hvis der ikke kan gennemføres nogen test korrekt i fire dage i træk i modusen Auto eller Daily Trend (Daglig trend).

Tabel 2-3. Fejlkoder for tærskeltests

Kode	Årsag
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
> 3,0 V	Tærsklen blev målt til mellem 3,5 V og 3,1 V ved programmerstyrede eller ambulante tests
N/R: no capture (N/R: ingen capture)	Der blev ikke opnået capture ved startamplituden for programmerstyrede eller ambulante tests
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 (Daglig 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)	Testen fejlede, fordi enheden var i en inkompatibel bradymodus (Magnet Mode (Magnetmodus))
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
N/R: test delayed (N/R: test udskudt)	Testen blev udskudt som følge af aktiv telemetri, en allerede igangværende VT-episode, modusen Electrocautery (EI-kirurgi), MRI Protection Mode (MR-scanningbeskyttelsesmodus), eller fordi RVAC blev aktiveret, mens enheden fortsat var i modusen Storage (Opbevaring)
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
Invalid Failure Code (Ugyldig fejlkode)	Uventet fejl

Sensitivitet

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Funktionen Sensitivity (Sensitivitet) kan programmeres til enten AGC eller Fixed (Fastsat) sensing. Funktionen Sensitivity (Sensitivitet) tillader impulsgeneratoren at detektere spontane hjertesignaler, der overskrider den programmerede værdi for Fixed Sensitivity (Fastsat sensitivitet) eller den dynamisk stigende sensitivitet med AGC. Når værdien for Sensitivity (Sensitivitet) justeres, ændres den atrielle og/eller ventrikulære sensefrekvens til højere eller lavere sensitivitet. Beslutninger om detektion og timing baseres på længden af de sensed hjertesignaler. Selvom de atrielle og ventrikulære værdier for Sensitivity (Sensitivitet) kan programmeres individuelt, skal den anvendte sensemetode (AGC eller Fixed (Fastsat)) være den samme for alle kamre.

- Høj sensitivitet (lav programmeret værdi) – når Sensitivity (Sensitivitet) 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 (Sensitivitet) er programmeret til en mindre sensitiv indstilling, detekterer impulsgeneratoren muligvis ikke hjertets depolarisationssignal (undersensing)

FORSIGTIG: Når der anvendes en VDD-ledning med et enkelt trin sammen med en dobbeltkammerenhed, har de atrielle elektroder muligvis ikke kontakt til den atrielle væg. I dette tilfælde, har det målte depolariseringssignal en relativt lav amplitude og kan kræve en mere sensitiv indstilling.

BEMÆRKNING: Brug af VDD-ledninger er ikke i overensstemmelse med de krævede brugsbetingelser for status for MR m/forbehold. Der henvises til Teknisk Guide til MR-Scanning for advarsler, forholdsregler og andre oplysninger vedrørende MR-scanning.

Hvis det bliver nødvendigt at justere parameteren Sensitivity (Sensitivitet) i et kammer, skal der altid vælges den indstilling, der giver den mest hensigtsmæssige sensing af spontan aktivitet, men samtidigt 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 Sensing Method (Sensingmetode) fra Fixed (Fastsat) til AGC eller fra AGC til Fixed (Fastsat)

BEMÆRKNING: Den valgte Sensing Method (Sensingmetode) gælder for alle kamre. Ved ændring af Sensing Method (Sensingmetode) skal det kontrolleres, at der sker korrekt sensing i alle kamre.

- Omprogrammer sensitivitetsværdien AGC eller Fixed (Fastsat)
- Evaluer senseledningskonfigurationen (Unipolar (Unipolær) i forhold til Bipolar (Bipolær) eller Bipolar (Bipolær) i forhold til Unipolar (Unipolær))
- 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 (Sensitivitet), skal det vurderes, om impulsgeneratoren leverer korrekt sensing og pacing.

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

Unipolær sensing

Når den unipolære sensekonfiguration programmeres, detekteres der hjertesignaler mellem ledningsspidsen og impulsgeneratorens kapsel. I sensekonfigurationen Unipolar (Unipolær) kan pacemakern generelt opfatte mindre spontane hjertesignaler end i konfigurationen Bipolar (Bipolær). Den unipolære konfiguration er imidlertid også mere sensitiv over for myopotentialer. I bipolar konfigurationer er sensitiviteten højere for signaler, der udspringer i nærheden af spids- og ringelektroderne på grund af den relativt korte afstand mellem ledningsspids og -ring. Som et resultat heraf er impulsgeneratoren mindre tilbøjelig til at sense myopotentialer og andre signaler, der ikke er relaterede til hjertedepolarisation.

BEMÆRKNING: Overvej at bruge sensingmetoden Fixed (Fastsat) i stedet for AGC for patienter, som er afhængige af pacemakere eller har ledninger, der er programmeret som unipolære.

BEMÆRKNING: Blanking-periodeadfærd varierer afhængigt af den valgte Lead Configuration (Ledningskonfiguration). Se cross-chamber blanking for yderligere oplysninger ("Cross-chamber blanking" på side 2-68).

FORSIGTIG: Amplituden og forekomsten af myopotential støj øges i unipolære ledningskonfigurationer sammenlignet med bipolar ledningskonfigurationer. Det anbefales at programmere en Fixed (Fast) Sensitivity (Sensitivitet) hos patienter med en unipolær ledningskonfiguration og myopotential oversensing under aktivitet, som omfatter den pectorale muskulatur.

Automatic Gain Control

Impulsgeneratoren har mulighed for at anvende 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. Hvis der vælges AGC som Sensing Method (Sensemetode), gælder denne metode for alle kamre.

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 2-8 på side 2-25).

Med Fixed (Fastsat) sensing senses signalamplituder på under den indstillede værdi for Fixed Sensitivity (Fastsat sensitivitet) ikke, hverken under pacing eller sensing. Derimod vil AGC 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.

I enkeltkammer impulsgenerators justeres AGC (og den tilknyttede Refractory-periode (Refraktærperiode)) automatisk sådan, at der anvendes den mest hensigtsmæssige kammer-specifikke AGC-profil ud fra den valgte modus [f.eks. anvendes ventrikulær AGC i VVI(R), og atriel AGC anvendes i AAI(R)]. Det sikrer, at AGC fungerer ens i atriet eller ventriklen i både enkeltkammer- og dobbeltkammer impulsgenerators ("Refraktær" på side 2-64).

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 2-8 på side 2-25):

- 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).

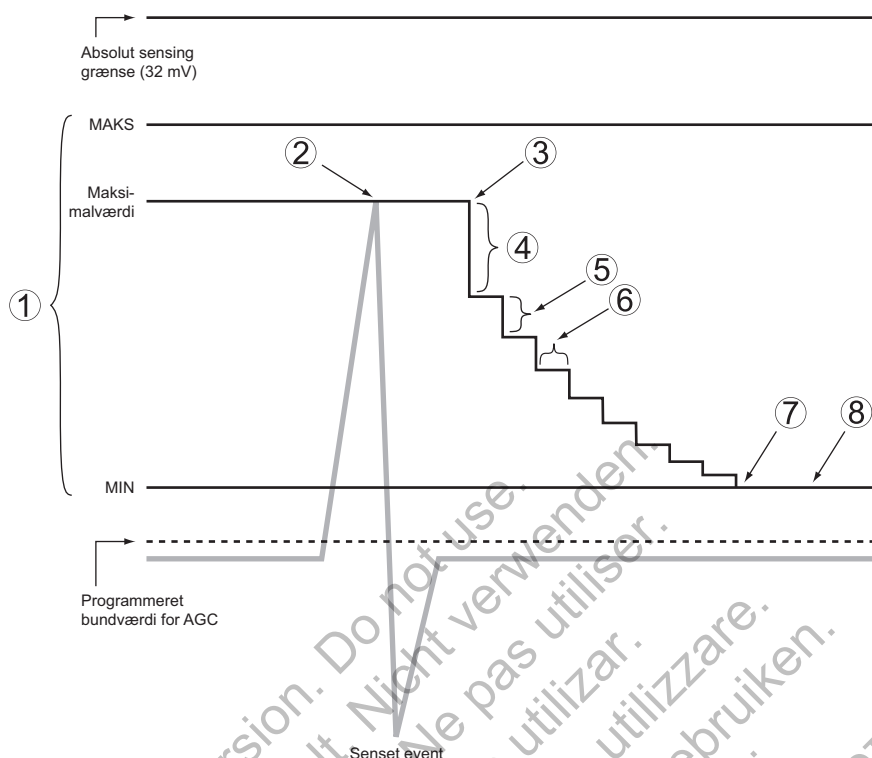
Gennemsnittet af maksimalværdier anvendes så til at fastsætte et område med MAX (maksimums-) og MIN (minimums-) grænser.

- 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 2-8. 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 2-72).

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

Fixed Sensing

Med Fixed (Fastsat) sensing justeres værdien for Sensitivity (Sensitivitet) ikke dynamisk som med AGC, og den dynamiske støjalgoritme anvendes ikke. Forekomsten af vedvarende støj resulterer i den programmerede adfærd for Noise Response (Støjrespons): asynkron pacing eller Inhibit Pacing (Inhiber pacing) ("Noise Response (Støjrespons)" på side 2-72). Ved manuel programmering skal Sensitivity (Sensitivitet) programmeres til en værdi, der forhindrer sensing af uvedkommende signaler, men sikrer nøjagtig sensing af spontane hjertesignaler. Signaler med en amplitude på under indstillingen Fixed Sensitivity (Fastsat sensitivitet) bliver ikke sensedet.

ADVARSEL: Hvis systemet er programmeret til en fast atriell værdi for Sensitivity (Sensitivitet) på 0,15 mV eller en fastsat sensitivitetsværdi på 2,0 mV eller mindre i en unipolær ledningskonfiguration i hvert kammer, kan impulsgeneratoren være mere modtagelige over for elektromagnetisk interferens. Denne øgede modtagelighed skal tages med i betragtning, når der skal udarbejdes en opfølgingsplan for patienter, som kræver en sådan indstilling.

MIDLERTIDIG BRADYPACING

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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.

Denne funktion anvendes ved at følge nedenstående trin:

1. Fra fanen Tests (Test) vælges fanen Temp Brady (Midlertidig brady) for at få vist de midlertidige parametre.
2. Vælg de ønskede værdier. Værdierne er uafhængige af andre pacefunktioner.

BEMÆRKNING: Interaktive grænser for midlertidig brady skal rettes, før der kan foretages midlertidig pacing.

BEMÆRKNING: Hvis Off (Fra) vælges som Temporary Brady Mode (Midlertidig bradymodus), sender eller pacer impulsgeneratoren ikke, mens pacemodusen 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. Pacemodusen Temporary stoppes ved valg af knappen Stop. Pacemodusen Temporary (Midlertidig) standser også, når der beordres nødterapi fra PRM'en, når der trykkes på tasten DIVERT THERAPY, eller hvis telemetriforbindelse mistes.

Når pacemodusen Temporary (Midlertidig) er standset, vender pacing tilbage til de tidligere programmerede Normal-indstillinger.

PACING MED ADAPTIV FREKVENNS OG 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 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 omfatter minimal bevægelse af overkroppen, som f.eks. cykling, kan kun resultere i moderat pacerespons fra accelerometeret.

Accelerometer

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Motion-Based Pacing (Bevægelsesbaseret pacing) anvender et accelerometer, som detekterer bevægelse, der er forbundet med patientens fysiske aktivitet, og 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 senser kropsbevægelse ved hjælp af et integreret kredsløbsaccelerometer. Accelerometersensoren reagerer på aktivitet i den typiske fysiologiske aktivitets frekvensområde (1–10 Hz). Accelerometeret evaluerer både sensorsignalet 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 detektion 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: On (Til), Passive (Passiv) og ATR Only (Kun ATR). Hvis impulsgeneratoren programmeres permanent til en modus uden adaptiv frekvens, er det muligt at programmere ATR Fallback-modusen til en modus med adaptiv frekvens ved hjælp af accelerometersensoren. I dette tilfælde viser Accelerometer-feltet ATR Only (Kun ATR). Hvis Passive (Passiv) vælges, giver funktionen Accelerometer ikke frekvensrespons, men vil fortsat indsamle data for Sensor Trending (Sensortrendanalyse).

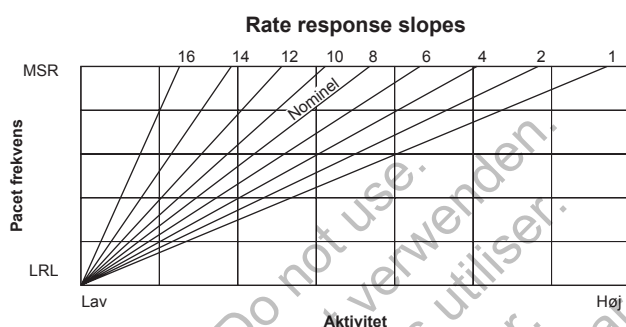
Følgende programmerbare parametre styrer impulsgeneratorens respons på sensorværdier genereret af Accelerometer:

- Response Factor (Responsfaktor)
- Activity Threshold (Aktivitetstærskel)
- Reaction Time (Reaktionstid)
- Recovery Time (Recovery-tid)

Response Factor (Accelerometer) (Responsfaktor, accelerometer)

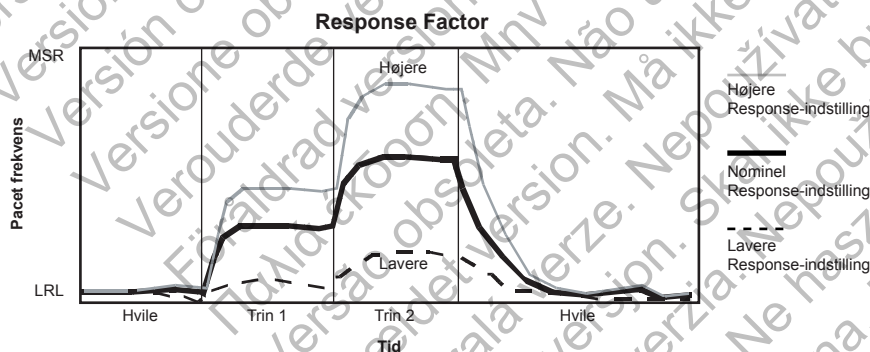
Response Factor (Responsfaktor) (accelerometer) fastsætter den pacefrekvens, der vil forekomme over LRL ved forskellige niveauer af patientaktivitet (Figur 2-9 på side 2-28).

- Høj Response Factor—kræver mindre aktivitet, før pacefrekvensen når MSR
- Lav Response Factor—kræver mere aktivitet, før pacefrekvensen når MSR



Figur 2-9. 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 2-10 på side 2-28). 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 trin.

Figur 2-10. Response Factor i aktivitetstest

Programmering af LRL op eller ned flytter hele responskurven op eller ned uden at ændre dens facon.

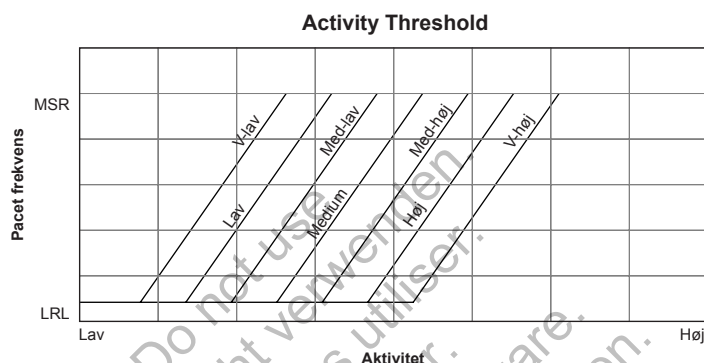
Activity Threshold (Aktivitetstærskel)

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).

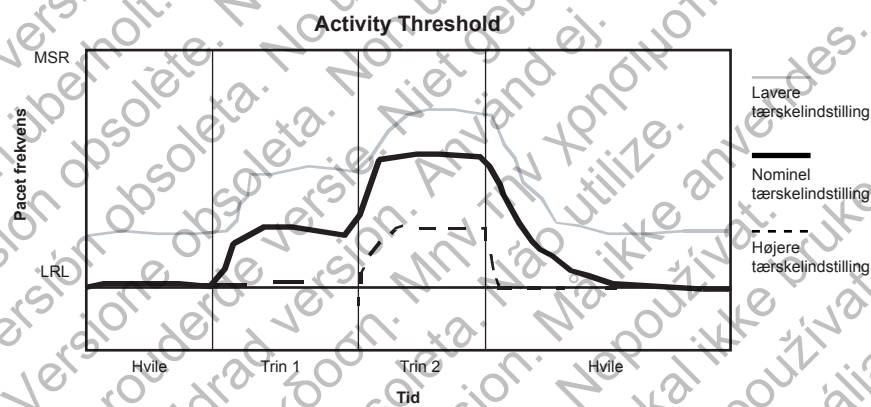
Activity Threshold er et udtryk for det aktivitetsniveau, der skal overskrides, før den sensorstyrede pacefrekvens øges. Impulsgeneratoren vil ikke øge pacefrekvensen til over LRL, før aktivitetssignalet er blevet øget til over Activity Threshold. En Activity Threshold-indstilling

bør tillade en frekvensstigning ved mindre aktivitet (såsom gang), men dog være høj nok til, at pacefrekvensen ikke stiger uhensigtsmæssigt, når patienten er inaktiv (Figur 2-11 på side 2-29 og Figur 2-12 på side 2-29).

- Lavere indstilling—der kræves mindre bevægelse, før pacefrekvensen stiger
- Højere indstilling—der kræves mere bevægelse, før pacefrekvensen stiger



Figur 2-11. 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.

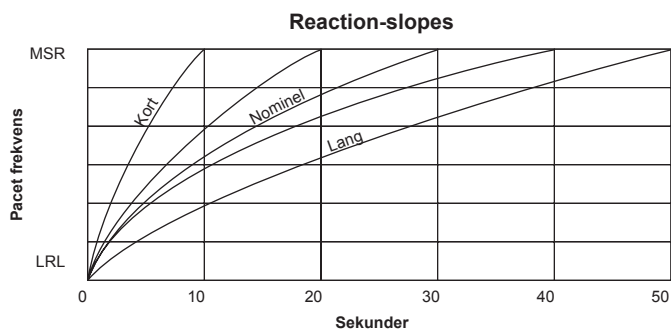
Figur 2-12. Activity Threshold i motionstest

Reaction Time (Reaktionstid)

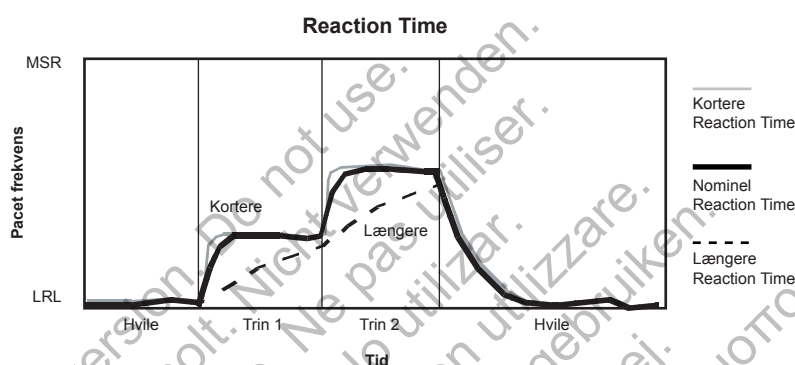
Reaction Time (Reaktionstid) fastsætter, hvor hurtigt pacefrekvensen stiger til et nyt niveau, når der er detekteret et øget aktivitetsniveau.

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 2-13 på side 2-30 og Figur 2-14 på side 2-30).

- Kort Reaction Time: medfører en hurtig stigning af pacefrekvensen
- Lang Reaction time: medfører en langsommere stigning af pacefrekvensen



Figur 2-13. Reaction Time og pacet frekvens

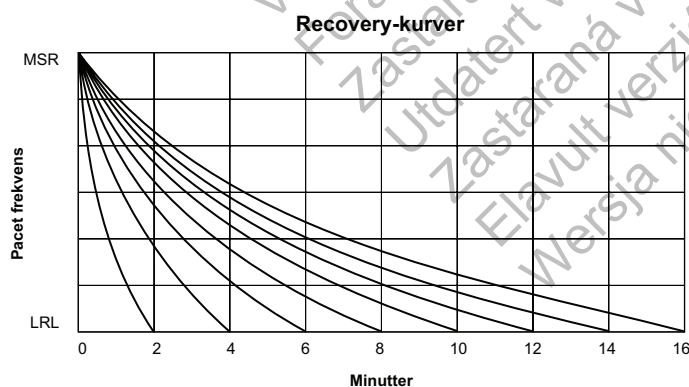


Figur 2-14. Reaction Time i aktivitetstest

Recovery Time (Recovery-tid)

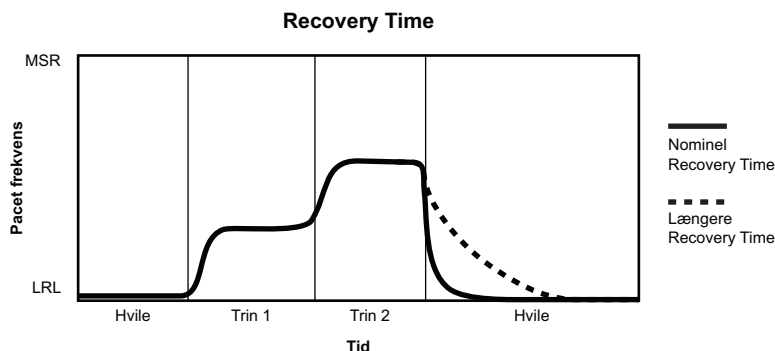
Recovery Time (Recovery-tid) fastsætter den tid, der kræves, for at den pacede frekvens mindskes fra MSR til LRL ved manglende aktivitet. Når patientaktiviteten ophører, anvendes Recovery Time (Recovery-tid) til at forhindre en pludselig sænkning af pacefrekvensen (Figur 2-15 på side 2-30 og Figur 2-16 på side 2-31).

- Kort Recovery Time (Recovery-tid) – medfører et hurtigere fald i pacefrekvensen, når patientaktivitet mindskes eller ophører
- Lang Recovery Time (Recovery-tid) – medfører et langsommere fald i pacefrekvensen, når patientaktivitet mindskes eller ophører



Der er 15 tilgængelige indstillinger. Der vises kun indstillinger med lige numre.

Figur 2-15. Recovery Time og pacet frekvens



Figuren viser effekten af højere og lavere indstillinger under en teoretisk motionstest i to trin.

Figur 2-16. Recovery Time i motionstest

Minute Ventilation (MV)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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: MV-sensoren må ikke programmeres til On (Til), før impulsgeneratoren er blevet implanteret, og systemets integritet er blevet afprøvet og bekræftet.

Med et mellemrum på ca. 50 ms (20 Hz) sender enheden en strømexciteringsimpulsform mellem RA-ringeledningen og kapslen (primær vektor) eller RV-ringeledningen og kapslen (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: Der er kun én vektor tilgængelig i en enkeltkammerenhed.

BEMÆRKNING: Hvis der ikke anvendes en RA-ledning, er kun den sekundære vektor tilgængelig.

BEMÆRKNING: Ledningerne kan være programmeret til Unipolar (Unipolær) eller Bipolar (Bipolær), men enten Lead Configuration (Ledningskonfiguration) eller Patient Information (Patientoplysninger) skal vise, at der er en bipolar ledning.

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 2-4 på side 2-35). Hvis der hentes en stor datamængde (f.eks. episoder fra Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)) 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: Telemetri) (Tabel 2-4 på side 2-35).

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, hæmodynamiske monitorer) kan påvirke impulsgeneratorens impedansbaserede diagnostik (f.eks. 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). Hvis der ikke er en PRM til rådighed, og impulsgeneratoren pacer ved den sensorstyrede frekvens, anbringes en magnet på impulsgeneratoren for at initiere midlertidig asynkron pacing uden rate response.

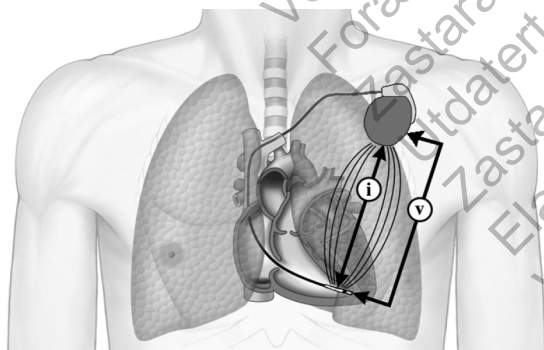
Ved MV-funktion kan den aktive vektor være den primære vektor (RA-ringelektrode til enhed) eller den sekundære vektor (RV-ringelektrode til kapsel). Ledningsimpedanserne for den aktive vektor evalueres hver time for at vurdere ledningsintegriteten. Hvis værdierne for den aktive vektor er uden for det 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 kapsel og 100-1500 Ω for vektoren fra ring til kapsel.

Hvis der sker et vektorskift, sker der en automatisk 6-timers kalibrering (der forekommer intet MV-styret frekvensrespons i den 6-timers kalibreringsperiode).

BEMÆRKNING: Impulsformen i en enkeltkammerenhed vil stamme fra og blive målt i det kammer, hvor ledningen er placeret.

Når der løber strøm (i) mellem ringelektroden og kapslen, 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 ledningsspids-elektroden og kapslen.

FORSIGTIG: Hvis der observeres artefakter i MV-sensorens signal på EGM'er, og ledningerne ellers fungerer korrekt, skal du overveje at programmere sensoren til Off (Fra) for at forhindre overdreven sensing.

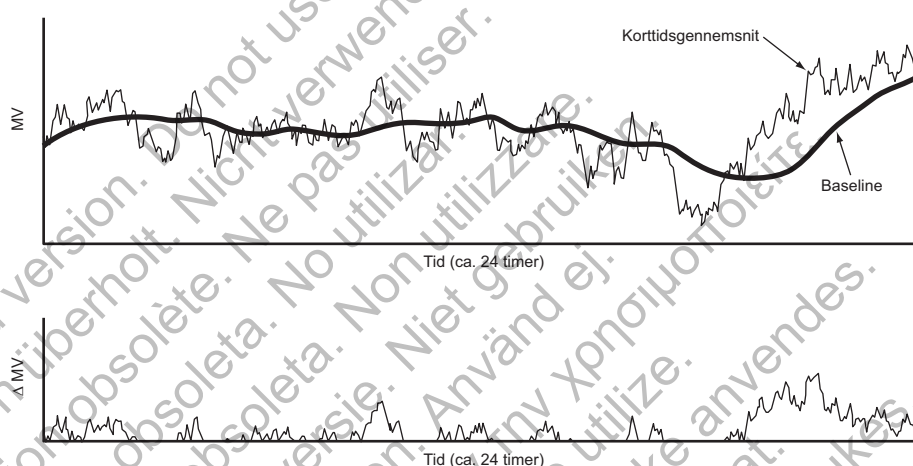


i = strøm, V = volt

Figur 2-17. Måling af MV-signalet fra RV-ledningen

På grund af den avancerede filtrering understøtter algoritmen åndedragsfrekvenser 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 2-18 på side 2-33).



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 2-18. Forskel mellem kortsigtet MV-gennemsnit og MV-baseline

BEMÆRKNING: Når der anbringes en magnet, og Magnet Response (Magnetrespons) er programmeret til Pace Async (Asynkron pacing), vil pacemakeren pace asynkront ved magnetfrekvensen og vil ikke reagere på MV-data.

FORSIGTIG: Programmer MV-sensor 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 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 (Til) eller Passive (Passiv). Der sker ingen MV-styret frekvensrespons eller kontrol af ledningsintegriteten hver time i den 6-timers kalibreringsperiode.
 - Hvis MV programmeres til On (Til) på ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder 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.
 - Hvis MV programmeres til On (Til) på FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder ved implantation, er der en venteperiode på 2 timer efter montering af ledningerne, efterfulgt af den 6-timers kalibreringsperiode. Denne 2-timers periode vises med sensorstatussen Suspended (Suspendere) og er beregnet til at give mulighed for at færdiggøre implantationsproceduren.

BEMÆRKNING: Hvis MV er programmeret til On (Til) eller Passive (Passiv) på det tidspunkt, hvor enheden kommer i MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus), starter der ved afslutning af MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) en automatisk 6-timers kalibrering. Hvis der ønskes MV-styret frekvensrespons før, kan der foretages en manuel kalibrering.

- **Manual (Manuel) kalibrering.** Hver gang MV programmeres til On (Til) (herunder i løbet af den 2-timers periode efter ledningsmontering), kan sensoren kalibreres manuelt. På skærbilledet RightRate Pacing Details (RightRate-pacingdetaljer) 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 (Suspendere: Støj detekteret), og den 6-timers automatiske kalibrering begynder automatisk.
 - Hvis den manuelle kalibrering fejler på ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder, som følge af manglende gyldig MV-ledningsvektor (vises med sensorstatussen Suspended: No Valid Lead (Suspendere: 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.
 - Hvis den manuelle kalibrering fejler på FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder, som følge af manglende gyldig MV-ledningsvektor (vises med sensorstatussen Suspended (Suspendere)), 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 (Arytmilogbog) 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 (Manuel) 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 for at angive den aktuelle MV Sensor Status (MV-sensorstatus) på skærbilledet RightRate Pacing Details (RightRate-pacingdetaljer) (Figur 2-21 på side 2-37).

Meddelelserne opdateres alle i realtid for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder. Meddelelserne Suspended: Noise Detected Suspenderet (Støj detekteret), Suspended: Telemetry (Suspenderet: Telemetri) og Rate Hold: Telemetry (Frekvens opretholdes: Telemetri) opdateres i realtid, mens resten opdateres ved interrogering for FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Tabel 2-4. Statusmeddelelser for MV-sensor

Sensor Status (Sensorstatus)	MV-sensorstyret pacing	Indsamling af MV-sensordata ^a
Off (Fra)	Nej	Nej
Initializing (Initialiserer) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder)	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) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder)	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

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 forekomme MV-sensorstyret pacing.

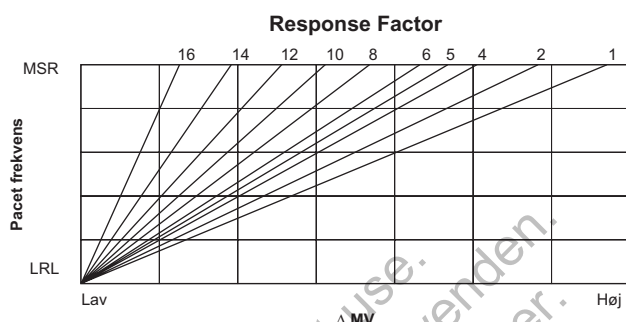
c. Frekvensen holdes ved den nuværende MV-indikerede værdi i op til ét minut. Der sker ikke yderligere MV-baserede frekvensændringer med denne sensorstatus.

Der er fire indstillinger for Minute Ventilation: On (Til), Off (Fra), 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" (Til) ikke tilgængelig. Hvis Passive (Passiv) vælges, giver MV-sensoren ikke frekvensrespons, men vil fortsat indsamle data til brug for andre funktioner (f.eks. Sensor Trending (Sensortrendanalyse)).

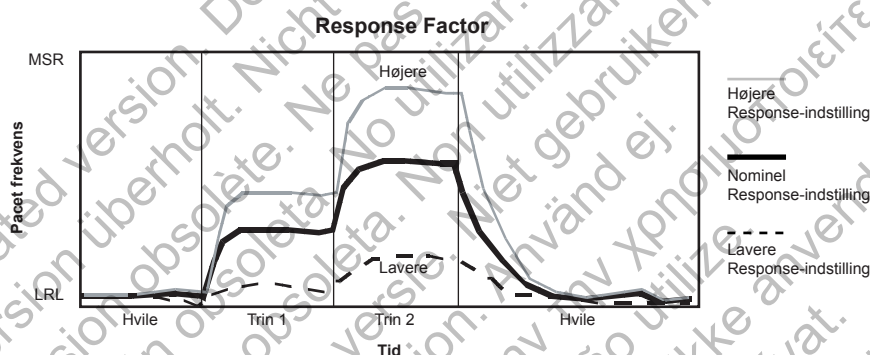
Response Factor (Minute Ventilation)

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 2-19 på side 2-36). Effekten af højere og lavere indstillinger af Response Factor på den sensorstyrede pacefrekvens under en teoretisk 2-trins motionstest er vist nedenfor (Figur 2-20 på side 2-36).



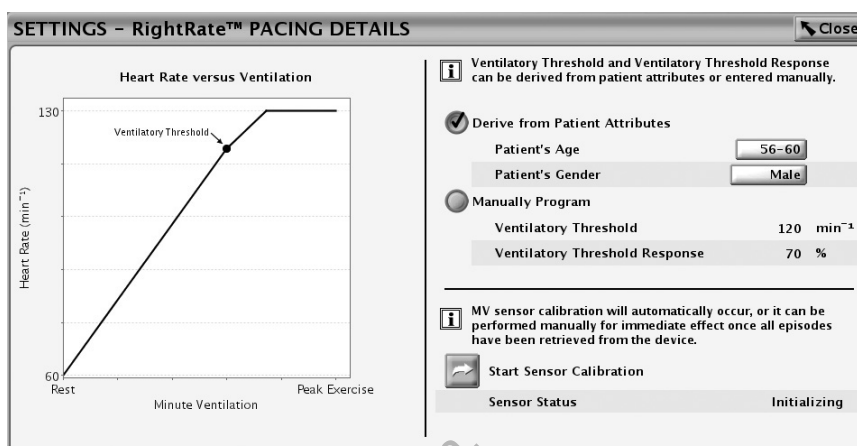
Figur 2-19. Forholdet mellem den programmerede indstilling for Response Factor og frekvensrespons



Figur 2-20. Response Factor-indstillingerens 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 2-21 på side 2-37). 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 2-21. Ventilatory Threshold og Ventilatory Threshold Response

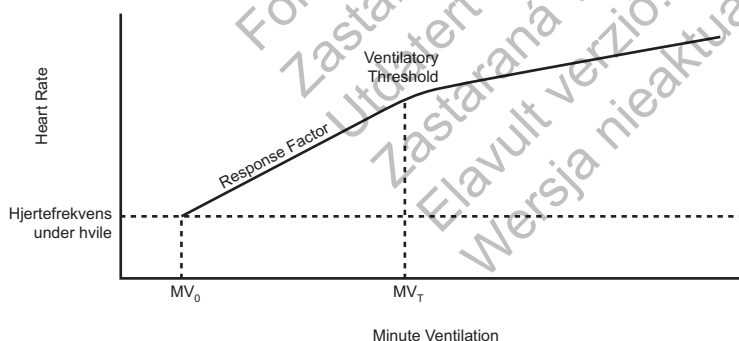
Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel)

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.

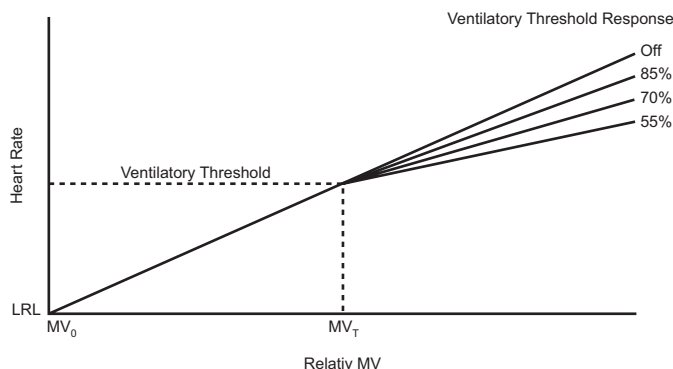
Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor)

Det fysiologiske forhold mellem MV og frekvens er stort set bilineært, som vist (Figur 2-22 på side 2-37). 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 2-23 på side 2-38).



MV_0 = MV under hvile; MV_T = MV ved Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel)

Figur 2-22. 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 2-23. 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 2-5. 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

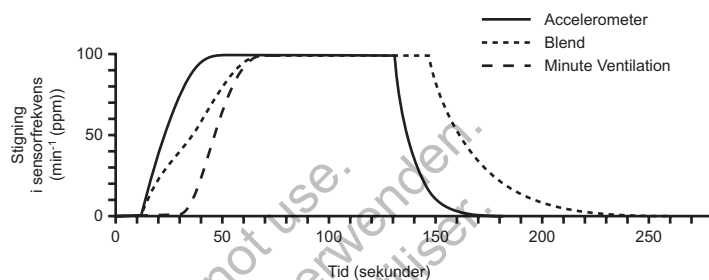
Når både sensoren for Accelerometer og MV programmeres til On (Til) for pacing med adaptiv frekvens, blandes de to sensorindikerede frekvenser for at frembringe et vægtet gennemsnitsrespons, der er afhængigt af frekvensen. Som resultat heraf bliver den blandede respons altid lig med en af de to frekvenser. 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

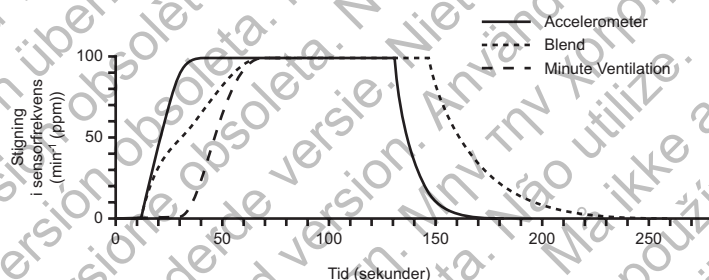
Accelerometeret detekterer bevægelse samtidig med en simultan MV-stigning (Figur 2-24 på side 2-39). Ved anstrengelse øger det blandede respons straks (inden 4 sekunder) frekvensen baseret på Accelerometer-responset. Efterhånden som frekvensen fortsætter med at stige, nærmer det blandede respons sig 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 accelerometerresponsen 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 2-24. Eksempel på blandet respons med en Accelerometer Reaction Time på 30 sekunder

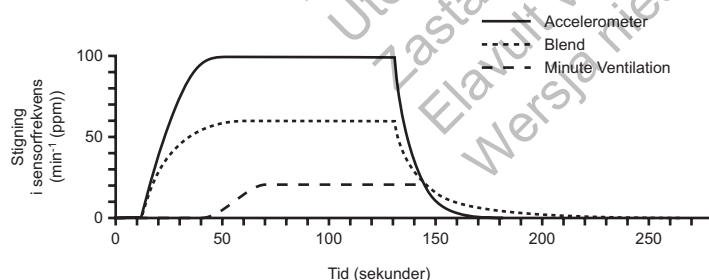
Responsaggressiviteten ved starten på anstrengelse kan kontrolleres ved programmering af en kortere Accelerometer Reaction Time (Accelerometerreaktionstid) (Figur 2-25 på side 2-39).



Figur 2-25. Eksempel på blandet respons med en Accelerometer Reaction Time på 20 sekunder

Eksempel 2

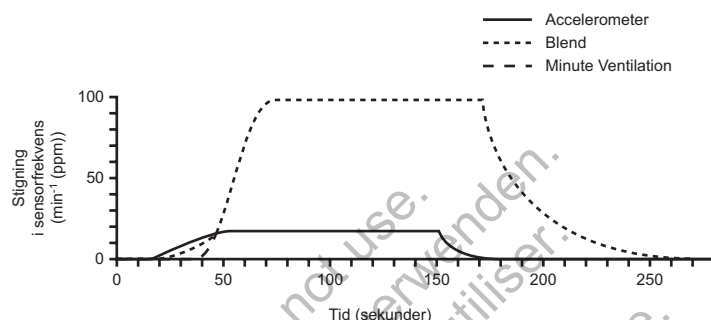
Accelerometeret detekterer bevægelse med en lille stigning i MV (Figur 2-26 på side 2-39). Responset fra den blandede sensor vil være begrænset til ca. 60 % af accelerometerresponsen. Når accelerometerresponsen efterhånden falder til under MV-responset under recovery, bliver den blandede respons 100 % MV-styret.



Figur 2-26. Blandet respons: Accelerometeret detekterer bevægelse med en lille eller ingen stigning i MV

Eksempel 3

MV stiger ved en lille stigning i accelerometerfrekvens (Figur 2-27 på side 2-40). Det blandede respons vil først stige sammen med accelerometerresponsen, men efterhånden som MV-responsen stiger til en værdi over accelerometerresponsen, bliver det blandede respons 100 % MV-styret. Dette giver en tilstrækkeligt respons ved metabolismens øgede behov under forhold med få eller ingen bevægelser af overkroppen.



Figur 2-27. Blandet respons: Stigning i MV med en lille eller ingen bevægelse detekteret af accelerometeret

Sensor Trending (Sensortrendanalyse)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

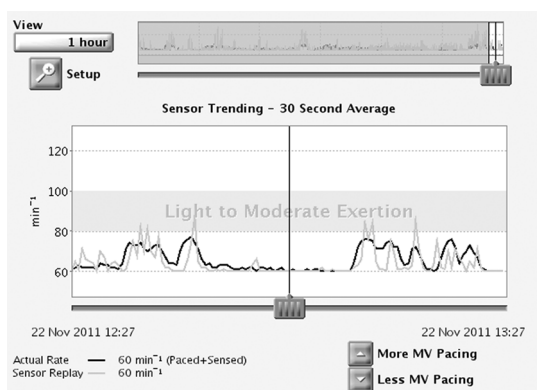
Sensor Trending (Sensortrendanalyse) giver en grafisk visning af impulsgeneratorens frekvensrespons på patientens detekterede aktivitetsniveau og/eller fysiologiske behov og giver nyttige oplysninger under motionstests. Det giver klinikerne mulighed for at tilpasse den sensorstyrede pacefrekvens til patientens faktiske behov.

Diagrammet Sensor Trending (Sensortrendanalyse) og parametrene for Sensor Trending Setup (Opsætning af sensortrendanalyse) vises på skærbilledet Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens).

Diagrammet Sensor Trending (Sensortrendanalyse) (Figur 2-28 på side 2-41) identificerer et fast interval af hjerterefrekvenser (80-100 min⁻¹) for Light to Moderate Exertion (Let til moderat anstrengelse). Dette interval kan anvendes som en rettesnor for hjertets målfrekvenser ved normal gang og andre aktiviteter ved lav intensitet og kan hjælpe til at identificere patienter med kronotropisk inkompetence.^{1 2} Dette interval kan variere afhængigt af faktorer som patientens alder og motionens art.²

Op- og ned-knapperne (Figur 2-28 på side 2-41) til valg af More MV Pacing (Mere MV-pacing) og Less MV Pacing (Mindre MV-pacing) er en alternativ metode til manuelt at vælge RightRate Response Factor (RightRate-responsfaktor). Ved hvert tryk på knappen ændres RightRate Response Factor med én. Op-knappen øger Response Factor (Responsfaktor), og ned-knappen mindsker Response Factor (Responsfaktor). Der henvises til afsnittet om arbejde med trending data nedenfor for yderligere oplysninger om sensoroptimering.

1. Scherr, J. et al., Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiologic measures of exercise intensity. Eur J. Appl Physiol, Vol. 113 (1): 147-155, 2013.
2. Newman et al., Walking Performance and Cardiovascular Response: Associations with Age and Morbidity—The Health Aging and Body Composition Study. J. of Gerontology, Vol. 58A (8): 715-720, 2003.



Figur 2-28. Diagram med Sensor Trending (Sensortrendanalyse) med anstrengelsesinterval

Opsætning omfatter følgende indstillinger:

- 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 (Slag til slag) anbefales ved brug af gang i gangarealer eller kortere perioder med aktivitet til manuelt at optimere sensorfrekvenser.

- Off (Fra) – der indsamles ikke trending data.
- Duration (Varighed) – kan ikke programmeres og er baseret på den valgte Recording Method (Registreringsmetode):
 - Når Recording Method (Registreringsmetode) er indstillet til Off (Fra) eller 30-Second Average (30 sekunders gennemsnit) – Duration er cirka 25 timer.
 - Når Recording Method (Registreringsmetode) er indstillet til Beat to Beat (Slag til salg) – 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 (Fastsat) – 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 hjertefrekvens under aktivitet (pacet eller sensed). Sensor Replay (Sensorgenindspilning) (orange linje) gengiver det sensorstyrede hjertefrekvensrespons med de aktuelle parameterindstillinger for sensoren. Efterhånden som glideren på diagrammets vandrette akse flyttes, bliver de faktiske og sensorindikerede hjertefrekvenser vist for bestemte datapunkter. Ved siden af Actual Rate (Faktisk frekvens) 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, Senset eller Senset i ATR. 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 (Passiv) giver mulighed for indsamling af sensordata, der kan anvendes til optimering af sensorerne i mangel af det sensorstyrede frekvensrespons. Men når sensorindstillingen er Passive (Passiv), vises der kun data for Sensor Replay (Sensorgenindspilning) på diagrammet, når der er valgt en modus med frekvensrespons.

Impulsgeneratoren registrerer data for Sensor Trending (Sensortrendanalyse), mens telemetri med telemetrihoved eller RF-telemetri er aktiv.

Når hjertefrekvensen 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 (Sensortrendanalyse), 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 (Registreringsmetode) indstillet til 30 Second Average (30-sekunders gennemsnit) kan der vælges 1 til 25 timer, mens der med Recording Method (Registreringsmetode) 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 hjertefrekvens ligger inden for det ønskede interval for den aktivitet, der udføres, vælges Program.

BEMÆRKNING: Resultater for Sensor Trending (Sensortrendanalyse) kan udskrives fra fanen Reports (Rapporter). Foruden det aktuelle diagram vist på programmerskærmen vises også både parameteren Present (aktuelt programmeret) og Replay (justeret af klinikerne).

BEMÆRKNING: Sensorjusteringer bør ikke være baseret på data, der indsamles i tidsrummet for MV-kalibrering.

ATRIAL TACHY RESPONSE (ATRIEL TAKYRESPONS)

ATR Mode Switch

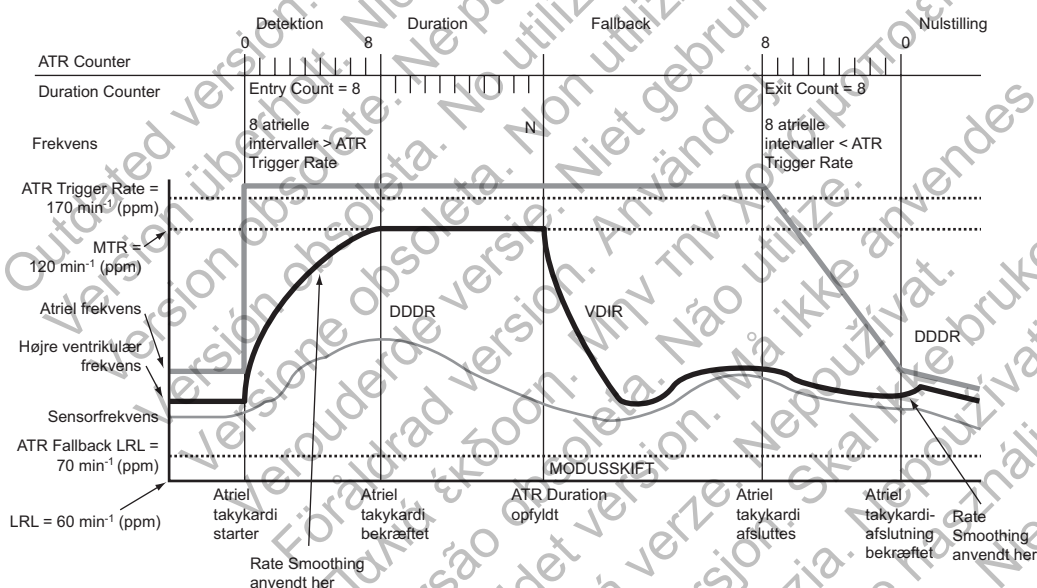
Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

ATR har til formål at begrænse det tidsrum, hvori den ventrikulære pacede frekvens er ved MTR eller udviser øvre frekvensadfærd (2:1-blok eller Wenckebach), som reaktion på en patologisk atriell arythmi.

Ved tilstedeværelse af detekteret atriell aktivitet, der overskrider ATR Trigger Rate (ATR-udløserfrekvens), skifter impulsgeneratoren pacemodusen 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 2-29 på side 2-43).



Figur 2-29. ATR-adfærd

BEMÆRKNING: Parameterindstillinger, der reducerer det atrielle senevindue, 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.

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 atriell 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 atriell arythmi detekteres initielt.

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 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 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 arythmi ikke længere kan detekteres.

Jo lavere den programmerede værdi er, desto hurtigere vender impulsgeneratoren tilbage til en atriell tracking-modus, når en atriell arythmi 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 langsomt 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 til lave værdier. Hvis 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 pacemodussen 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-tid)

Fallback Time (Fallback-tid) styrer, hvor hurtigt den pacede frekvens under fallback vil falde fra MTR til ATR Fallback LRL. Den pacede frekvens vil falde til den af følgende frekvenser med den højeste værdi: den sensorindikerede frekvens, VRR-frekvensen eller ATR Fallback LRL.

Under fallback er følgende funktioner deaktiveret:

- Rate Smoothing (Frekvensudjævning) – deaktiveret, indtil fallback når ATR Fallback LRL eller den sensorindikerede frekvens. Hvis VRR er aktiveret, er Rate Smoothing (Frekvensudjævning) deaktiveret under hele modusskiftet
- Rate Hysteresis (Frekvenshysteres)
- AV Search + (AV-søgning +)
- APP/ProACT
- PVARP Extension (PVARP-udvidelse)

Fallback LRL

ATR Fallback LRL er den programmerede lave frekvens, hvortil frekvensen falder under modusskift. ATR 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 Fallback LRL.

End of ATR Episode

End (Afslut) for ATR Episode (Afslutning på ATR-episode) identificerer det punkt, hvor impulsgeneratoren vender tilbage til AV-synkronfunktion, fordi den atrielle arytmi ikke længere detekteres.

Når arytmien ophører, mindskes ATR Exit Count (ATR-udgangstæller) fra den programmerede værdi, indtil den når 0. Når ATR Exit Count (ATR-udgangstæller) når 0, skifter pacemodusen automatisk til den programmerede tracking-modus, og AV-synkronfunktion genoprettes.

BEMÆRKNING: Hvis RYTHMIQ er aktiveret, vender pacemodusen automatisk tilbage til den modus, der var gældende før ATR-modusskiftet [AAI(R) eller DDD(R) modus].

Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering) (VRR)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-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 (Frekvensudjævning), 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 (Atrieflagrenrespons) (AFR)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheder.

Atrial Flutter Response (Atrieflagrenrespons) er beregnet til:

- At forhindre pacing i den sårbare periode efter en atriell sens. Pacing ind i den sårbare periode kan ske, hvis der er planlagt en atriell pace lige efter en refraktær atriell sens.
- Straks at sikre, at der ikke sker tracking af atrielle frekvenser, der er højere end AFR Trigger Rate (Udløserfrekvens).

Adfærden uden tracking opretholdes, så længe der er atrielle hændelser, der fortsætter med at ligge over AFR Trigger Rate (Udløserfrekvens).

Eksempel: Når AFR er programmeret til 170 min^{-1} , starter en detekteret atriell hændelse i PVARP eller et tidligere udløst AFR-interval et AFR-vindue på 353 ms (170 min^{-1}). Atriell detektion i AFR'en klassificeres som sensing i den refraktære periode og spores ikke. Atriell 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 atrieflagren. Højfrekvent atriell 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 (ATR-varighed) 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 ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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, atriell oversensing eller tab af atriell 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 atriell 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 triggende ventrikulære pacefrekvenser, der er lige så høje som MTR. Programmering af visse refraktære perioder (f.eks. PVARP efter PVC (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)) til at detektere og afbryde PMT inden for 16 cykler af onsets, 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 (Til), lagrer impulsgeneratoren PMT-episoder i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog).

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 (PMT-afbrydelse) er programmeret til On, erklære rytmen for en PMT og forlænge PVARP ved den 16. cyklus.

BEMÆRKNING: Fordi retrograde overledningstider kan varierer 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 skærmbilledet Tests (Test).
2. Programmer en passende atriell 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).³

4. Programmér LRL sådan, at det sikres, at pacing er over den spontane atrielle frekvens (e.g., 90, 100, 110...).
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.

Atrial Pacing Preference (APP) og ProACT

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheder.

Funktionerne Atrial Pacing Preference (Atrial pacepræference) (APP) og ProACT er beregnet til at fremme atrielt pacing ved at øge den atrielle pacefrekvens. APP og ProACT anvender algoritmer, der fungerer på samme måde, men ProACT-algoritmen reagerer på atrielt ekstrasystoli (PAC'er), mens APP-algoritmen reagerer på atrielle senser, der ikke er PAC'er.

APP og ProACT er beregnet til at reducere antallet af atrielle arytmiepisoder.

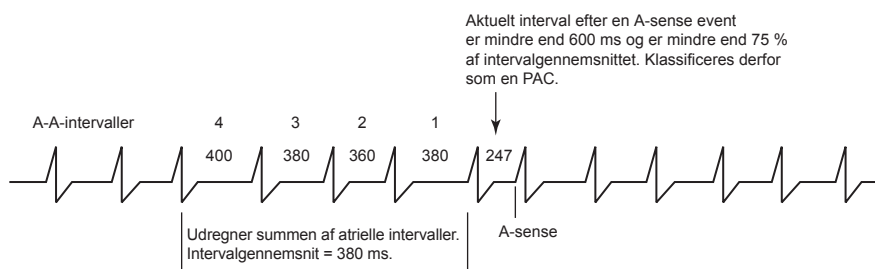
Bestemmelse af PAC

Impulsgeneratoren fastslår forekomsten af en PAC ved at beregne gennemsnittet af 4 A–A-intervaller inden en atrielt senset event. Der anvendes både atrielle pacede og atrielle sensed events til at måle A–A-intervaller (Figur 2-30 på side 2-49). Når der optræder en atrielt senset event, klassificeres den som en PAC, hvis det foregående A–A-interval er mindre end 75 % af intervalgennemsnittet (beregnet ud fra de foregående 4 intervaller), og det er mindre end 600 ms. En atrielt pacet event klassificeres ikke som en PAC.

BEMÆRKNING: PAC'er detekteres ikke, hvis et ATR Mode Switch (ATR-modusskift) er i gang.

BEMÆRKNING: Hvis nogen af de A–A-intervaller, der anvendes til beregningen af gennemsnitsintervallet, er længere end 2000 ms, anvendes intervallængden 2000 ms i beregningen.

3. 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.



Figur 2-30. PAC-detektion

Atrial Pacing Preference (Atrial pacepræference) (APP)

Atrial Pacing Preference (Atrial pacepræference) er en algoritme, der er beregnet til at fremme atriel pacing ved at øge den atrielle pacefrekvens, når der forekommer ikke-PAC, ikke-refraktære atrielle sensed events.

Når der forekommer en AS-VS-hændelse, afkorter APP A-A-intervallet for den næste cyklus med 10 ms for at bidrage til at sikre atriel pacing. Når der forekommer en AS-VP-hændelse, afkorter APP V-V-intervallet for den næste cyklus med 10 ms.

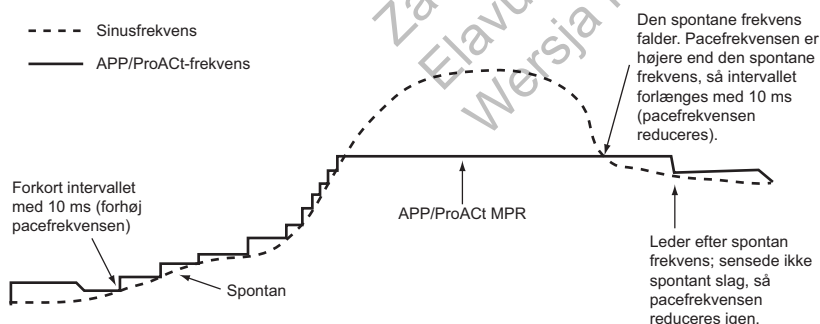
Desuden sænkes pacefrekvensen gradvis tilbage til LRL ved at forlænge V-A-intervallet med 10 ms, hvis der forekommer 4 hjertecykler i træk, hvor hver cyklus falder inden for en af følgende kategorier:

- En refraktær atriel sense som den eneste atrielle event
- Ingen atriel event
- En PAC
- En atriel pace
- Flere atrielle events, hvoraf den sidste atrielle event er en ikke-refraktær atriel sense, der kommer efter mindst én PAC

Dette nye V-A-interval anvendes, indtil enten en spontan atriel sensed hændelse forekommer, og algoritmen forkorter A-A- eller V-V-intervallet, eller V-A-intervallet igen forlænges med 10 ms som beskrevet.

Når APP/ProAct er aktiv, er SBR og Rate Hysteresis (Frekvenshysteresis) ikke tilladt. Desuden ignoreres Rate Smoothing Up (Frekvensudjævning opad) ved pacefrekvenser, der er mindre end Max Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens) for APP/ProAct.

Der vises et eksempel på APP/ProAct-funktionen herunder (Figur 2-31 på side 2-49).



Figur 2-31. Atrial Pacing Preference (Atrial pacepræference)

APP er tilgængelig i DDI(R)- og DDD(R)-modus. APP/ProAct-pacefrekvensen er begrænset af den programmerbare APP/ProAct MPR.

ProAct

ProAct øger pacefrekvensen, når der forekommer PAC'er, for at øge sandsynligheden for atriell pacing.

Hvis den foregående atrielle event var en PAC, beregner ProAct-algoritmen 75% af V–V-intervallet forud for PAC'en og anvender dette beregnede V–V-interval på den næste cyklus for at fremme atriell pacing. Pacefrekvensen sænkes gradvis tilbage til LRL ved at forlænge V–V-intervallet med 10 ms, hvis der forekommer 4 hjertecykler i træk med en ikke-PAC sense, uden atriell event eller med en atriell pace. Dette nye V–V-interval anvendes, indtil der enten forekommer en PAC, og algoritmen forkorter V–V-intervallet, eller V–V-intervallet igen forlænges med 10 ms som beskrevet.

APP/ProAct Maximum Pacing Rate (MPR)

Den APP/ProAct-angivne frekvens er begrænset af den programmerbare værdi for Max Pacing Rate (MPR) for APP/ProAct.

RATE ENHANCEMENTS (FREKVENSFORBEDRINGER)

Rate Hysteresis (Frekvenshysteres)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Rate Hysteresis (Frekvenshysteres) kan forlænge enhedens levetid ved at reducere antallet af pacestimuli. I dobbeltkammermodeller er denne funktion tilgængelig i DDD-, DDI-, VVI-, og AAI-modus. I enkeltkammermodeller er denne funktion tilgængelig i VVI- og AAI-modus. I DDD-, DDI- og AAI-modus aktiveres Rate Hysteresis (Frekvenshysteres) af en enkelt ikke-refraktær, atrielt senset event.

BEMÆRKNING: Rate Hysteresis (Frekvenshysteres) aktiveres og deaktiveres af ventrikulære events i VVI-modus (f.eks. spontan aktivitet, pacet aktivitet).

I DDD-, DDI- og AAI-modus bliver Hysteresis (Hysteres) deaktiveret af en enkelt atriell pace ved Hysteresis Rate (Hysteresefrekvens). I DDD-modus bliver Hysteresis (Hysteres) deaktiveret af en atriell frekvens på over MTR.

Når Rate Smoothing Down (Frekvensudjævning nedad) er aktiveret, forbliver Rate Hysteresis (Hysteresefrekvens) i funktion, indtil der sker pacing ved Hysteresis Rate (Hysteresefrekvens). Dette giver Rate Smoothing (Frekvensudjævning) mulighed for at kontrollere overgangen til Hysteresis Rate (Hysteresefrekvens).

Hysteresis Offset

Hysteresis Offset (Hysteresoffset) anvendes til at sænke escape-frekvensen til under LRL, når impulsgeneratoren sensor spontan atriell 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 (Søgehysteresis) aktiveres, sænker impulsgeneratoren periodisk escape-frekvensen med det programmerede Hysteresis Offset (Hysteresisoffset) 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 atrieaktivitet 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 hysteresisoffset-frekvensen.

Rate Smoothing (Frekvensudjævning) er deaktiveret under søgningscyklerne. Hvis der ikke detekteres nogen atrieaktivitet 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 ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Rate Smoothing (Frekvensudjævning) styrer impulsgeneratorens respons på atrielle og/eller ventrikulære frekvensudsving, der medfører pludselige ændringer i paceintervallerne. Rate Smoothing (Frekvensudjævning) 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 (Frekvensudjævning) 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 (Frekvensudjævning) kan forhindre disse pludselige frekvensændringer og de medfølgende patientsymptomer (såsom 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 atrieflagren/-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 (Frekvensudjævning) 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 (Hysteresefrekvens) og LRL, når Hysteresis (Hysteresen) er aktiv, undtagen under Search Hysteresis (Søgehysteresen).

Når Rate Smoothing (Frekvensudjævning) er programmeret til On (Til), 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
- Efter anvendelsen af PMT Termination (PMT-afbrydelse)
- Umiddelbart efter programmerede stigninger i LRL
- Når den spontane frekvens ligger over MTR
- Når APP/ProACT er aktiv, anvendes Rate Smoothing Up (Frekvensudjævning opad) ikke for ved pacefrekvenser, der er mindre end Maximum Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens) for APP/ProACT

BEMÆRKNING: Rate Smoothing (Frekvensudjævning) kan ikke programmeres til On, når Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons) er programmeret til On (Til).

Programmerbare værdier

Værdierne for Rate Smoothing (Frekvensudjævning) 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 (Fra)

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 (Frekvensudjævning) 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 (Frekvensudjævning) 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 det 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 (Maksimal pacefrekvens ved frekvensudjævning) (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 (Frekvensudjævning nedad) kræver en programmeret MPR, når enheden er i AAI, VVI eller DDI. Rate Smoothing (Frekvensudjævning) bliver derefter kun anvendt mellem MPR og LRL eller Hysteresis Rate (Hysteresefrekvens).

Når både VRR og Rate Smoothing (Frekvensudjævning) er programmeret til On (Til) 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 2-32 på side 2-54):

- Tidligere R-R-interval = 800 ms
- AV Delay (AV-forsinkelse) = 150 ms
- Rate Smoothing Up (Frekvensudjævning opad) = 9 %
- Rate Smoothing Down (Frekvensudjævning nedad) = 6 %

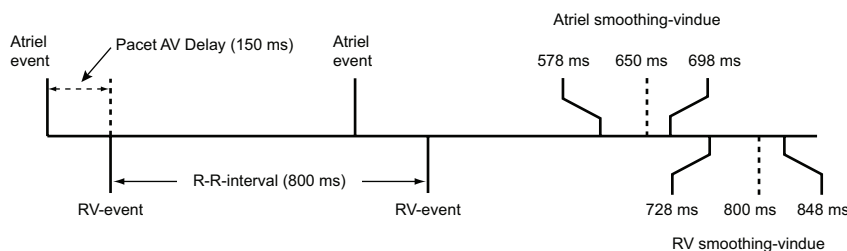
Vinduerne ville blive beregnet således:

Ventrikulært synkroniseringsvindue = 800 - 9 % til 800 + 6 % = 800 ms - 72 ms til 800 ms + 48 ms = 728 ms til 848 ms

Atrielt synkroniseringsvindue = Ventrikulært synkroniseringsvindue - AV Delay = 728 ms - 150 ms til 848 ms - 150 ms = 578 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 2-32. Rate smoothing-synkroniseringsvindue

Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons) (SBR)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheder.

Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons) (SBR) er beregnet til at reagere på pludselige fald i spontane atrielle frekvenser ved at anvende dobbeltkammerpacing ved en forhøjet pacefrekvens.

SBR er tilgængelig i DDD(R)-modi. Der erklæres SBR, når det atrielle kammer er blevet senset kontinuerligt i et minut (ikke programmerbart) efterfulgt af et pludseligt fald i atriel frekvens, så der forekommer atriel pacing ved LRL eller den sensorindikerede frekvens i et programmerbart antal cykler. Faldet i den atrielle frekvens, som går forud for de pacede events, skal være over 10 min^{-1} (ikke programmerbart).

SBR-algoritmen monitorerer kontinuerligt gennemsnittet af den atrielle frekvens, og gennemsnittet opdateres for hver hjertecyklus. Denne gennemsnitlige frekvens anvendes både til at fastslå, om den atrielle frekvens er faldet mere end 10 min^{-1} samt til at fastlægge frekvensen for SBR-terapi.

BEMÆRKNING: Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons) er ikke tilgængelig, når Rate Smoothing (Frekvensudjævning) og/eller APP/ProAct er aktiveret.

BEMÆRKNING: Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons) vil ikke blive aktiveret som følge af et fald i den atrielle frekvens under ATR Fallback.

BEMÆRKNING: Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons) vil ikke blive aktiveret som følge af et fald i den atrielle frekvens, når RYTHMIQ er aktiv i AAI(R)-modus. Hvis RYTHMIQ er aktiv i DDD(R)-modus, vil en vellykket AV Search (AV-søgning) afslutte SBR-terapi.

SBR Atrial Paces Before Therapy (SBR-atrielle pacer inden terapi)

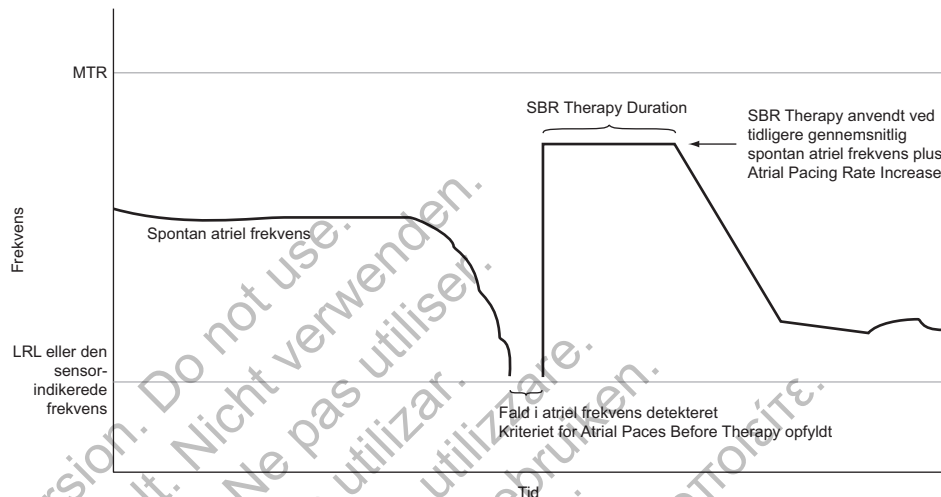
Kriterierne for SBR Atrial Paces Before Therapy (SBR atrielle pacer inden terapi) anvendes, når faldet i atriel frekvens er blevet detekteret, og LRL eller sensorindikeret frekvenspacing begynder. Der skal forekomme atriel pacing for det programmerede antal fortløbende intervaller, før SBR-kriterierne opfyldes. Denne parameter anvendes til at sikre, at frekvensen forbliver ved LRL eller ved den sensorindikerede frekvens, før der leveres terapi. Hvis der forekommer atrielle senser under disse intervaller, nulstilles algoritmen, og der anvendes ikke SBR-terapi.

SBR Atrial Pacing Rate Increase (Stigning i SBR atriel pacefrekvens)

SBR Atrial Pacing Rate Increase (Stigning i SBR atriel pacefrekvens) beregnes ved at anvende patientens gennemsnitlige atrielle frekvens før frekvensfaldet og tilføje et programmerbar positiv offset (Figur 2-33 på side 2-55).

Pacing sker i DDD(R)-modus ved den af følgende frekvenser, der er højst:

- Den tidligere gennemsnitlige atrielle frekvens plus SBR Atrial Pacing Rate Increase (Stigning i SBR atriell pacefrekvens) (må ikke overskride MTR) eller
- Den sensorindikerede frekvens (kun DDDR-modus)



Figur 2-33. Sudden Brady Response

SBR Therapy Duration (Varighed for SBR-terapi)

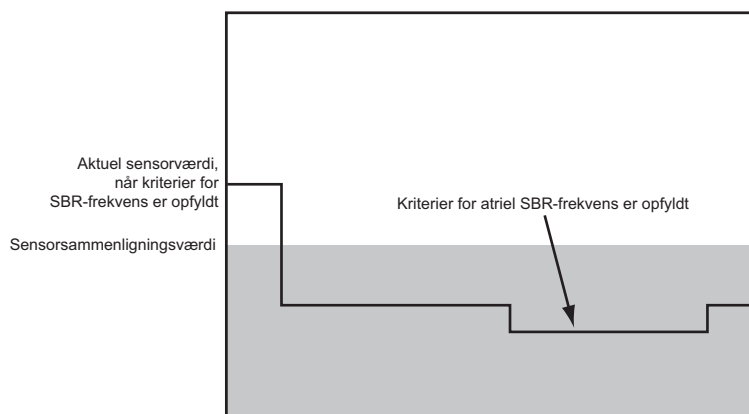
SBR Therapy Duration (Varighed for SBR-terapi) er det programmerbare tidsinterval, i hvilket frekvensen for SBR-paceterapi anvendes. Når der er leveret paceterapi, mindskes den atrielle pacefrekvens med en faktor (ikke programmerbar) for Rate Smoothing Down (Frekvensudjævning nedad) på 12 %, indtil LRL eller den sensorindikerede frekvens nås.

BEMÆRKNING: Rate Hysteresis (Frekvenshysteres) er ikke aktiv under SBR Therapy Duration (Varighed for SBR-terapi).

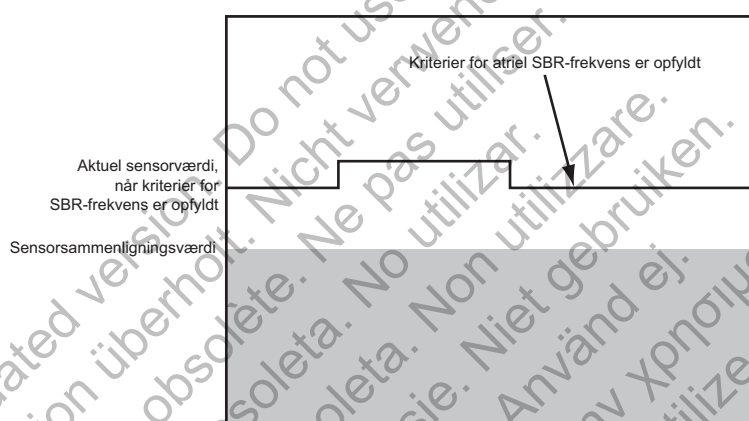
BEMÆRKNING: SBR Therapy Duration (Varighed for SBR-terapi) afsluttes, hvis der foretages en manuel eller PaceSafe Threshold Test (Tærskeltest).

SBR Inhibit During Rest (SBR inhibering under hvile)

SBR Inhibit During Rest (SBR inhibering under hvile) er beregnet til at skelne mellem et naturligt frekvensfald (søvn) og et patologisk fald. Funktionen giver mulighed for at inhibere SBR-terapi, når kriterierne for SBR-frekvens og duration opfyldes, men patientens aktuelle MV-måling er lavere end en MV-sammenligningsværdi. MV-sensoren skal være indstillet til On (Til) eller Passive (Passiv), for at SBR Inhibit During Rest (SBR inhibering under hvile) kan programmeres til On (Til). Når MV er aktiveret, fastslår impulsgeneratoren den lavest målte værdi for MV baseline for hver dag i en periode på 1 uge (rullende 7-dages vindue). MV-sammenligningsværdien sættes derefter til 50 % over denne laveste ugentlige MV-baseline. Denne MV-sammenligningsværdi opdateres hver dag, så algoritmen tilpasser sig til langsigtede forandringer i patientens MV baseline. Hvis kriterierne for SBR atriell frekvens og Duration opfyldes, sammenlignes den aktuelle MV-måling med MV-sammenligningsværdien. Hvis den aktuelle MV-måling er mindre end sammenligningsværdien, inhiberes SBR-terapi (Figur 2-34 på side 2-56). Hvis den aktuelle MV-måling er større end eller lig med sammenligningsværdien, initieres SBR-terapi (Figur 2-35 på side 2-56).



Figur 2-34. SBR-terapi inhiberet ved sensorsammenligning



Figur 2-35. SBR-terapi leveret efter sensorsammenligning

LEDNINGSKONFIGURATION

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Impulsgeneratoren har selvstændigt programmerbare ledningskonfigurationer til følgende:

- Atriet (i dobbeltkammermodeller)
- Højre ventrikel

De atrielle ledninger og RV-ledningerne kan indstilles til Unipolar (Unipolær) og/eller Bipolar (Bipolær) pacing og sensing. Desuden kan den atrielle ledning programmeres til en Bipolar (Bipolær) eller Unipolar (Unipolær) paceledningskonfiguration med den atrielle senseledningskonfiguration indstillet til Off (Fra).

Indgangsimpedansen er $> 100 \text{ K}\Omega$ for hver sense/pace-elektrodepar.

I dobbeltkammerenheder, der er programmeret til AAI(R), kan den ventrikulære senseledningskonfiguration anvendes til at fremme VT-detektion. Denne parameter er tilgængelig, medmindre parameteren Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky EGM-lagring) er indstillet til Off (Fra).

Hvis den atrielle eller ventrikulære ledningstype specificeres som Unipolar (Unipolær) på skærbilledet Patient Information (Patientoplysninger), er programmering til konfiguration af Bipolar (Bipolær) ikke tilladt for hverken pacing eller sensing. Visse funktioner og programmeringsoptioner kræver, at der er angivet en bipolær ledning, enten i Patient Information

(patientoplysninger) eller med en bipolar ledningskonfiguration. Hvis der ikke angives noget i Patient Information (Patientoplysninger), kan programmering til Unipolar (Unipolær) resultere i parameterinteraktioner.

BEMÆRKNING: Hvis der kræves en unipolær pacekonfiguration ved implantation, skal det sikres, at konfigurationen programmeres til Unipolar (Unipolær) før implantationen.

FORSIGTIG: Hvis Lead Configuration (Ledningskonfiguration) programmeres til Bipolar (Bipolær), når der er implanteret en unipolær ledning, vil der ikke forekomme pacing.

BEMÆRKNING: Hvis der er en separat ICD til stede, er programmering af pacemakerens Lead Configuration (Ledningskonfiguration) til Unipolar (Unipolær) kontraindiceret.

Når pacekonfigurationen programmeres til Unipolar (Unipolær), sker pacesimulationen mellem ledningsspidsen og pacemakerkapslen. Når pacekonfigurationen programmeres til Bipolar (Bipolær), sker pacesimulationen mellem ledningsspidsen og ledningsringen. I pacekonfigurationen Unipolar bør paceartefakten være klart synlig på overflade-EKG'et, hvilket letter tolkningen. Det er dog mere sandsynligt, at unipolær pacing ved høje output forårsager muskelstimulation end bipolar pacing.

Når sensekonfigurationen programmeres til Unipolar (Unipolær), detekteres der hjertesignaler mellem ledningsspidsen og pacemakerkapslen. I sensekonfigurationen Unipolar (Unipolær) kan pacemakeren generelt opfatte mindre spontane hjertesignaler end i konfigurationen Bipolar (Bipolær). Konfigurationen Unipolar er imidlertid også mere sensitiv over for myopotentialer, som kan forårsage inhibering af pacemakeren. Når sensekonfigurationen er programmeret til Bipolar (Bipolær) er sensitiviteten højere for signaler, der udspringer i nærheden af ledningsspidsen og -ringen på grund af den relativt korte afstand mellem ledningsspids og ringelektroder. Som et resultat heraf er pacemakeren mindre tilbøjelig til at sense myopotentialer og andre signaler, der ikke er relaterede til hjertedepolarisation.

BEMÆRKNING: Blanking-periodeadfærd varierer en smule afhængigt af den valgte Lead Configuration (Ledningskonfiguration) ("Cross-chamber blanking" på side 2-68).

Brug af atriel information

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Atriel sensing kan programmeres til On (Til) eller Off (Fra) i dobbelt- eller enkeltkammer-bradymodus. 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:

- Programmér 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.
- Programmér Lead Configuration (Ledningskonfiguration) for atriel sensing til Off (Fra) for at undgå atriel sensing og minimere tilvækst af de atrielle tællere. Dette vil samtidig deaktivere V>A detection enhancement [alle takyevents bliver mærket som VT (V>A)].

FORSIGTIG: Sensing af høje atrielle frekvenser kan påvirke enhedens levetid. Den atrielle ledningskonfiguration for Sense skal derfor indstilles til Off (Fra), når der programmeres fra en atriell sensingtilstand til en ikke-atriel sensingtilstand.

FORSIGTIG: Når atriell sensing er programmeret til Off (Fra) i en DDI(R)- eller DDD(R)-tilstand, bliver en eventuel atriell pacing, der opstår, asynkron. Derudover fungerer funktioner, som kræver atriell sensing, muligvis ikke som forventet.

BEMÆRKNING: Der bør ikke udføres en atriell EP Test (EP-test), hvis Lead Configuration (Ledningskonfiguration) for atriell sensing er programmeret til Off (Fra).

- Programmér de daglige ledningsmålinger for Atrial Intrinsic Amplitude (Atriell spontan amplitude) og Atrial Pace Impedance (Atriell paceimpedans) til Off (Fra) for at deaktivere atriell diagnostik (f.eks. Atrial Amplitude (Atriell amplitude) og Impedance (Impedans)).
- Under opfølgningsbesøg bør det overvejes at fravælge det atrielle real-time EGM.

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

Lead Safety Switch (Sikkerhedsomkobler til ledning)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Funktionen Lead Safety Switch (Sikkerhedsomkobler til ledning) giver pacemakeren mulighed for at monitorere ledningsintegriteten og til at skifte Lead Configuration (Ledningskonfiguration) for pacing og sensing fra Bipolar (Bipolær) til Unipolar (Unipolær), hvis kriterierne for impedans tyder på uacceptabelt høje eller lave ledningsimpedanser.

Ledningsintegriteten monitoreres én gang dagligt ved at måle ledningsimpedansen. Funktionen Safety Switch (Sikkerhedsomkobler) kan programmeres til On (Til) i enten atriet eller højre ventrikel.

Når den målte Impedance (Impedans) er lavere end eller lig med den programmerede impedansgrænse Low (Lav) eller højere end eller lig med 2000 Ω (eller den programmerede impedansgrænse High (Høj)) for en hvilken som helst Daily Measurement (Daglig måling), skifter både pacing- og sensingkonfigurationer automatisk til Unipolar (Unipolær) for det pågældende kammer. Når konfigurationen er skiftet om, vil den fortsat være Unipolar (Unipolær), indtil den manuelt omprogrammeres tilbage til Bipolar (Bipolær).

BEMÆRKNING: Omprogrammering tilbage til Bipolar (Bipolær) kan resultere i en uventet adfærd som følge af det problem med ledningsintegriteten, der udløste Safety Switch (Sikkerhedsomkobler).

Hvis der er sket en sikkerhedsomkobling, vises der oplysninger på følgende steder i programmen:

- Dialogboksen Summary (Opsummering) ved initial interrogering
- Sektionen Leads (Ledninger) på fanen Summary (Opsummering)
- Diagrammet Daily Measurement (Daglig måling) uanset den horisontale markørplacering
- Knappen Safety Switch Details (Detaljer om sikkerhedsomkobling) fra skærbilledet Leads Setting (Ledningsindstilling)

Der vises datoen for, hvornår den pågældende Safety Switch (Sikkerhedsomkobling) skete samt de målte ledningsimpedansværdier uden for det tilladte interval. Derudover vises der et advarselssymbol ved siden af Lead Configuration (Ledningskonfiguration) for Pace og Sense (Pacing og sensing) for den pågældende ledning, der viser Unipolar (Unipolær) som den aktuelt programmerede parameter for ledningen.

Advarslen om ledningens Safety Switch bliver stående på PRM'ens skærm, indtil sessionen stopper, og vises ikke i efterfølgende sessioner, medmindre der sker endnu en sikkerhedsomkobling.

Der kan foretages yderligere tests af ledningens integritet og funktion via skærbilledet Lead Tests (Ledningstest). Testen foretages i indstillingen Unipolar (Unipolær), indtil Lead Configuration (Ledningskonfiguration) manuelt omprogrammeres tilbage til Bipolar (Bipolær).

FORSIGTIG: Hvis der anvendes korrekt fungerende ledninger med stabile målte impedansværdier tæt på de programmerede impedansgrænser, skal det overvejes at programmere Lead Safety Switch (Sikkerhedskontakt til ledning) til Off (Fra) eller ændre impedansgrænserne for at undgå utilsigtet at skifte til en Unipolar Lead Configuration (Unipolær ledningskonfiguration).

BEMÆRKNING: Hvis de daglige målinger af ledningsimpedans deaktiveres i et givent kammer, deaktiveres også funktionen Lead Safety Switch (Sikkerhedsomkobler til ledning) i dette kammer.

ADVARSEL: Lead Safety Switch (Sikkerhedskontakt til ledning) skal programmeres til Off (Fra) for patienter med en ICD. Unipolær pacing som følge af Lead Safety Switch (Sikkerhedskontakt til ledning) kontraindiceret for patienter med en ICD.

AV DELAY (AV-FORSINKELSE)

AV Delay (AV-forsinkelse) er det programmerbare tidsrum, fra forekomsten af enten en pacet eller senset højre atriel event til en pacet RV-event.

AV Delay (AV-forsinkelse) er beregnet til at hjælpe med at bevare hjertets AV-synkroni. Hvis der ikke forekommer en senset højre ventrikulær event under AV Delay (AV-forsinkelse) efter en atriel event, leverer impulsgeneratoren en ventrikulær paceimpuls, når AV Delay (AV-forsinkelse) udløber.

AV Delay (AV-forsinkelse) kan programmeres til en eller begge følgende funktioner:

- Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)
- Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse)

AV Delay (AV-forsinkelse) kan anvendes i DDD(R)-, DDI(R)-, DOO eller VDD(R)-modi.

BEMÆRKNING: Funktionen PaceSafe Right Ventricular Automatic Capture kan forlænge det programmerede AV Delay (AV-forsinkelse) for at skelne mellem et fusionsslag og støj fra ventrikulær capture.

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 + (AV-søgning +) til at undgå unødvendig RV-pacing.

Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) svarer til AV Delay (AV-forsinkelse) efter en atrieel pace.

Når minimumværdien for AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) er mindre end maksimumværdien for AV delay (Pacet AV-forsinkelse), skaleres 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 atrieel frekvens. Dette hjælper med til at minimere forekomsten af store frekvensændringer ved upper rate limit og tillader 1:1 tracking ved højere frekvenser.

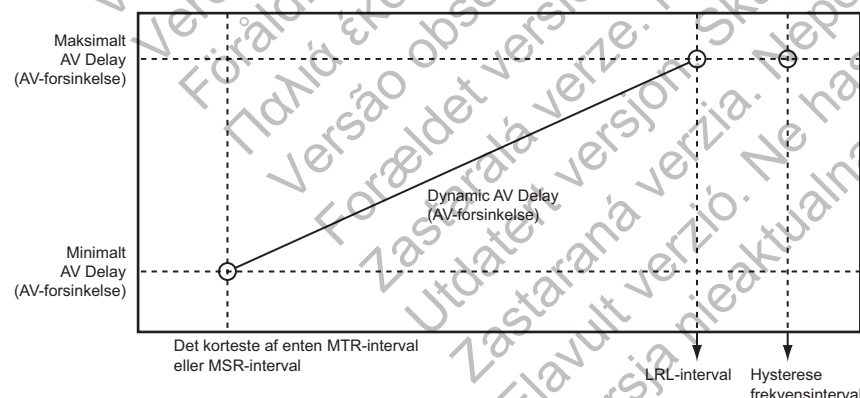
Impulsgeneratoren beregner automatisk et lineært forhold baseret på intervallængden af den foregående A–A- eller V–V-cyklus (afhængigt af den foregående eventtype) og de programmerede værdier for følgende:

- Minimal AV Delay (AV-forsinkelse)
- Maksimal AV Delay (AV-forsinkelse)
- LRL
- MTR
- MSR
- MPR

Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) justeres ikke efter en PVC, eller når den foregående hjertecyklus blev begrænset af MTR.

Hvis den atriele frekvens ligger ved eller under LRL (dvs. hysteres), anvendes det maksimale AV Delay (AV-forsinkelse). Hvis den atriele frekvens ligger ved eller over den højeste af værdierne for MTR, MSR eller MPR, anvendes det programmerede minimale AV Delay (AV-forsinkelse).

Når den atriele 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 2-36. Dynamic AV Delay

AV Delay (AV-forsinkelse) kan programmeres til enten en fast eller en dynamisk værdi som følger:

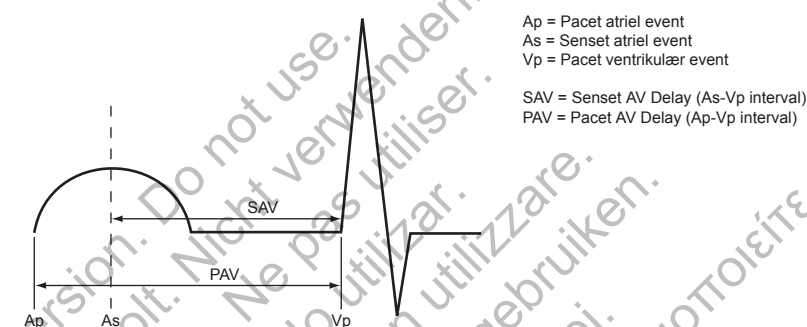
- Fixed AV Delay (Fast AV-forsinkelse) – forekommer, når den minimale og den maksimale værdi for Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) er ens
- Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) – forekommer, når den minimale og den maksimale værdi for Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) ikke er ens

Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) svarer til AV Delay (AV-forsinkelse) efter en senset atriele hændelse.

Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) 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 sensedede atrielle events (Figur 2-37 på side 2-61).



Figur 2-37. Sensed AV Delay

Den hæmodynamiske effekt af Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) afhænger af egnetheden af timingen mellem de atrielle og ventrikulære kontraktioner. Atriele pacing initierer atriele elektrisk excitering, hvorimod atriele sensing kun kan forekomme efter starten på spontan atriele 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 (Senset AV-forsinkelse) er programmeret til den samme værdi som Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse), være forskelligt mellem pacede og sensedede atrielle events.

Når enheden programmeres til DDD(R)-modus, anbefales det, at patienten testes for at fastsætte det optimale AV Delay (AV-forsinkelse) under atriele sensing og atriele pacing. Hvis de optimale AV Delays er forskellige, kan dette afspejles ved at programmere forskellige parameterindstillinger for Paced AV Delay og Sensed AV Delay (Pacet og senset AV-forsinkelse).

Anvendelse af Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) med Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) – Fixed (Fastsat)

Når Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) programmeres til en fast værdi, vil Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) ligge fast på den programmerede værdi for Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse).

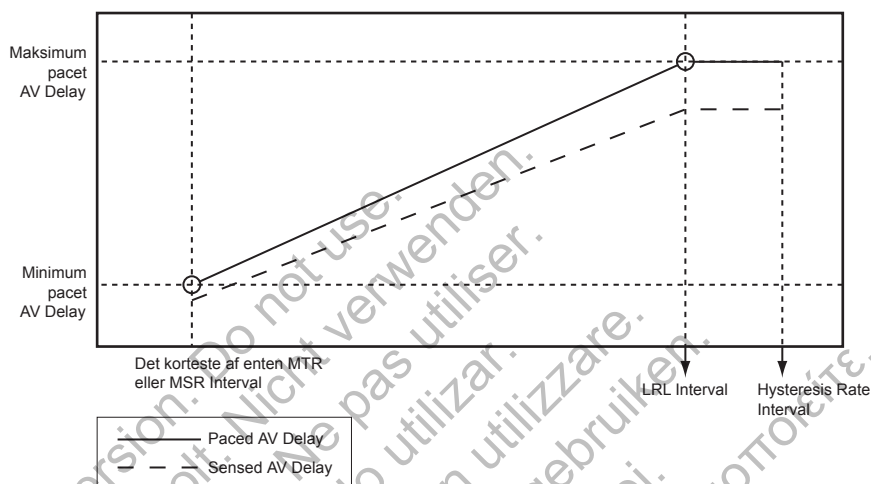
Anvendelse af Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) med Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) – Dynamisk

Når Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) er programmeret som dynamisk, vil Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) også være dynamisk.

Dynamisk Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) og Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) er baseret på den atrielle frekvens. Med henblik på at afspejle afkortelsen af PR-intervallet under perioder med øget metabolisk behov, afkortes AV Delay (AV-forsinkelse) 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 2-38 på side 2-62). Når der

anvendes Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse), og maksimumsværdien for Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) programmeres som kortere end maksimumsværdien for Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse), vil minimumsværdien for Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) også være kortere end minimumsværdien for Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse).

BEMÆRKNING: Minimumsværdien for Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) er kun programmerbar i VDD(R)-modus.



Figur 2-38. Funktionen Dynamic og Sensed AV Delay

AV Search + (AV-søgning +)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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 den 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 + (AV-søgning +) er aktiveret, bliver AV Delay (AV-forsinkelse) forlænget periodisk (søgeinterval) i op til 8 på hinanden følgende pacede eller sensed hjertecykler. AV Delay (AV-forsinkelse) for AV Search + (AV-søgning +) forbliver aktivt, så længe de spontane PR-intervaller er kortere end den programmerede værdi for Search AV Delay (Søgning AV-forsinkelse).

Impulsgeneratoren vender tilbage til det programmerede AV Delay (AV-forsinkelse) i følgende situationer:

- Når søgningen på de otte hjertecykler udløber uden at sense spontan ventrikulær aktivitet
- Når der optræder to ventrikulært pacede events i en rullende vindue på ti cykler

Search AV Delay

Parameteren Search AV Delay (Søgning AV-forsinkelse) fastlægger længden af den sensed og pacede forsinkelse under søgecyklerne og i AV-hystereseperioden.

Funktionen PaceSafe Right Ventricular Automatic Capture kan forlænge det programmerede AV Delay (AV-forsinkelse) for at skelne mellem et fusionsslag og støj fra ventrikulær capture.

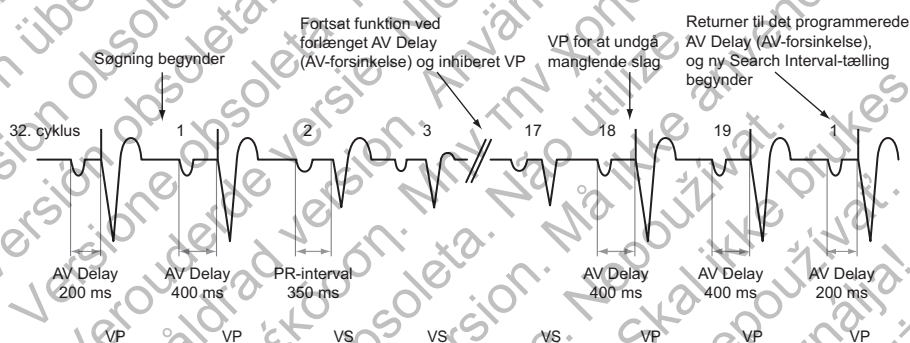
BEMÆRKNING: Search AV Delay (Søgning AV-forsinkelse) kan programmeres til en værdi, der er længere end den maksimale Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse). Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) og Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) anvendes ikke under AV Search + (AV-søgning +).

PRM'en tager ikke højde for det AV Delay (AV-forsinkelse), der er tilknyttet AV Search + (AV-søgning +) 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 + (AV-søgning +) 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 + (AV-søgning +) 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 2-39. AV Search +

RYTHMIQ

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheder.

RYTHMIQ reducerer unødvendig ventrikulær pacing⁴ og forhindrer klinisk væsentlige pauser som beskrevet i 2008 ACC/AHA/HRS-retningslinjerne⁵. RYTHMIQ fungerer i en AAI(R)-pacemodus med VVI-backup på tidspunkter med normal overledning. Hvis der detekteres tab af AV-synkroni, skifter modusen automatisk til DDD(R) for at genoprette AV-synkroni. Hvis den normale overledning genetableres, skifter modusen 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 (Normal bradymodus) er DDD, kan RYTHMIQ indstilles til enten AAI With VVI Backup (AAI med VVI-backup) eller Off (Fra). Hvis Normal Brady Mode

4. Tolosana JM, Gras D, Le Polain De Waroux JB, et al. Reduction in right ventricular pacing with a new reverse mode switch algorithm: results from the IVORY trial. Europace. 2013;15 (suppl 2):P1036.
5. 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.

(Normal bradymodus) er DDDR, kan RYTHMIQ indstilles til enten AAIR With VVI Backup (AAIR med VVI-backup) eller Off (Fra).

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 ikke hurtigere end 60 min⁻¹. Når der er konsistent overledning, sker der ikke ventrikulær pacing, da VVI-backup-modusen 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.

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 + (AV-søgning +) 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. Undtagelserne herfra er ATR, Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) og Rate Smoothing (Frekvensudjævning). Hvis ATR er programmeret til On (Til) 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 arytmie ophører, vil pacemodusen genoptage det RYTHMIQ-trin, der var aktivt før ATR Mode Switch (ATR-modusskift). Hvis Rate Smoothing (Frekvensudjævning) er programmeret til On (Til) for DDD(R), så vil Rate Smoothing (Frekvensudjævning) også være aktiv under AAI(R), men Rate Smoothing (Frekvensudjævning) vil ikke ændre på frekvensen for VVI backup-pacing.

BEMÆRKNING: Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons) vil ikke blive aktiveret som følge af et fald i den atrielle frekvens, når RYTHMIQ er aktiv i AAI(R)-modus. Hvis RYTHMIQ er aktiv i DDD(R)-modus, vil en vellykket AV Search (AV-søgning) afslutte SBR-terapi.

Hvis skiftet fra AAI(R) med VVI Backup til DDD(R) kun ønskes foretaget én gang, programmeres AV Search + (AV-søgning +) til Off (Fra). I dette tilfælde forbliver impulsgeneratoren i DDD(R)-modus, indtil der sker en omprogrammering.

REFRAKTÆR

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Perioderne for Refractory (Refraktær) er de intervaller, der efterfølger pacede eller sensedede hændelser, hvorunder impulsgeneratoren ikke inhiberes eller udløses 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).

BEMÆRKNING: *Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) inhiberes ikke under refraktærperioder.*

BEMÆRKNING: *Enkeltkammerenheder programmeret til VVI(R) indlæser automatisk ventrikulærspecifikke refraktærperioder, og enkeltkammerenheder, der er programmeret til AAI(R), indlæser automatisk atrielspecifikke refraktærperioder. Som nævnt i det følgende er de atrielle refraktærperioder, der anvendes i en enkeltkammerenhed, forskellige fra de, der anvendes i en dobbeltkammerenhed.*

A-refraktær - PVARP

PVARP defineres i henhold til pacemodusen:

- Dobbeltkammerenhed programmeret til AAI(R) – tidsrummet 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. Perioden for Atrial Refractory (Atrielt refraktær) 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 periode for Atrial Refractory (Atrielt refraktær) afkorter det atrielle bradysensevindue. Programmering af lange perioder for Atrial Refractory (Atrielt refraktær) i kombination med visse perioder for AV Delay (AV-forsinkelse) 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)

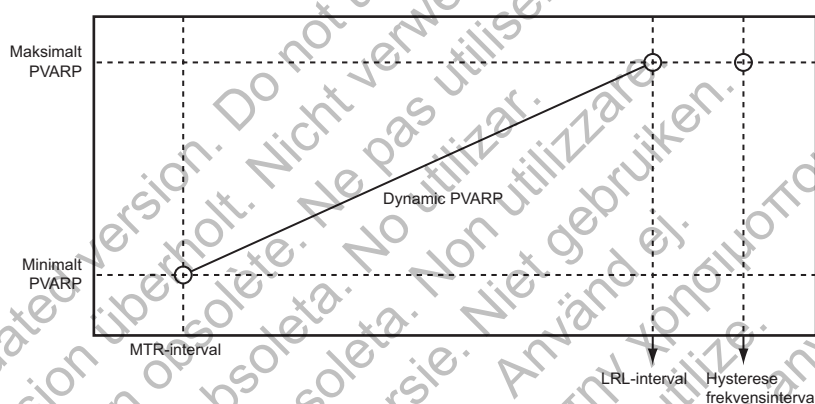
Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Programmering af Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) og Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) optimerer sensvinduet ved højere frekvenser og gør det muligt at reducere

øvre frekvensadfærd (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 2-40 på side 2-66). Dette forhold fastlægges af de programmerede værdier for Minimum PVARP, Maximum PVARP (Maksimal 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 2-40. Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP)

Maximum PVARP (Maksimal PVARP)

Hvis gennemsnitsfrekvensen er lig med eller mindre end LRL (f.eks. hysteres), anvendes Maximum PVARP (Maksimal PVARP).

Minimum PVARP

Hvis gennemsnitsfrekvensen er lig med eller højere end MTR-intervallet, anvendes den programmerede Minimum PVARP.

PVARP after PVC (PVARP efter PVC)

PVARP after 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 sensed RV-event uden at detektere en forudgående atrielt sensed event (refraktær eller ikke-refraktær) eller levere en atriel pace, forlænges perioden for Atrial Refractory (Atrial refraktær) automatisk til den programmerede værdi PVARP after PVC (PVARP efter PVC) for en hjertecyklus. Når en PVC er detekteret, nulstilles timingintervallet automatisk. PVARP forlænges ikke oftere end hver anden hjertecyklus.

Impulsgeneratoren udvider automatisk PVARP til værdien PVARP after PVC (PVARP efter PVC) for en hjertecyklus i følgende situationer:

- Hvis en atriel paceimpuls inhiberes pga. Atrial Flutter Response (Atrieflagrenrespons)

- 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 magnetfunktion til en atrielt trackingmodus
- Når enheden returnerer fra Electrocautery Protection (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus) eller MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) 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 (Atrielt refraktær) efter en atrielt senset event
- 150 ms Atrial Refractory (Atrielt refraktær) efter en atrielt pace i DDD(R)- og DDI(R)-modus

Enkeltkammerenhed

I en enkeltkammerenhed programmeret til AAI(R) er der en programmerbar refraktærperiode efter atrielle events. Dette gælder både atrielt pacede og atrielt sensed events for at sikre, at refraktærperioden er lang nok til at forhindre oversensing af en far-field ventrikulær event. Enhver senset event, der falder inden for refraktærperioden, detekteres og mærkes ikke og har ingen indflydelse på timingintervaller, medmindre den sker inden for støjvinduet.

BEMÆRKNING: Hvis der forekommer forlænget spontan overledning, kan det være nødvendigt med en længere refraktærperiode for at undgå oversensing af en far-field R-tak.

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.

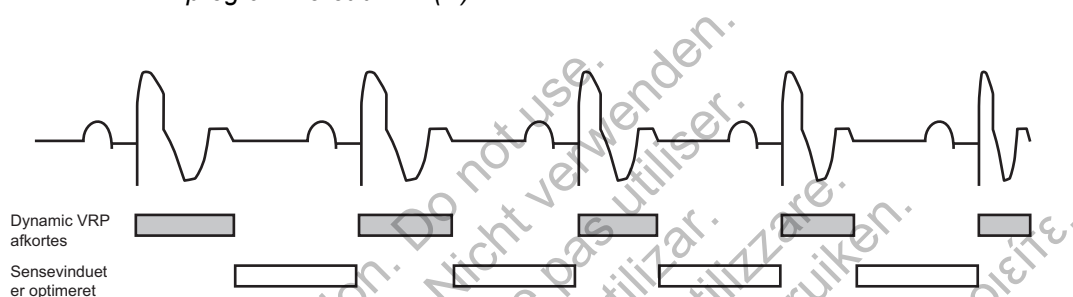
Programmeringen og funktionen af Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode) i VVI(R)-modus er den samme for dobbeltkammer- og enkeltkammerenheder. Enhver event, der falder inden for VRP, detekteres og mærkes ikke (medmindre den sker inden for støjvinduet) og har ingen indflydelse på timingintervaller.

RVRP er tilgængeligt i enhver modus, hvor ventrikulær sensing er aktiveret, og RVRP kan programmeres til et fast eller et dynamisk interval (Figur 2-41 på side 2-68):

- Fixed (Fastsat) – 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.

BEMÆRKNING: *Dynamic Refractory (Dynamisk refraktær) er ikke tilgængelig i enkeltkammerenheder programmeret til VVI, hvis der ikke er nogen Max Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens) til at anvende minimumsværdien, eller nogen tid i enkeltkammerenheder programmeret til AAI(R).*



Figur 2-41. Forhold mellem ventrikulær frekvens og refraktærinterval

Med henblik på et passende sensevindue anbefales følgende værdi for Refractory (Refraktær) (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 (Ventrikulær 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 hændelse blive sensed korrekt efter PVARP, og spontan overledning til ventriklen falder inden for den ventrikulære refraktærperiode. I dette tilfælde sender 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 ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Krydskammer-blanking-perioder er beregnet til at fremme passende sensing af in-chamber-hændelser 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 (når det er muligt) 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 eller Fixed Sensitivity (AGC- eller fast sensitivitet).

BEMÆRKNING: Smart Blanking-perioder forlænges til 85 ms, hvis en blankingperiode i samme kammer eller et støjvindue, der kan triggere igen, er aktivt, når Smart Blanking-perioden begynder. Hvis der for eksempel forekommer en RV-sens i den atrielle refraktærperiode, vil krydskammer-blanking-perioden A-Blank after RV Sense (A-blanking efter RV-sens) være 85 ms.

FORSIGTIG: Justeringer af Sensitivity (Sensitivitet) i forbindelse med Smart Blanking er muligvis ikke tilstrækkeligt til at forhindre detektion af krydskammerartefakter, hvis krydskammerartefakterne er for store. Overvej andre faktorer, der påvirker størrelsen/amplituden på krydskammerartefakter, herunder placering af ledninger, pacingeffekt og programmerede indstillinger for Sensitivity (Sensitivitet).

De nominelle blanking-periodoværdier og programmerbare indstillinger vil automatisk ændre sig i visse situationer for at sikre, at der ikke detekteres krydskammer-artefakter:

- Hvis der som Sensing Method (Sensemetode) vælges AGC, vil Smart Blanking være den nominelle indstilling (undtagen for V-Blank after A-Pace (V-blanking efter A-pace)), og fast Blanking vil også være tilgængelig.

BEMÆRKNING: Hvis AGC anvendes sammen med en Unipolar (Unipolær) atriel Sense Lead Configuration (Senseledningskonfiguration), vil Fixed (fast) atriel blanking være den nominelle indstilling, men Smart Blanking vil også være tilgængelig.

- Hvis der som Sensing Method (Sensemetode) vælges Fixed (Fastsat), vil Fixed (Fastsat) Blanking være den nominelle indstilling, og Smart Blanking vil ikke være tilgængelig for nogen af kamrene.
- Når der sker en ændring i Sensing Method (Sensemetode), vil blankingperioder automatisk vende tilbage til den nominelle værdi for den pågældende Sensing Method (Sensemetode), medmindre blankingperioden forinden er blevet omprogrammeret. Hvis blankingperioden forinden er blevet omprogrammeret for en Sensing Method (Sensemetode), vil perioden vende tilbage til den sidst programmerede værdi.

RV-Blank after A-Pace

RV-Blank after A-Pace (RV-blanking 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 atriel pace.

Impulsgeneratoren reagerer ikke på RV-hændelser i tidsrummet af den valgte duration efter en atriel pace.

BEMÆRKNING: Smart Blanking er ikke tilgængelig for parameteren RV-Blank after A-Pace (RV-blanking efter A-pace).

Ved justering af Blanking bør følgende overvejes:

- 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-takke (f.eks. PVC'er, hvis de 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 hændelse.

Visse programmerede kombinationer af dobbeltkammerpaceparametre kan påvirke ventrikulær takydetektion. Når der sker dobbeltkammerpace, kan der for eksempel forekomme RV-undersensing på grund af refraktærperioden efter en atrielt pace (RV-Blank after A-Pace (RV-blanking after A-pace)). Hvis der i visse anvendelsessituationer detekteres et mønster med atrielt pacing og VT-slag, justerer funktionen Brady Tachy Response (Brady-takyrespons) (BTR) automatisk AV delay (AV-forsinkelse) med henblik på at gøre det lettere at bekræfte en formodet VT. Hvis der ikke forekommer VT, vender AV Delay (AV-forsinkelse) tilbage til den programmerede værdi. I programmeringssituationer, hvor der kan forekomme automatisk justering af AV Delay (AV-forsinkelse), vises der ikke en specifik advarsel om Parameter Interaction (Parameterinteraktion). Kontakt Boston Scientific vha. oplysningerne på bagsiden for at drøfte de nærmere detaljer.

A-Blank after V-Pace

A-Blank after V-Pace (A-blanking after 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.

A-Blank after V-Pace kan programmeres til værdien Fixed (Fast) eller Smart (tilgængelig med Sensing Method (Sensemetoden) indstillet til AGC).

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).

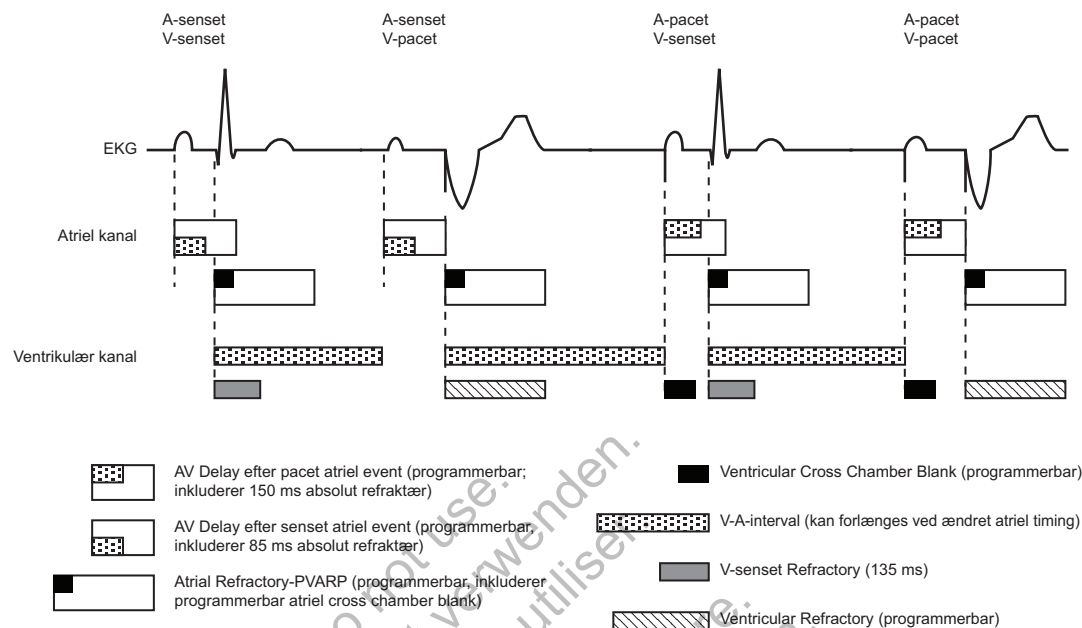
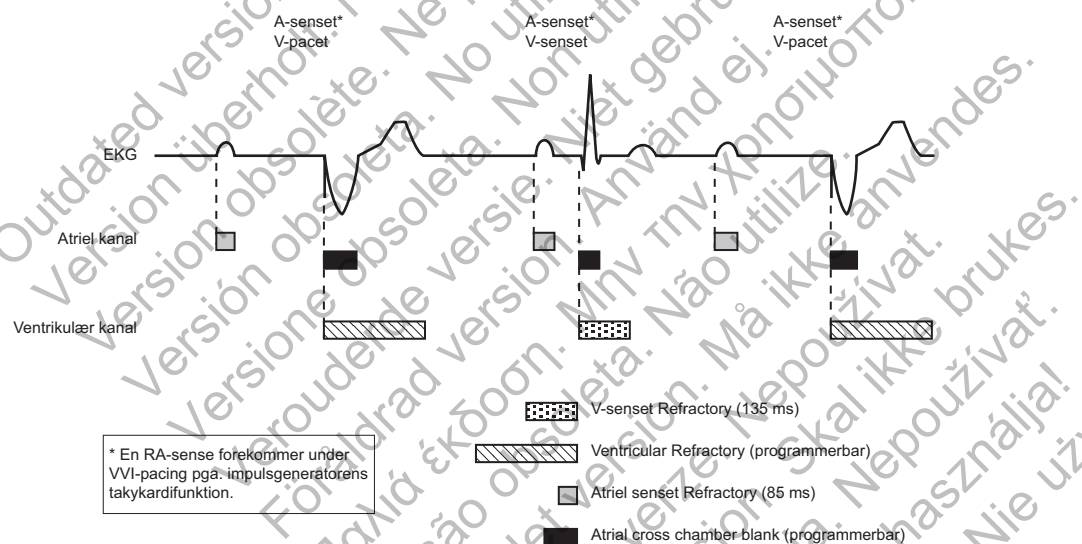
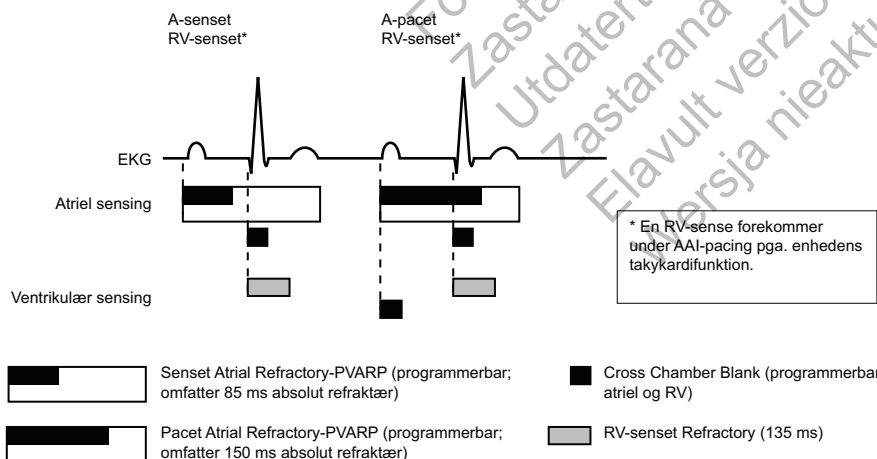
A-Blank after RV-Sense

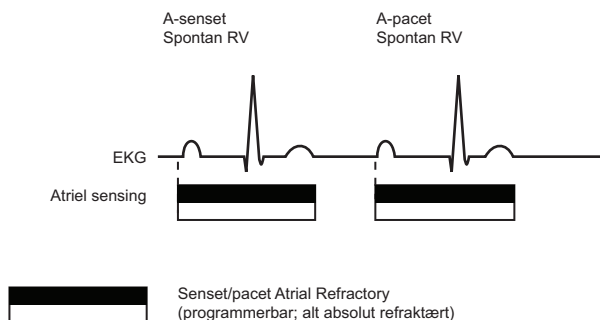
A-Blank after RV-Sense (A-blanking after RV-sens) er en cross-chamber blankingperiode, der er beregnet til at fremme passende sensing af P-takker og forhindre oversensing af cross-chamber events efter en RV-senset event.

A-Blank after RV-Sense (A-blanking after RV-sens) kan programmeres til værdien Fixed (Fast) eller Smart (tilgængelig med Sensing Method (Sensemetode) indstillet til AGC).

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 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 2-42. Refraktærperioder, dobbeltkammerpacemodi

Figur 2-43. Refraktærperioder, VVI-pacemodus

Figur 2-44. Refraktærperioder, AAI-pacemodus, DR



Figur 2-45. Refraktærperioder, AAI-pacemodus, SR

NOISE RESPONSE (STØJRESPONS)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Støjvinduer og blankingperioder er beregnet til at forhindre uhensigtsmæssig inhibering af pacing som følge af cross-chamber oversensing.

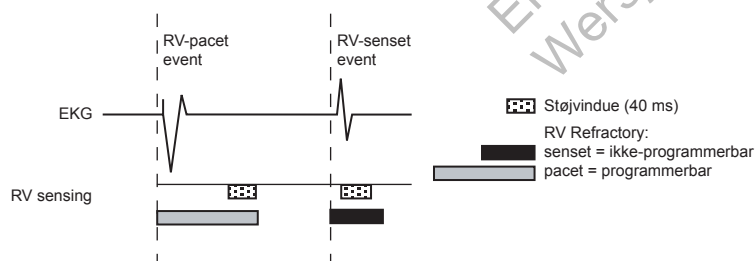
Noise Response (Støjrespons) giver klinikerne mulighed for at vælge mellem at pace eller inhibere pacing ved tilstedeværelse af støj.

Der er et gentriggerligt støjvindue på 40 ms i hver refraktær- og fast (ikke Smart) cross-chamber blankingperiode. Vinduet initieres af enten en senset eller en pacet 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.

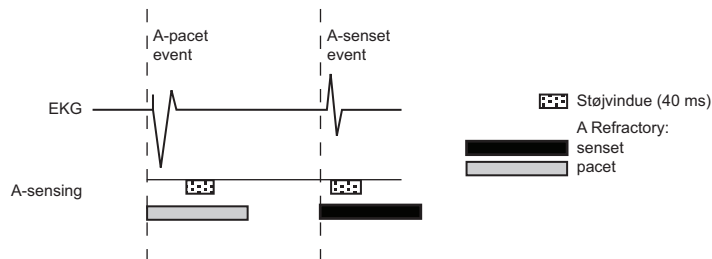
Parameteren Noise Response (Støjrespons) kan programmeres til Inhibit Pacing (Inhiber pacing) eller en asynkron modus. Den tilgængelige asynkrone modus modsvarer automatisk den permanente Brady Mode (Bradymodus) (dvs. den permanente VVI-modus har VOO-støjrespons). Hvis Noise Response (Støjrespons) er programmeret til en asynkron modus, og hvis støjen vedvarer, så støjvinduet forlænges ud over det programmerede paceinterval, pacer impulsgeneratoren asynkront ved den programmerede pcefrekvens, 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 Pacing (Inhiber pacing) er en modus, der er beregnet til patienter, hvis arytmier kan udløses af asynkron pacing.

Se illustrationerne herunder.

RA-refraktærperioder kan være programmerbare eller ikke-programmerbare afhængigt af modusen (enkelt- vs. dobbeltkammer). Se Figur 2-47 på side 2-73.



Figur 2-46. Refraktærperioder og støjvinduer, RV



Figur 2-47. Refraktærperioder og støjvinduer, RA

Derudover er en ikke-programmerbar dynamisk støjalgoritme aktiv i frekvenskanaler, hvor der anvendes AGC-sensing.

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

Afhængigt af den valgte modus:

- Markøren [AS] eller [VS] optræder, når støjvinduet trigges første gang efter henholdsvis en A-pace eller V-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 markøren AP-Ns eller VP-Ns

Dobbeltkammer

- Afhængigt af det kammer, hvori støjen forekommer, optræder markøren [AS] eller [VS], når støjvinduet trigges første gang efter en pace
- Hvis det udløses 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

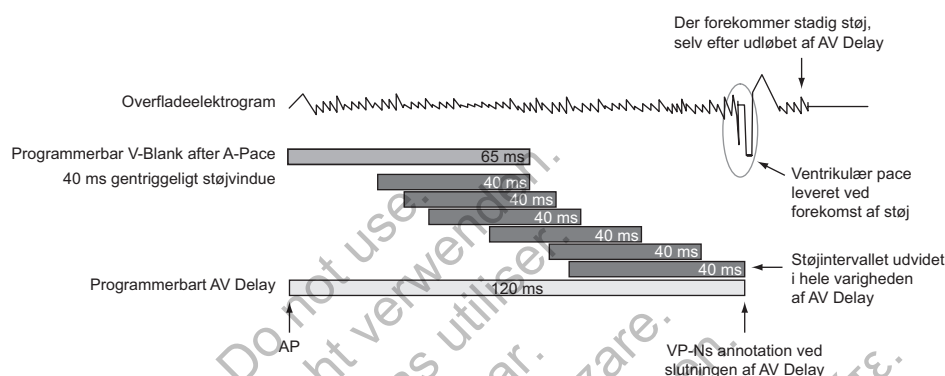
BEMÆRKNING: Hos pace-afhængige patienter skal det overvejes nøje, om Noise Response (Støjrespons) skal indstilles til Inhibit Pacing (Inhiber pacing), da der ikke kan forekomme pacing, hvis der er støj.

Eksempel på Noise Response

Cross-chamber sensing, der sker tidligt i AV Delay (AV-forsinkelse), 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-forsinkelse). Hvis støjen fortsætter i hele varigheden af AV Delay (AV-forsinkelse), leverer enheden en paceimpuls, når timeren AV Delay (AV-forsinkelse) 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 2-48 på side 2-74).

Hvis støjen ophører før udløbet af AV Delay (AV-forsinkelse) kan enheden detektere et spontant slag, der forekommer på et vilkårligt tidspunkt ud over det genudløselige støjinterval på 40 ms, og indlede en ny hjertecyklus.



Figur 2-48. Noise Response (fast blanking)

SYSTEMDIAGNOSTIK

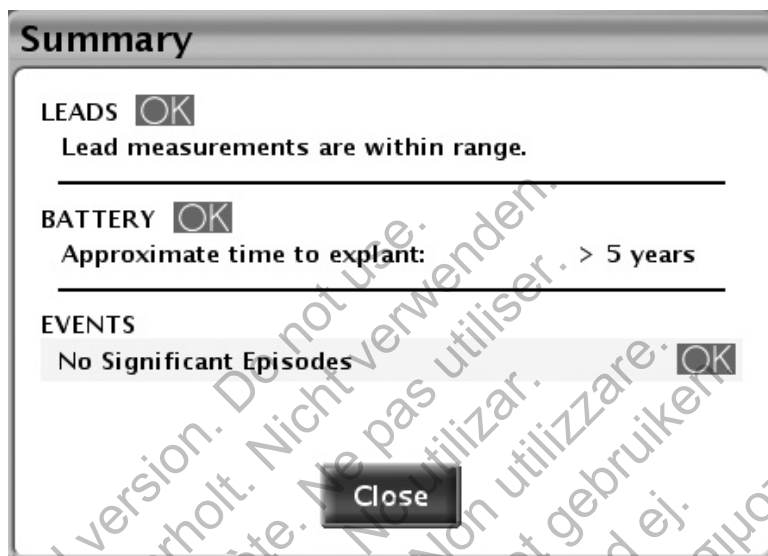
KAPITEL 3

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "Oversigtsdialog" på side 3-2
- "Battery Status (Batteristatus)" på side 3-2
- "Ledningsstatus" på side 3-6
- "Post-Operative System Test (Postoperativ systemtest) (POST)" på side 3-11
- "Ledningstests" på side 3-11

OVERSIGTSDIALOG

Ved interrogering vises der en dialogboks af typen Summary (Opsummering). Den viser status for Leads (Ledninger) og POST-oplysninger, Battery (Batteri), omtrentlig tid til eksplantation og en meddelelse om Events (Hændelser) for eventuelle episoder siden sidste nulstilling. Der vil også blive vist en magnetmeddelelse, hvis impulsgeneratoren registrerer, at der er anbragt en magnet.



Figur 3-1. 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) – "Ledningsstatus" på side 3-6
- Battery (Batteri) – "Battery Status (Batteristatus)" på side 3-2
- Events (Hændelser) – "Terapiforløb" på side 4-2

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 af knapperne Reset (Nulstil) til nulstilling af en forløbstæller.

BATTERY STATUS (BATTERISTATUS)

Impulsgeneratoren overvåger automatisk batteriets kapacitet og ydeevne. Der findes oplysninger om batteristatus på flere skærbilleder:

- Dialogboksen Summary (Opsummering) – viser en grundlæggende statusmeddelelse om den resterende batterikapacitet ("Oversigtsdialog" på side 3-2).
- Fanen Summary (Opsummering) (på hovedskærmen) – viser den samme grundlæggende statusmeddelelse som dialogen Summary (Opsummering) og viser samtidig batteristatusmåleren ("Hovedskærm" på side 1-2).
- Oversigtsskærmen Battery Status (Batteristatus) (åbnes fra fanen Summary (Opsummering)) – viser yderligere batteristatusoplysninger om resterende batterikapacitet og aktuel Magnet Rate (Magnetfrekvens) ("Oversigtsskærmen Battery Status" på side 3-3).

- Skærmen Battery Detail (Batteridetajler) (åbnes fra oversigtsskærmen Battery Status (Batteristatus)) – viser detaljerede oplysninger om batteriets udnyttelse, kapacitet og ydeevne ("Oversigtsskærmen Battery Detail" på side 3-5).

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:

- Battery status gauge (Batteristatusmåler) – viser en visuel angivelse af den resterende tid til eksplantation.

BEMÆRKNING: Batteristatussen kan tilgås ved manuelt at anbringe en ekstern magnet med en styrke på over 70 gauss. Den pacefrekvens, der aktiveres ved magnetanbringelse, giver en indikation af batteristatussen på oversigtsskærmen Battery Status (Batteristatus). Yderligere oplysninger findes i "Magnet Rate" (Magnetfrekvens) nedenfor.

- Approximate time to explant (Omtrentlig tid til eksplantation) – viser den resterende anslåede kalendertid til impulsgeneratoren, når stasussen Explant (Eksplantation).

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.

Magnet Rate (Magnetfrekvens)

Når Magnet Response (Magnetrespons) programmeres til Pace Async (Asynkron pacing), konverterer anbringelse af magneten impulsgeneratorens Brady Mode (Bradymodus) til en asynkron modus med en fast pacefrekvens og en AV Delay (AV-forsinkelse) på 100 ms.

Den asynkrone pacefrekvens afspejler den aktuelle batteristatus og vises på oversigtsskærmen Battery Status (Batteristatus):

More than One Year Remaining (Mere end et år tilbage)	100 min ⁻¹
One Year or Less Remaining (Et år eller mindre tilbage)	90 min ⁻¹
Explant (Eksplantation)	85 min ⁻¹

Yderligere oplysninger om Pace Async (Asynkron pacing) og funktionen Magnet findes i "Magnetfunktion" på side 4-21.

Ikonet Battery Detail (Batteridetajler)

Ved valg af dette ikon vises skærmen Battery Detail (Batteridetajler) for opsummering ("Oversigtsskærmen Battery Detail" på side 3-5).

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 (Eksplantation) nås, er der tilstrækkelig batterikapacitet til at pace 100% i tre måneder under de givne betingelser. Når statussen Explant (Eksplantation) nås, er der 1,5 times ZIP-telemetri tilbage. Det bør overvejes at anvende telemetri med telemetrihoved.

BEMÆRKNING: Når de 1,5 times telemetri er opbrugt, genereres der en LATITUDE-alarm.

Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt) – impulsgeneratorens funktionalitet er begrænset, og der kan ikke længere garanteres terapier. Denne status nås tre måneder efter, statussen Explant (Eksplantation) 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.

BEMÆRKNING: Der genereres en LATITUDE-alarm, og derefter er LATITUDE NXT 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 (Batterikapacitet opbrugt)	Brady Mode (Bradymodus) efter indikatoren Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt)
DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R)	VVI
AAI(R)	AAI
Off (Fra)	Off (Fra)
DOO, VOO	VOO
AOO	AOO

- Brady Mode (Bradymodus) kan programmeres til Off (Fra), og ingen andre parametre er programmerbare
- Kun telemetri med telemetrihoved (RF-telemetri er deaktiveret)
- En LRL på 50 min⁻¹

I statussen Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt) er følgende funktioner deaktiveret:

- Trends for Daily Measurement (Daglig måling)
- Brady-forbedringer (f.eks. frekvensrespons og Rate Smoothing (Frekvensudjævning))
- PaceSafe RV Automatic Capture (PaceSafe RV automatisk registrering) (outputtet fastsættes til 2X den seneste måling, men ikke mere end 5 V eller mindre end 3,5 V)
- PaceSafe RA Automatic Threshold (PaceSafe RA automatisk tærskel) (outputtet fastsættes til den aktuelle outputværdi)
- Lead Safety Switch (Sikkerhedsomkobler til ledning) (ledningskonfigurationen forbliver den samme, som den var programmeret til, da enheden nåede statussen Battery Capacity Depleted (Batterikapacitet opbrugt))
- Episodelagring
- Diagnostiske test og EP Test (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 modusen Storage (Opbevaring). I modusen Storage (Opbevaring) er der ingen funktionalitet tilgængelig.

ADVARSEL: MR-scanning efter statussen Explant (Eksplantation) er nået, kan føre til for tidlig batteriafladning, en forkortelse af udskiftningsperiode for enheden eller pludseligt tabt pacing. Efter udførelse af en MR-scanning på en enhed, der har nået statussen Explant (Eksplantation), kontrolleres funktionen af impulsgeneratoren, og der planlægges en tid til udskiftning af enheden.

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.

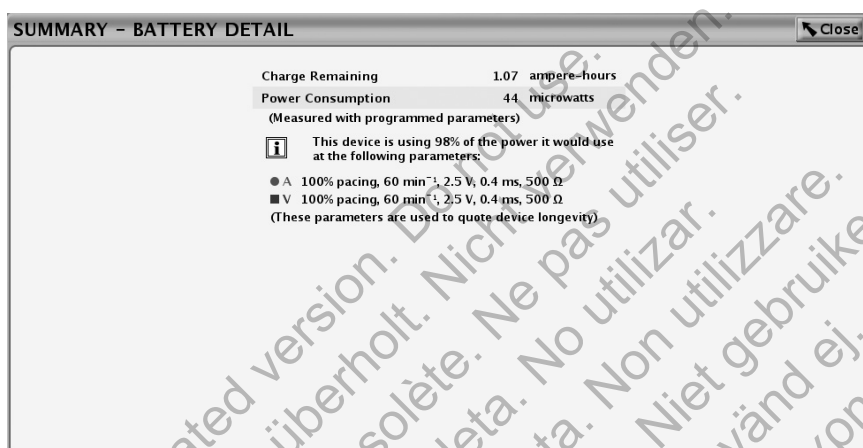
Oversigtsskærmen Battery Detail

Oversigtsskærmen Battery Detail (Batteridetaljer) viser følgende oplysninger om impulsgeneratorens batteristatus (Figur 3-2 på side 3-6):

- 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 (Strømforbrug) og Power Consumption Percentage (Strømforbrug i %) tilsvarende:

- Amplitude
- Pulse Width (Impulsbredde)
- Brady Mode (Bradymodus)
- LRL
- MSR
- PaceSafe



Figur 3-2. Oversigtsskærmen Battery Detail

LEDNINGSSTATUS

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 (Spontan amplitude) er aktiveret, uafhængigt af pacemodusen. 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)):
 - Paceledning(er) – enheden forsøger automatisk at måle paceledningsimpedansen for hvert hjertekammer, hvori den daglige test af Pace Impedance (Paceimpedans) er aktiveret, uafhængigt af pacemodusen. Når impulsgeneratoren foretager Lead Impedance Test (Ledningsimpedanstest), benytter enheden et subpacetærskelsignal, der ikke forstyrrer normal pacing eller sensing.
 - For ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder er impedansgrænsen High (Høj) nominelt indstillet til 2000 Ω og kan programmeres til mellem 2000 og 3000 Ω med stigningstrin på 250 Ω . Impedansgrænsen Low (Lav) er nominelt indstillet til 200 Ω og kan programmeres til mellem 200 og 500 Ω med stigningstrin på 50 Ω .

For FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder er impedansgrænsen High (Høj) fastsat til 2000 Ω . Impedansgrænsen Low (Lav) er nominelt indstillet til 200 Ω og kan programmeres til mellem 200 og 500 Ω med stigningstrin på 50 Ω .

Overvej følgende faktorer, når du vælger en værdi for impedansgrænserne:

- 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 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 (Opsummering). Detaljerede data vises i grafisk format på oversigtsskærmen Leads Status (Ledningsstatus), som åbnes ved valg af ledningsikonet på skærmen Summary (Opsummering) (Figur 3-3 på side 3-9).

De mulige ledningsstatusmeddelelser er som følger (Tabel 3-1 på side 3-8):

- 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: *Ledningsimpedansmålinger, der ligger uden for det tilladte interval, kan medføre, at ledningskonfigurationen ændres til Unipolar (Unipolar) ("Lead Safety Switch (Sikkerhedsomkobler til ledning)" på side 2-58).*

BEMÆRKNING: *PaceSafe-specifikke meddelelser, herunder meddelelser om fejlede ledningstests samt ledningsalarmer beskrives nærmere i "PaceSafe" på side 2-13.*

Tabel 3-1. Rapportering af ledningsmålinger

Ledningsmåling	Rapporterede værdier	Grænser for intervaloverskridelser
A Pace Impedance (A paceimpedans) (Ω)	200 til 3000	Low (Lav): $\leq$ programmeret atriell grænse for Low (Lav) impedans High (Høj): ≥ 2000 (eller den programmerede atrielle grænse for High (Høj) impedansgrænse)
RV Pace Impedance (RV paceimpedans) (Ω)	200 til 3000	Low (Lav): $\leq$ programmeret højre ventrikulær grænse for Low (Lav) impedans High (Høj): ≥ 2000 (eller den programmerede højre ventrikulær grænse for High (Høj) impedans)
P-Wave Amplitude (P-takamplitude) (mV)	0,1 til 25,0	Low (Lav): $\leq 0,5$ High (Høj): ingen
R-Wave (RV) Amplitude (R-takamplitude) (mV)	0,1 til 25,0	Low (Lav): $\leq 3,0$ High (Høj): ingen

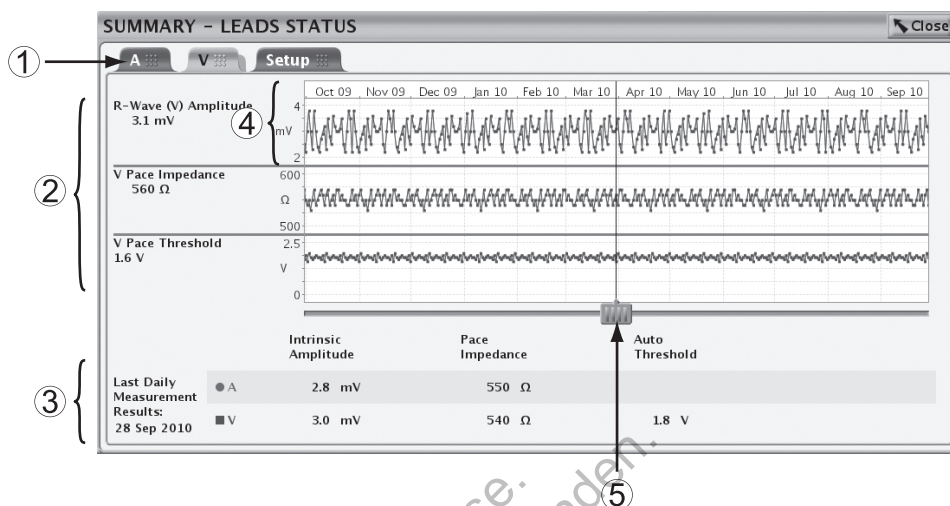
BEMÆRKNING: I enkeltkammerenheder svarer de rapporterede værdier for Amplitude og Impedance (Impedans) og de anvendte grænseværdier for intervaloverskridelser til den valgte ledningsposition og -modus.

Oversigtsskærmen Leads Status (Ledningsstatus) viser detaljer om de daglige målinger for de relevante ledninger (Figur 3-3 på side 3-9):

- 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 impedans.

BEMÆRKNING: Hvis de daglige målinger af ledningsimpedans deaktiveres i et givent kammer, deaktiveres også funktionen Lead Safety Switch (Sikkerhedsmkobler til ledning) i dette kammer.

- Hvert datapunkt angiver den daglige måling eller POST-resultater 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 eller POST-resultater 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 3-3. Oversigtskærmen Leads Status (Ledningsstatus)

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).

Hvis der er mere end én måling om dagen, rapporteres kun én måling. For Amplitude og Impedance (Impedans) gælder det, at hvis en af målingerne er gyldig, og den anden er ugyldig, bliver den ugyldige måling rapporteret. Hvis begge målinger er gyldige, rapporteres den seneste værdi. For Threshold (Tærskel) 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 (Opsummering) 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 3-2. 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 hændelser defineret som PAC	PAC	Hul

Tabel 3-2. Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude): Betingelser for daglige målinger, programmerdisplay og grafisk visning
(fortsat)

Betingelse	Programmerdisplay	Grafisk visning
Amplitudemålinger uden for interval (mV)	0,1; 0,2; ...; 0,5 (RA-ledning) med notifikationsikon	Plottet punkt
	0,1; 0,2; ...; 3,0 (ventrikulær ledning) med notifikationsikon	
	< 0,1 med notifikationsikon	Plottet punkt ved tilsvarende minimum
	> 25 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 3-3. Ledningsimpedans: Betingelser for daglige målinger, programmerdisplay og grafisk visning

Betingelse	Programmerdisplay	Grafisk visning
Amplitudemåling inden for interval	Måleværdi	Plottet punkt
Electrode Configuration (Elektrodekonfiguration) er programmeret til Off/None (Fra/Ingen)	Invalid Data (Ugyldige data)	Hul
Registreret støj i testperioden	Støj	Hul
Impedansmålinger uden for interval (pacedninger) (Ω)	Målt værdi højere end eller lig med paceimpedansgrænsen High (Høj) med notifikationsikon	Plottet punkt
	Målt værdi lavere end eller lig med paceimpedansgrænsen Low (Lav) med notifikationsikon	
	> Maksimal paceimpedansgrænse High (Høj) med notifikationsikon < Minimal paceimpedansgrænse Low (Lav) med notifikationsikon	Plottet punkt ved tilsvarende minimum eller maksimum ^a

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.

Tabel 3-4. 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 2-13).

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:

- Telemetri er aktiv
- Enhedens batterikapacitet er opbrugt
- LATITUDE-interrogering er under udførelse
- Impulsgenerator er i Electrocautery Protection Mode (EI-kirurgisk beskyttelsesmodus)
- Impulsgenerator er i MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus)
- Magnet er placeret på impulsgeneratoren (når Magnet Response (Magnetrespons) er indstillet til Pace Async (Asynkron pacing))

Se en detaljeret beskrivelse af de forhold, hvor der ikke foretages PaceSafe-målinger ("PaceSafe" på side 2-13).

POST-OPERATIVE SYSTEM TEST (POSTOPERATIV SYSTEMTEST) (POST)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT- og ESSENTIO-enheder.

Funktionen POST indeholder en automatisk kontrol af enheden/ledningen på et forudindstillet tidspunkt efter implantation. Dette gør det lettere at dokumentere korrekt systemfunktionalitet uden behov for manuel systemtest, hvilket igen gør det lettere at udskrive inden for samme dag. Klinikerne kan vælge, hvornår de automatiske ledningstest ønskes efter ledningsmontering. Eventuelle justeringer i tidspunktet for de nominelle testresultater skal programmeres før ledningsmonteringen.

Hvis det er aktiveret, forsøges test af Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude), Impedance (Impedans) og Pace Threshold (Pacetærskel) en time før det ønskede tidspunkt for testresultater. Ved interrogering vises status for testen (planlagt til at køre, i gang, færdig) i dialogboksen Summary (Opsummering) og skærbilledet Summary (Opsummering) for de første 48 timer efter ledningsmontering. Testresultater kan udskrives i Quick Notes og Follow-Up Reports (Opfølgingsrapporter).

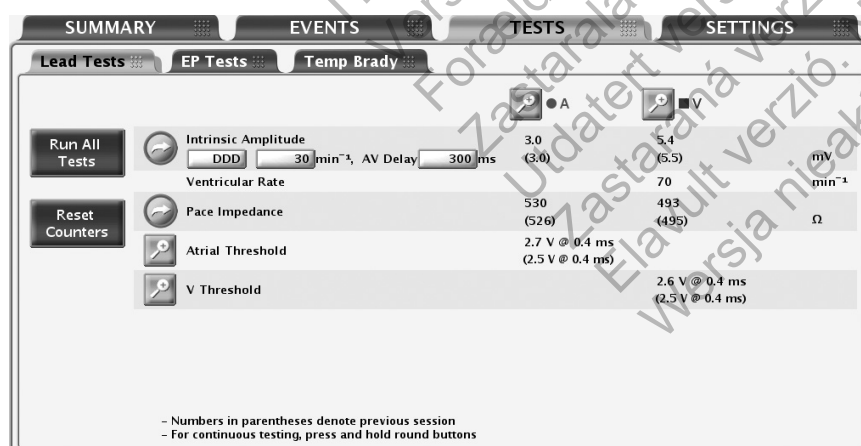
BEMÆRKNING: *Pacingparametre kan justeres midlertidigt for at sikre, at der opnås en gyldig måling.*

Hvis enheden ikke kan opnå en eller flere gyldige målinger i det første forsøg, vil der blive foretaget yderligere forsøg for at lade en måling. Testen kan være færdig op til en time efter testresultattiden, hvis der kræves flere test. Hvis der ikke opnås en gyldig måling, og/eller hvis der foretages automatiske målinger forud for udskrivningen af rapporten, kan den daglige måling registreres ("Ledningsstatus" på side 3-6).

LEDNINGSTESTS

Følgende ledningstests er tilgængelige (Figur 3-4 på side 3-11):

- Pace Impedance (Paceimpedans)
- Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude)
- Pace Threshold (Pacetærskel)



Figur 3-4. Skærbilledet Lead Tests

Skærbilledet Lead Tests (Ledningstest) åbnes ved at følge nedenstående trin:

1. Vælg fanen Tests (Test) fra hovedskærbilledet.
2. Vælg fanen Lead Tests (Ledningstest) fra skærbilledet Tests (Test).

Alle ledningstest kan udføres ved at følge tre forskellige processer:

- Via skærbilledet Lead Tests (Ledningstest) – gør det muligt at foretage de samme ledningstest over alle kamre
- Ved valg af den ønskede kammerknap – gør det muligt at udføre alle test på den samme ledning
- Ved valg af knappen Run All Tests (Kør alle test) – udfører automatisk test for Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude) og Lead Impedance (Ledningsimpedans) og giver mulighed for at udføre test for Pace Threshold (Pacetærskel)

Test for Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude)

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 (Test af spontan amplitude) fra skærbilledet Lead Tests (Ledningstest) 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 (Spontan amplitude). Under testen viser et vindue forløbet af testen. Når knappen Intrinsic Amplitude (Spontan 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 (Spontan amplitude). Testen annulleres ved at vælge knappen Cancel (Annuller) eller ved at trykke på tasten DIVERT THERAPY på PRM'en.
3. Når testen er fuldført, vises målingen af Intrinsic Amplitude (Spontan 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 interrogation og vises på skærmen Lead Tests (Ledningstest). Målingerne angives desuden på rapporten Quick Notes.

Lead Impedance Test (Test af ledningsimpedans)

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
- Invasiv visuel inspektion

Der rapporteres et testresultat i form af NOISE (STØJ), hvis der ikke kunne opnås en gyldig måling (sandsynligvis på grund af EMI).

Der kan udføres impedanstest af paceledninger fra skærbilledet Lead Tests (Ledningstest) 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 (Annuller) 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 telemetrimoduser
 - Fjern andre kilder til elektromagnetisk interferens

BEMÆRKNING: Testresultaterne fra den seneste måling lagres i impulsgeneratorens hukommelse, hentes frem under den initiale interrogering og vises på skærmen Lead Tests (Ledningstest). 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 amplitudetest 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 lydssignal 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 (Impulsbredde)) 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 programmen 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 (Fortsæt) 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 (Ledningstest) ved hjælp af følgende trin:

1. Vælg det kammer, der ønskes testet.
2. Vælg detaljeknappen Pace Threshold (Pacetærskel).
3. Vælg testtypen.
4. Ændr følgende parameterværdier efter ønske for at fremkalde pacing i det kammer/de kamre, der testes:
 - Mode (Modus)
 - LRL
 - Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)
 - Lead Configuration (Ledningskonfiguration) af paceledninger
 - 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 registrering. 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). Der gemmes automatisk et 10 sekunders spor (før tab af registrering), og det kan vises og analyseres ved at vælge fanen Snapshot ("Snapshot" på side 4-8).

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* (Ledningstest) og på skærbilledet *Lead Status* (Ledningsstatus). Målingerne angives desuden på rapporten *Quick Notes*.

Programmerstyret automatisk pacetærskeltest

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Styrede automatiske tærskeltest adskiller sig fra de manuelle test 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 test):
 - Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)
 - Pulse Width (Impulsbredde)
 - Cycles per step (Cykler pr. trin)
 - Lead Configuration (Ledningskonfiguration) af paceledninger (RAAT)

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 registrering. Der gemmes automatisk et 10 sekunders spor (før tab af registrering), og det kan vises og analyseres ved at vælge fanen Snapshot ("Snapshot" på side 4-8).
- Testen kan ikke redigeres.

BEMÆRKNING: Under en programmerstyret automatisk tærskeltest i højre atrium er atriell backuppacing ikke tilgængelig.

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.

PATIENTDIAGNOSTIK OG OPFØLGNING

KAPITEL 4

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "Terapiforløb" på side 4-2
- "Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 4-2
- "Snapshot" på side 4-8
- "Histogrammer" på side 4-9
- "Tællere" på side 4-10
- "Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefrekvens) (HRV)" på side 4-11
- "Trends" på side 4-14
- "Post-implantationsfunktioner" på side 4-19

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 4-2)
- Histograms (Histogrammer) og Counters (Tællere) – viser det totale antal samt procentdelen af pacede og sensed events i en bestemt registreringsperiode ("Histogrammer" på side 4-9 og "Tællere" på side 4-10)
- 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 4-11)
- Trends – viser specifikke patient-, impulsgenerator- og ledningsdata grafisk ("Trends" på side 4-14)

BEMÆRKNING: Dialogboksen Summary (Opsummering) og fanen Summary (Opsummering) viser en prioriteret liste over events, der er sket siden sidste nulstilling. Denne liste vil kun indeholde episoder af typen VT, SVT, Nonsustained (Ikke-behandlet), ATR (hvis den varede mere end 48 timer) og MRI.

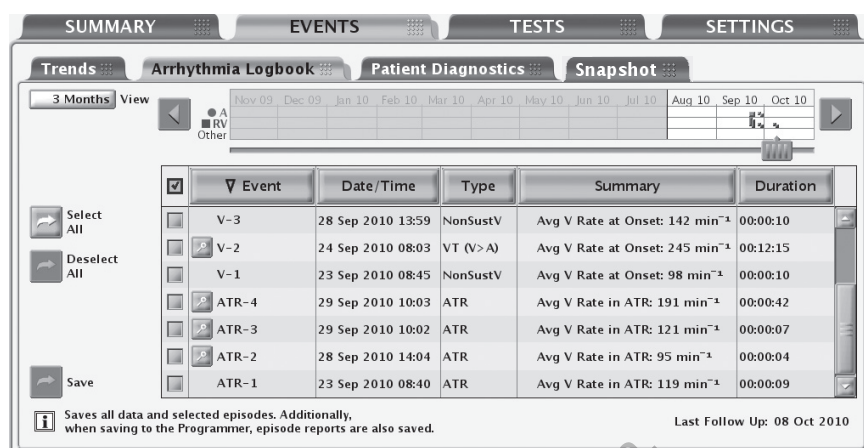
ARRHYTHMIA LOGBOOK (ARYTMIOGBOG)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Skærbilledet Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog) giver adgang til følgende detaljerede oplysninger om alle typer episoder (Figur 4-1 på side 4-3):

- Nummer, dato og klokkeslæt for eventen
- Event-typen
- En oversigt over detaljer om events
- 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 14 minutters elektrogramdata (10 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 VT).



Figur 4-1. Skærbilledet Arrhythmia Logbook

Prioriteten af, det maksimale antal og minimale antal episoder, som impulsgeneratoren lagrer under normale forhold, varierer afhængigt af episodetypen (Tabel 4-1 på side 4-3). 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) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder).
 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.
- 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 4-1. Episodeprioritet

EpisodeType	Prioritet	Maksimalt antal lagrede episoder	Minimalt antal lagrede episoder med detaljerede rapporter	Maksimalt antal lagrede episoder med detaljerede rapporter
VT (V>A) ^c	1	50	5	10
MR	1	10	1	5

Tabel 4-1. Episodeprioritet (fortsat)

EpisodeType	Prioritet	Maksimalt antal lagrede episoder	Minimalt antal lagrede episoder med detaljerede rapporter	Maksimalt antal lagrede episoder med detaljerede rapporter
PTM (Patient Triggered Monitor) (Patientudløst monitor)	1	5	1	1
SVT ($V \leq A$) ^a	2	50	3	5
NonSustV	3	10	1	2
RA Auto ^a (RA automatisk)	3	1	1	1
RV Auto (RV automatisk)	3	1	1	1
ATR ^a	4	10	1	3
PMT ^a	4	5	1	3
SBR ^a	4	10	1	3
APM RT ^b	4	1	1	1
RYTHMIQ ^a	4	10	1	3

a. Ikke tilgængelig i SR-modeller.

b. Advanced Patient Management (Avanceret patientstyring) (APM RT) viser EGM'er, der registreres og lagres i impulsgeneratoren under opfølgning med LATITUDE Communicator.

c. I en SR-enhed er episodetypen Tachy (Taky).

Følg nedenstående trin for at få vist data fra Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog):

1. Vælg Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog) fra fanen Events (Hændelser). 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 1-18).
2. Mens dataene hentes ind, viser programmen 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 hændelse) vises, og du kan navigere mellem følgende faner for at få vist flere oplysninger om eventen:
 - Events Summary (Hændelsesoversigt)
 - EGM (hændelserne for rMRI (MR-scanning) omfatter ikke EGM-data)
 - Intervals (Intervaller) (hændelserne for MRI (MR-scanning) omfatter ikke Interval-data)
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 hændelser vælges hændelsen, og derefter vælges Reports (Rapporter) fra værktøjslinjen. Vælg rapporten Selected Episodes (Valgte episoder), og vælg knappen Print (Udskriv).

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 hændelse) vises, og der kan navigeres mellem fanerne Summary (Opsummering), EGM og Intervals (Intervaller).

Events Summary (Hændelsesoversigt)

Skærbilledet Events Summary (Hændelsesoversigt) viser yderligere detaljer om den valgte episode svarende til Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog).

Dataene i oversigten kan omfatte følgende:

- Episodens nummer, dato, tidspunkt og type (f.eks. VT, SVT eller PTM)
- Gennemsnitlig atriell og ventrikulær frekvens
- Duration
- Gennemsnitlig Ventricular Rate (Ventrikulær frekvens) i ATR (kun ATR-hændelser; kan hjælpe til at bestemme, om patientens ventrikulære respons på atrielle arytmier bliver kontrolleret tilstrækkeligt)
- Atriell frekvens ved PMT-start (kun PMT-hændelser)

Lagrede elektrogrammer med annoterede markører

Impulsgeneratoren kan lagre annoterede elektrogrammer, der senses via følgende kanaler:

- RV-pace-/senseledning
- Atriell 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 og End EGM Storage (Afslut EGM-lagring). Der vises detaljerede oplysninger for segmentet Onset, når den venstre målemarkør befinder sig i den pågældende sektion.

Episode Onset (Episode-onset) refererer til EGM-tidsrummet (målt i sekunder) før event-erklæring.

Onset omfatter følgende oplysninger:

- Event-type
- Gennemsnitlig RA Rate (Frekvens) ved start af Event (Hændelse)
- Gennemsnitlig RV Rate (Frekvens) ved start af Event (Hændelse)

- Gennemsnitlig V-frekvens under ATR (kun ATR-episoder)

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 og End (Afslut)).

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.
- Juster kurvens Speed (Hastighed) efter behov (10, 25, 50, 100 mm/s). Når Speed (Hastighed) øges, udvides tidsskalaen/den horisontale skala.

BEMÆRKNING: Justering af kurvens Speed (Hastighed) er kun beregnet til visning på skærmen. Udskrivningshastigheden for et gemt EGM er indstillet til 25 mm/s.

- Brug den elektroniske målemarkør (glider) til at måle afstanden/tiden mellem signaler samt måle amplituden i signalerne.
 - Afstanden mellem signaler kan måles ved at flytte hver målemarkør til de ønskede punkter på det pågældende EGM. Tiden (i millisekunder eller sekunder) mellem de to målemarkører vises.
 - Amplituden for signalet kan måles ved at flytte den venstre målemarkør over det ønskede signals spidspunkt. Værdien (i millivolt) for signalet vises i venstre side af det pågældende EGM. Signalet måles fra baseline til spids, enten positivt eller negativt. Juster kurvens Speed (Hastighed) og/eller amplitudeskalaen efter behov for at gøre en amplitudemåling nemmere.
- Juster amplitudeskalaen/den vertikale skala efter behov (0,2, 0,5, 1, 2, 5 mm/mV) for hver kanal ved hjælp af op-/nedpileknapperne i højre side af kurvevisningen. Når forstærkningen øges, stiger amplituden i signalet.

2. Vælg knappen Previous Event (Forrige hændelse) eller Next Event (Næste hændelse) for at se en anden hændelseskurve.

3. Vælg knappen Print Event (Udskriv hændelse) 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.

Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky-EGM-lagring)

Funktionen Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky-EGM-lagring) detekterer og lagrer en episode i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog), når patientens spontane ventrikulære frekvens overstiger en programmerbar tærskel. Hvis der detekteres tre på hinanden følgende hurtige slag, begynder enheden at lagre en episode, der til sidst bliver klassificeret som: En episode af typen VT ($V > A$), SVT ($V < A$) eller Nonsustained (Ikke-vedvarende). Impulsgeneratoren leverer ikke takyterapi (f.eks. shocks eller ATP).

BEMÆRKNING: I en enkeltkammerenhed bliver disse typer episoder klassificeret som Tachy (Taky) eller Nonsustained (Ikke-vedvarende).

Funktionen er tilgængelig i enhver Brady Mode (Bradymodus). I en dobbeltkammerenhed, der er programmeret til AAI(R), anvendes der foruden atriell sensing også ventrikulær sensing til VT-detektion, medmindre parameteren VT EGM Storage er indstillet til Off (Fra).

Taky-EGM'er bliver lagret under følgende betingelser:

1. For at begynde at lagre en episode skal der optræde tre på hinanden følgende hurtige slag over VT Detection Rate (VT-detektionsfrekvens). Episodens Onset EGM-segment starter 5 sekunder før det tredje hurtige slag og stopper 10 sekunder efter det tredje hurtige slag.
2. Impulsgeneratoren anvender derefter et glidende detektionsvindue til at monitorere for 8 ud af 10 hurtige slag. Detektionsvinduet er de 10 seneste detekterede ventrikulære intervaller. Efterhånden som der forekommer et nyt interval, glider vinduet for at kunne medtage den, og det ældste interval slettes.
3. Når der er detekteret 8 ud af 10 hurtige slag, vises der en V-Epsd-markør, og en ikke-programmerbar Duration (Varighed) på 10 sekunder begynder.

BEMÆRKNING: I enkeltkammerenheder vises der i stedet en Epsd-markør.

4. Der konstateres en vedvarende VT-episode, hvis 6 ud af 10 hurtige slag opretholdes under hele Duration (Varighed). Hvis frekvensen stadig er hurtig ved udløbet af Duration (Varighed), anvender impulsgeneratoren $V > A$ detection enhancement til at afgøre, om episoden er VT ($V > A$) eller SVT ($V \leq A$).

- a. Ved udløbet af Duration (Varighed) beregner impulsgeneratoren gennemsnittet af de sidste 10 V-V-intervaller og de sidste 10 A-A-intervaller.

BEMÆRKNING: Hvis der er færre end 10 atrielle intervaller tilgængelige, bliver de tilgængelige intervaller anvendt til at beregne den gennemsnitlige atrielle frekvens med. Der vil altid være mindst 10 ventrikulære intervaller.

- b. Disse gennemsnit sammenholdes. Hvis den gennemsnitlige ventrikulære frekvens er 10 min^{-1} eller hurtigere end den gennemsnitlige atrielle frekvens, erklæres episoden som VT. Ellers erklæres den som SVT.

BEMÆRKNING: Impulsgeneratoren reagerer på atriell sensing, uanset om der er implanteret en atriell ledning eller ej. Hvis der ikke er implanteret en atriell ledning, eller den ikke senser tilstrækkeligt, programmeres den atrielle sensings Lead Configuration (Fra) (Ledningskonfiguration) til Off ("Brug af atriell information" på side 2-57).

5. Der konstateres en Nonsustained (Ikke-vedvarende) episode, hvis der ikke detekteres 8 ud af 10 hurtige slag, eller hvis der ikke opretholdes 6 ud af 10 hurtige slag under Duration (Varighed). Episoden bliver klassificeret som NonSustV.
6. En episode erklæres afsluttet under følgende forhold:
 - End of Episode-timeren udløber. Når der er detekteret 8 ud af 10 hurtige slag, begynder en ikke-programmerbar End of Episode-timer på 10 sekunder, når mindre end 6 ud af 10 slag er hurtige. Timeren bliver kun ryddet, hvis der detekteres 8 ud af 10 hurtige slag igen, før timeren udløber. Hvis timeren udløber, erklæres der End of Episode (Afslutning på episode), og markøren V-EpsdEnd vises.

BEMÆRKNING: I enkeltkammerenheder vises i stedet markøren EpsdEnd.

- Hvis der ikke detekteres 8 ud af 10 hurtige slag, men der detekteres 10 på hinanden følgende langsomme slag under VT Detection Rate (VT-detektionsfrekvens). I dette tilfælde vises markøren End of Episode (Afslutning på episode).
- EP-testinduktion initieres.
- Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky-EGM-lagring) omprogrammeres.

Episodens End (Afslut) EGM-segment starter 20 sekunder før episodens afslutning (kan være mindre end 20 sekunder, hvis segmenterne Onset- og End (Afslut) overlapper), og stopper ved episodens afslutning.

BEMÆRKNING: I enkeltkammerimpulsgeneratorer, der er programmeret til AAI(R)-modus, henviser alle referencer til ventrikulære hændelser samt intervaller, der beskrives ovenfor, reelt til atrielle hændelser eller intervaller, og de lagrede atrielle takyepisoder mærkes som ventrikulære episoder i logbogen.

SNAPSHOT

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Du kan til enhver tid lagre et 12 sekunders spor af visningen ECG/EGM (EKG/EGM) ved at trykke på knappen Snapshot fra en hvilken som helst skærm. Der gemmes også automatisk et spor efter en Pace Threshold Test (Pacetærskeltest). Efter at et spor er blevet lagret, kan det vises og analyseres ved at vælge fanen Snapshot.

De kurver, der for øjeblikket er valgt på displayet ECG/EGM (EKG/EGM), samt annoterede markører, registreres i op til 10 sekunder før og op til 2 sekunder efter, at knappen Snapshot blev valgt. Hvis der automatisk blev gemt et Snapshot under en Pace Threshold Test (Pacetærskeltest), vil det være 10 sekunder langt og slutte med afslutningen af testen.

BEMÆRKNING: Snapshot-længden reduceres, hvis sporene på displayet ECG/EGM (EKG/EGM) ændres, eller sessionen startes inden for 10 sekunder efter, at knappen Snapshot er valgt.

Der gemmes op til seks tidsstemplede Snapshots i PRM-hukommelsen for den aktuelle session alene. Når sessionen er afsluttet ved at lukke applikationssoftwaren eller ved at interrogere en ny patient, går dataene tabt. Hvis der gemmes mere end seks Snapshots i en PRM-session, overskrives det ældste.

Brug følgende trin til at få vist et gemt Snapshot:

1. Vælg fanen Snapshot under fanen Events (Hændelser).

2. Vælg knappen Previous Snapshot (Forrige snapshot) eller Next Snapshot (Næste snapshot) for at se et andet spor.
3. Brug glideren under det øverste visningsvindue til at få vist forskellige sektioner af det lagrede Snapshot.
4. Juster Speed (Hastighed) efter behov (10, 25, 50, 100 mm/s). Når Speed (Hastighed) øges, udvides tidsskalaen/den horisontale skala.

BEMÆRKNING: Justering af Speed (Hastighed) er kun beregnet til visning på skærmen. Udskrivningshastigheden for et gemt Snapshot er indstillet til 25 mm/s.

5. Brug den elektroniske målemarkør (glider) til at måle afstanden/tiden mellem signaler samt måle amplituden i signaler.
 - Afstanden mellem signaler kan måles ved at flytte hver målemarkør til de ønskede punkter på det pågældende Snapshot. Tiden (i millisekunder eller sekunder) mellem de to målemarkører vises.
 - Amplituden for signalet kan måles ved at flytte den venstre målemarkør over det ønskede signals spidspunkt. Værdien (i millivolt) for signalet vises i venstre side af det pågældende Snapshot. Signalet måles fra baseline til spids, enten positivt eller negativt. Juster Speed (Hastighed) og/eller amplitudeskalaen efter behov for at gøre en amplitudemåling nemmere.
6. Juster amplitudeskalaen/den vertikale skala efter behov (0,2, 0,5, 1, 2, 5 mm/mV) for hver kanal ved hjælp af op-/nedpileknapperne i højre side af kurvevisningen. Når forstærkningen øges, stiger amplituden i signalet.
7. Vælg knappen Print (Udskriv) for at udskrive det Snapshot, der vises for øjeblikket. Vælg knappen Save (Gem) for at gemme det Snapshot, der vises for øjeblikket. Vælg Save All Snapshots (Gem alle snapshot) for at gemme alle lagrede Snapshot-spor.

HISTOGRAMMER

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Funktionen Histograms (Histogrammer) henter oplysninger ind fra impulsgeneratoren og viser det samlede antal og procentdelen af pacede og sensed events for kammeret.

Dataene for Histograms (Histogramdata) kan give følgende kliniske oplysninger:

- Fordelingen af patientens hjerterefrekvenser
- Hvordan forholdet mellem pacede til sensed slag varierer med frekvensen
- Hvordan ventriklen reagerer på pacede og sensed atrielle slag på tværs af frekvenser
- Hændelser med RV Rate during AT/AF (RV-frekvens under AT/AF) (ACCOLADE- og PROPONENT-enheder)

Følg nedenstående trin for at få adgang til skærbilledet Histograms (Histogrammer):

1. Vælg fanen Patient Diagnostics (Patientdiagnostik) fra skærbilledet Events (Hændelser).
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 (Detaljer) for at få vist frekvenstællere pr. kammer samt RV-frekvenstæller under AT/AF-hændelser (ACCOLADE- og PROPONENT-enheder).

Alle Histograms (Histogrammer) kan nulstilles ved at vælge knappen Reset (Nulstil) fra et af skærbillederne under Patient Diagnostics Details (Detaljer om patientdiagnostik). Histogramdata kan lagres i PRM'en og udskrives via fanen Reports (Rapporter).

TÆLLERE

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Følgende tællere registreres af impulsgeneratoren og vises på skærbilledet Patient Diagnostics (Patientdiagnostik):

- Tachy (Taky)
- Brady

Ventricular Tachy Counters

Oplysninger om Ventricular Episode Counters (Ventrikulære episodetællere) er tilgængelige ved valg af knappen Tachy Counters Details (Detaljer om takytællere). Antallet af events siden sidste nulstilling samt enhedens samlede antal events bliver vist for hver tæller. Ventricular Episode Counters (Ventrikulære episodetællere) omfatter følgende data:

- Total Episodes (Samlet antal episoder)
- VT Episodes (VT-episoder) ($V > A$)
- SVT-episoder ($V \leq A$)
- Nonsustained Episodes (Ikke-vedvarende episoder)

Brady-tællere

Der vises oplysninger om Brady Counters (Brady-tællere) ved valg af knappen Brady Counters Details (Detaljer om brady-tællere). Dette skærbillede viser Brady-episodetællerne. Antallet af events siden sidste nulstilling samt næstsidste 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 Arrhythmia – (Atrial arythmi) omfatter den procentvise tid, enheden var i AT/AF, Total Time in AT/AF (Samlet tid i AT/AF) (minutter, timer eller dage), Episodes by Duration (Episoder per varighed) og Total PACs (Samlet antal PAC'er). Når der har været gemt mindst én ATR-hændelse siden den sidste nulstilling, præsenteres data for Longest AT/AF (Længste AT/AF) og Fastest VS Rate in AT/AF (Hurtigste VS-frekvens i AT/AF) på skærbilledet Summary (Opsummering) og på udskrevne rapporter (ACCOLADE- og PROPONENT-enheder).

BEMÆRKNING: AT/AF % og Total Time in AT/AF (Samlet tid i AT/AF) registrerer og viser data for maksimalt ét år.

- Ventricular Counters (Ventrikulære tællere) – omfatter Total PVCs (Samlet antal PVC'er) og Three or More PVCs (Tre eller flere PVC'er)

Alle Counters (Tællere) kan nulstilles ved at vælge knappen Reset (Nulstil) fra et af skærbillederne Patient Diagnostics (Patientdiagnostik) Details (Detaljer). Tællerdata kan lagres i PRM'en og udskrives via fanen Reports (Rapporter).

HEART RATE VARIABILITY (ÆNDRINGER I HJERTEFREKVENNS) (HRV)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE- og FORMIO-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.

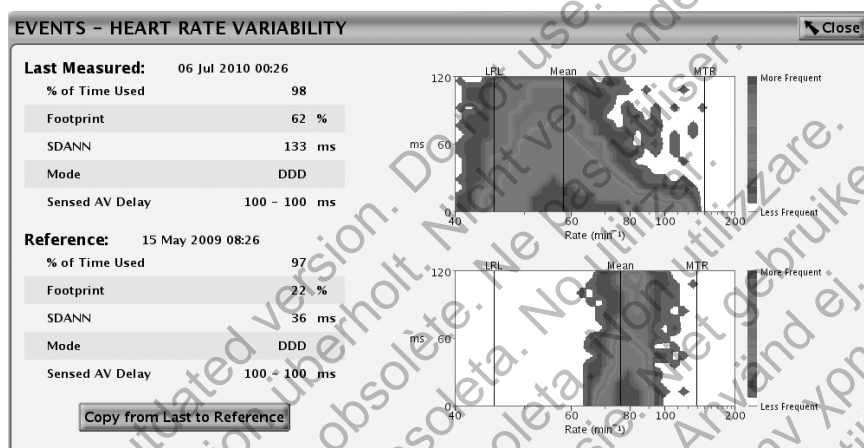
HRV, målt som SDANN og HRV Footprint, er et objektivt, fysiologisk mål, som kan identificere hertesvigtspatienter med større dødsrisiko. Specifikt kan nedsat HRV anvendes som en indikator for dødsrisiko efter en akut myokardieinfarkt.¹ En normal SDANN-værdi er 127, plus/minus 35 ms.¹ Højere SDANN-værdier (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 4-2 på side 4-12):

- 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.

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.

- 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 (Modus), LRL, MTR og Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse).
- En HRV-kurve for aktuelle og tidligere indsamlingsperioder, inkl. en linje, der viser den gennemsnitlige hjerterefreknens. HRV-kurven opsummerer den kardiale variation fra cyklus til cyklus. X-aksen viser hjerterefreknensområdet, y-aksen viser slag-til-slag-variationen i millisekunder. Farven angiver slagfrekvensen ved en given kombination af hjerterefreknens og hjerterefreknensvariation.



Figur 4-2. Skærbilledet Heart Rate Variability

Tag følgende med i betragtning ved brug af HRV:

- Hjerterefreknens (R-R-interval) i HRV bestemmes ved hjælp af RV-sensede og -pacede events.
- Programmering af pacerparametre 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 (Hændelser) for at få adgang til skærbilledet HRV.
2. Vælg fanen Patient Diagnostics (Patientdiagnostik) fra skærbilledet Events (Hændelser).
3. Vælg knappen Heart Rate Variability Details (Detaljer om ændringer i hjerterefreknens) for at se data for Last Measured (Sidst målt) og Reference.
4. Målingerne for Last Measured (Sidst målt) 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 (Sidst målt) 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)

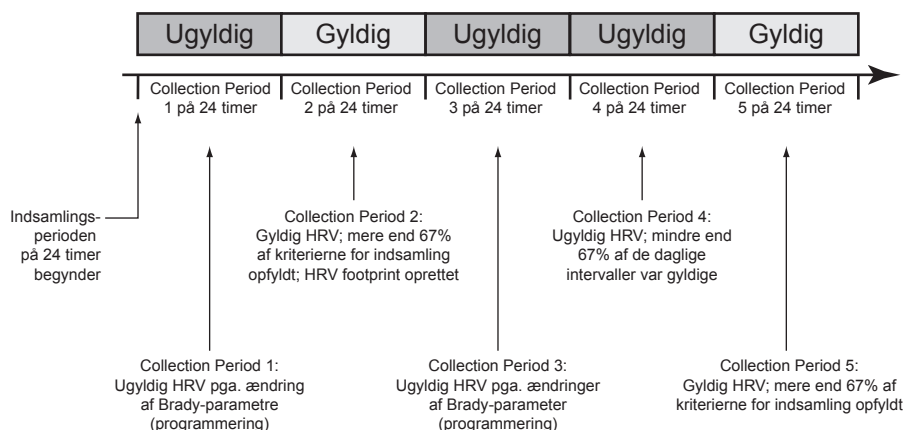
De ugyldige HRV-events er følgende:

- AP/VS eller AP/VP
- AS med et interval, der er hurtigere end MTR
- Ikke-trackede VP-hændelser
- Fortløbende AS events (ingen mellemliggende V event)
- VP-NS
- Hændelser med Rate Smoothing (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 4-3 på side 4-14). I dette eksempel er HRV-dataene for den første indsamlingsperiode ugyldige, fordi Brady Parameters (Bradyparametrene) blev programmeret efter, enheden blev taget ud af modusen Storage (Opbevaring). 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 4-3. 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 (Hændelser)** – viser både atrielle og ventrikulære events, der er lagret i Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog), opstillet efter dato og type ("Arrhythmia Logbook (Arytmilogbog)" på side 4-2). Denne trend opdateres, når en episode er afsluttet, og kan indeholde data, der er ældre end 1 år.
- **Activity Level (Aktivitetsniveau)** (ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheder) – viser et mål for patientens daglige aktivitet i form af "Percent of Day Active" (Procent af dagen aktiv).
- **AT/AF Burden (AT/AF-belastning)** – viser en trend af det samlede antal hændelser med ATR Mode Switch (ATR-modusskift) og det samlede tidsrum i ATR Mode Switch (ATR-modusskift) pr. dag.
- **RV Rate during AT/AF (RV-frekvens under AT/AF)** (ACCOLADE- og PROPONENT-enheder) – viser en trend over patientens Mean (Gennemsnitlig) og maksimale RV-frekvens under ATR-hændelser. Frekvensen Mean (Gennemsnitlig) beregnes ved hjælp af både pacede og sensedede slag, mens den maksimale frekvens er et rullende gennemsnit af sensedede slag. I nogle tilfælde kan frekvensen Mean (Gennemsnitlig) være højere end den maksimale frekvens.
- **Pacing Percent (Paceprocent)** (ACCOLADE- og PROPONENT-enheder) – viser procentdelen af pacede hændelse for hvert kammer.
- **Respiratory Rate (Respirationsfrekvens)** – viser en trend af værdierne for patientens daglige minimale, maksimale og gennemsnitlige respirationsfrekvens ("Respiratory Rate Trend (Trend i respirationsfrekvens)" på side 4-16).
- **Ap Scan (AP-scanning)** – viser en trend af det gennemsnitlige antal events med vejtrækningsbesvær målt af impulsgeneratoren, som patienten oplever pr. time i den programmerede søvnperiode ("AP Scan (AP-scanning)" på side 4-16).

- Heart Rate – viser en trend af patientens daglige maksimale, gennemsnitlige og minimale hjerterefrekvens. De intervaller, der indgår i denne beregning, skal være gyldige sinusrytmeintervaller.

Et intervals gyldighed og trenddataene for Heart Rate (Hjerterefrekvens) for 24-timers indsamlingsperioden bestemmes af kriterierne for indsamling af HRV ("Heart Rate Variability (Ændringer i hjerterefrekvens) (HRV)" på side 4-11).

- 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 hjerterefrekvensen 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 hjerterefrekvens) (HRV)" på side 4-11).
- 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".
- Lead impedance and amplitude – viser trends for målinger af den daglige spontane amplitude og ledningsimpedans ("Ledningsstatus" på side 3-6).
- A Pace Threshold (En pacetærskel) – viser en trend for de daglige højre atrielle pacetærskler.
- RV Pace Threshold (RV-pacetærskel) – viser en trend for de daglige højre ventrikulære pacetærskler.

Følg trinnene herunder for at få adgang til Trends:

1. Vælg fanen Trends fra skærmbilledet Events (Hændelser).
2. Vælg knappen Select Trends (Vælg trends) for at specificere, hvilke trends der skal vises. Følgende kategorier kan vælges:
 - Heart Failure (Hjerteinsufficiens) – omfatter trends for Heart Rate (Hjerterefrekvens), SDANN og HRV Footprint.
 - Atrial Arrhythmia (Atrial arytmi) – omfatter AT/AF Burden (AT/AF-belastning), RV Rate during AT/AF (RV-frekvens under AT/AF) og Respiratory Rate (Respirationsfrekvens) (ACCOLADE- og PROPONENT-enheder). For andre modeller omfatter kategorien Atrial Arrhythmia (Atrial arytmi) trends for Events (Hændelser), Heart Rate (Hjerterefrekvens) og AT/AF Burden (AT/AF-belastning).

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).

- 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 (Vis) 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.

Trends-data kan lagres i PRM'en og udskrives via fanen Reports (Rapporter). Udskrevne Trends viser en tidslinje, som viser interaktioner mellem PRM'en og enheden, herunder programmering, kontorinterrogeringer og nulstillinger af tælleren (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2).

Respiratory Rate Trend (Trend i respirationsfrekvens)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-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 hjertepatienter.⁷

MV-sensoren skal programmeres til On (Til) eller Passive (Passiv), for at der kan indsamles og vises trenddata for Respiratory Rate (Respirationsfrekvens) ("Minute Ventilation (MV) Sensor" på side 4-18).

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 (Respirationsfrekvens). 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.

AP Scan (AP-scanning)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, FORMIO- og VITALIO-enheder.

AP Scan (AP-scanning) er en trend af det gennemsnitlige antal hændelser 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.

7. ACC/AHA Heart Failure Clinical Data Standards. Circulation, Vol. 112 (12), September 20, 2005.

AP-scanning modelleres efter anerkendte kliniske scoringmetoder for detektion af apnø og hypopnø.⁸ Impulsgeneratoren betragter en søvnforstyrrelses-hændelse som en nedgang i respirationssignalet 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 (AP-scanning) en gang om dagen.

Tag følgende med i betragtning ved brug af AP Scan (AP-scanning):

- 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 treden for AP Scan (AP-scanning) 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 (AP-scanning) aktiveres ved at følge nedenstående trin:

1. Programmer MV Sensor (MV-sensoren) til On (Til) eller Passive (Passiv) ("Minute Ventilation (MV) Sensor" på side 4-18).
2. Programmer følgende parametre for Sleep Schedule (Søvnplan) (findes under fanen General (Generelt) på skærmbilledet 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: MV Sensor (MV-sensoren) skal være programmeret til On (Til) eller Passive (Passiv) for at aktivere AP Scan (AP-scanning). Programmeringen af parametrene for Sleep Schedule (Søvnplan) træder ikke i kraft, når MV Sensor (MV-sensoren) er Off (Fra).

For at det bliver mere sandsynligt, at patienten sover under dataindsamlingen, begynder impulsgeneratoren først at indsamle data 1 time efter Sleep Start Time (Start på sovetid) og stopper med at indsamle data 1 time før tidsrummet for Sleep Duration (Sovetidens længde) ellers ville være udløbet.

Eksempel: Hvis du vælger et starttidspunkt for Sleep Start Time (Start på sovetid) kl. 22:00 og en varighed af Sleep Duration (Sovetidens længde) 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 (AP-scanning). Hvis der ikke blev indsamlet tilstrækkelige data, vil der ikke blive

8. Meoli et al., Sleep, Vol. 24 (4), 469–470, 2001.

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

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Minute Ventilation (MV) Sensor (Minute Ventilation-sensoren) anvender målinger af den transtorakale impedans til at indsamle respirationsrelaterede data, der bruges til at generere trends for Respiratory Rate (Respirationsfrekvens) og AP Scan (AP-scanning).

FORSIGTIG: Programmér MV-sensor til Off (Fra) under brug af respirator. Hvis dette ikke gøres, kan følgende ske:

- Uhensigtsmæssig MV-sensorstyret frekvens
- Vildledende respirationsbaseret trending

Med et mellemrum på ca. 50 ms (20 Hz) sender impulsgeneratoren en strømecciteringsimpulsform mellem RA-ringelektroden og kapslen (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-spidslektroden og kapslen. På grund af den avancerede filtrering understøtter algoritmen respirationsfrekvenser på op til 72 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, hæmodynamiske monitorer) kan påvirke impulsgeneratorens impedansbaserede diagnostik (f.eks. 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). Hvis der ikke er en PRM til rådighed, og impulsgeneratoren pacer ved den sensorstyrede frekvens, anbringes en magnet på impulsgeneratoren for at initiere midlertidig asynkron pacing uden rate response.

BEMÆRKNING: Impulsformen i en enkeltkammerenhed vil stamme fra og blive målt i det kammer, hvor ledningen er placeret.

BEMÆRKNING: Signalet fra MV-sensoren medfører ikke en stigning i hjerterefrekvensen, hvis den er programmeret til Passive (Passiv).

Følgende skal tages i betragtning ved programmering af sensoren:

- Undersøg realtids-EGM'erne før og efter aktivering af sensoren. Sensorsignalet kan nogle gange observeres på EGM'erne.

FORSIGTIG: Hvis der observeres artefakter i MV-sensorens signal på EGM'er, og ledningerne ellers fungerer korrekt, skal du overveje at programmere sensoren til Off (Fra) for at forhindre overdreven sensing.

- Programmér sensoren til Off (Fra), hvis du konstaterer eller har mistanke om tab af ledningsintegritet.

FORSIGTIG: MV-sensoren må ikke programmeres til On (Til), før impulsgeneratoren er blevet implanteret, og systemets integritet er blevet afprøvet og bekræftet.

Impulsgeneratoren kan midlertidigt suspendere sensoren i følgende tilfælde:

- Høje elektriske støjniveauer – Impulsgeneratoren overvåger løbende det elektriske støjniveau. Sensoren suspenderes midlertidigt, hvis der er for meget støj (Sensor Status (Sensorstatus) 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 ledningsimpedanserne for en sekundær vektor fra RV-ringelektroden til kapslen, der måles fra RV-spidsselektroden til kapslen. Hvis impedansmålingerne ligger inden for det tilladte interval, overgår sensoren til denne sekundære vektor. Hvis en af ledningsimpedanserne også er uden for det tilladte interval for den sekundære vektor, suspenderes sensoren i den næste time.

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 vektorerne fra spids til kapsel og 100-1500 Ω for vektorerne fra ring til kapsel.

Følg nedenstående trin for at programmere 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-sensoren.

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-baselinen kan være blevet påvirket af faktorer, som f.eks. ledningsmodning, luft i lommen, impulsgeneratorbevægelse pga. utilstrækkelig suturering, eksternt defibrillering eller kardiovertering eller andre patientkomplikationer (f.eks. pneumothorax).

POST-IMPLANTATIONSFUNKTIONER

Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) (PTM)

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-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 kan findes i Timing, Rate Enhancements (Frekvensforbedringer), Magnet, sektionen Noise (Støj) på skærbilledet Brady Settings (Bradyindstillinger).

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 (Arytmilogbog).

FORSIGTIG: Vær forsigtig ved aktivering af Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor), da følgende forhold vil være gældende, så længe funktionen er aktiveret:

- Alle andre magnetfunktioner bliver deaktiveret, inklusive asynkron pacing. Funktionen Magnet 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 Pace Async (Pace asynk). Hvis der anvendes en magnet, vender impulsgeneratoren dog ikke tilbage til asynkron drift, 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 knappen Brady Settings (Bradyindstillinger) i fanen Settings Summary (Indstillingsoversigt).
3. På skærmen Brady Settings (Bradyindstillinger) vælges Timing, Rate Enhancements (Frekvensforbedringer), Magnet, Noise (Støj).
4. Programmér Magnet Response (Magnetrespons) til Store EGM (Gem EGM).
5. 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.
6. 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).

BEMÆRKNING: Sørg for, at Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) er aktiveret, før patienten sendes hjem, ved at kontrollere, at Magnet Response (Magnetrespons) er programmeret til Store EGM (Gem EGM). Hvis funktionen uforvarende står i indstillingen Pace Async (Asynkron pacing), kan patienten komme til at sætte enheden til at pace asynkront ved at påføre magneten.

BEMÆRKNING: 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 *Pace Async (Asynkron pacing)*.

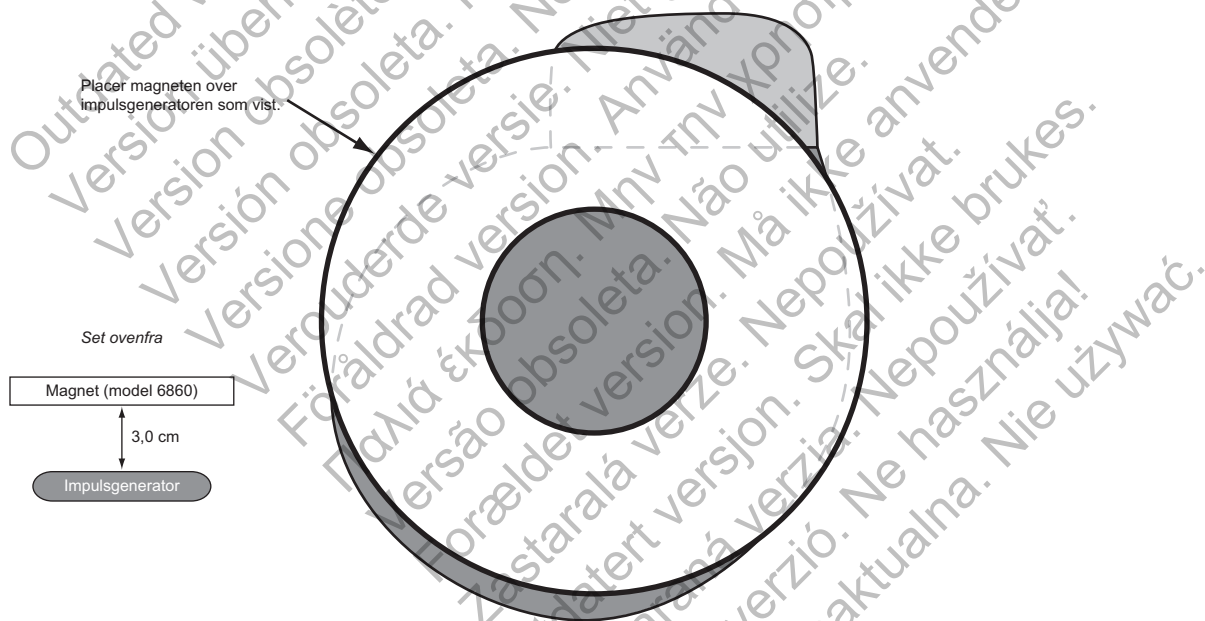
7. Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor) kan kun aktiveres i en periode på 60 dage. Funktionen kan deaktiveres inden udløbet af de 60 dage ved at omprogrammere Magnet Response (Magnetrespons) til en anden indstilling end Store EGM (Gem EGM). Når der er gået 60 dage siden aktiveringen af Patient Triggered Monitor (Patientudløst monitor), deaktiveres funktionen automatisk, og Magnet Response (Magnetrespons) vender tilbage til Pace Async (Asynkron pacing). 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.

Magnetfunktion

Denne funktion er tilgængelig for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder.

Magnetfunktionen gør det muligt at udløse nogle af enhedens funktioner, når der holdes en magnet hen i nærheden af impulsgeneratoren (Figur 4-4 på side 4-21).



Figur 4-4. 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 (Magnetrespons) findes i sektionen Timing, Rate Enhancements (Frekvensforbedringer), Magnet, sektionen Noise (Støj) på skærmen Brady Settings (Bradyindstillinger).

Følgende indstillinger for Magnet Response (Magnetrespons) er tilgængelige:

- Off (Fra) – ingen respons
- Store EGM (Gem EGM) – der lagres patientmonitordata

- Pace Async (Asynkron pacing) – pacing sker asynkront ved en frekvens, der afspejler den aktuelle batteristatus ("Oversigtsskærmen Battery Status" på side 3-3)

Off (Fra)

Når Magnet Response (Magnetrespons) er programmeret til Off (Fra), vil anbringelse af magneten ikke have nogen virkning på impulsgeneratoren.

Store EGM (Gem EGM)

Når Magnet Response (Magnetrespons) 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 4-19).

Pace Async (Asynkron pacing)

Når Magnet Response (Magnetrespons) programmeres til Pace Async (Asynkron pacing), konverterer anbringelse af magneten impulsgeneratorens Brady Mode (Bradymodus) til en asynkron modus med en fast pacefrekvens, der afspejler batteristatus ("Oversigtsskærmen Battery Status" på side 3-3) og magnet-AV Delay (AV-forsinkelse) på 100 ms.

Hvis Magnet Response (Magnetrespons) er programmeret til Off (Fra), genoptager impulsgeneratoren ikke asynkron drift ved tilstedeværelse af en magnet. Hvis Magnet Response (Magnetrespons) er programmeret til Store EGM (Gem EGM), genoptager impulsgeneratoren ikke asynkron drift, før magneten fjernes i 3 sekunder og placeres på enheden igen.

De primære bradymoduser og de tilhørende magnetmoduser er vist nedenfor:

- Bradymodus DDD, DDDR, DDI og DDIR konverteres til Magnet Mode (Magnetmodus) DOO
- Bradymodus VDD, VDDR, VVI og VVIR konverteres til Magnet Mode (Magnetmodus) VOO
- Bradymodus AAI og AAIR konverteres til Magnet Mode (Magnetmodus) AOO

Den tredje impuls under Magnet Response (Magnetrespons) i modusen Pace Async (Asynkron pacing) udsendes ved 50% af den programmerede Pulse Width (Impulsbredde). Hvis der konstateres tab af capture ved det tredje slag efter anbringelse af magneten, skal det overvejes at revurdere sikkerhedsmarginen.

Impulsgeneratoren forbliver i Magnet Response (Magnetrespons), så længe magneten er placeret centralt over enheden, parallelt med konnektorblokken. Når magneten fjernes, genoptager impulsgeneratoren automatisk driften ifølge de tidligere programmerede parametre.

BEMÆRKNING: Hvis der er programmeret pacing med adaptiv frekvens eller PaceSafe Right Ventricular Automatic Capture, suspenderes denne, mens magneten er placeret over impulsgeneratoren. Output indstilles til det dobbelte af den sidste tærskelmåling, og der er ikke nogen kontrol af slag-til-slag-capture, mens magneten er placeret over impulsgeneratoren.

BEMÆRKNING: Magnetfunktionen er suspenderet, når impulsgeneratoren er i MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus).

ELEKTROFYSIOLOGISK TEST

KAPITEL 5

Dette kapitel omfatter følgende emner:

- "EP-testfunktioner" på side 5-2
- "Induktionsmetoder" på side 5-3

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

EP-TESTFUNKTIONER

Elektrofysiologiske (EP) testfunktioner giver dig mulighed for at inducere og/eller afslutte arytmier non-invasivt.

ADVARSEL: Eksternt defibrilleringssystem skal være umiddelbart tilgængeligt under implantation og elektrofysiologiske tests. Hvis en induceret ventrikulær takyarytmi ikke standses inden for kort tid, kan dette medføre patientens død.

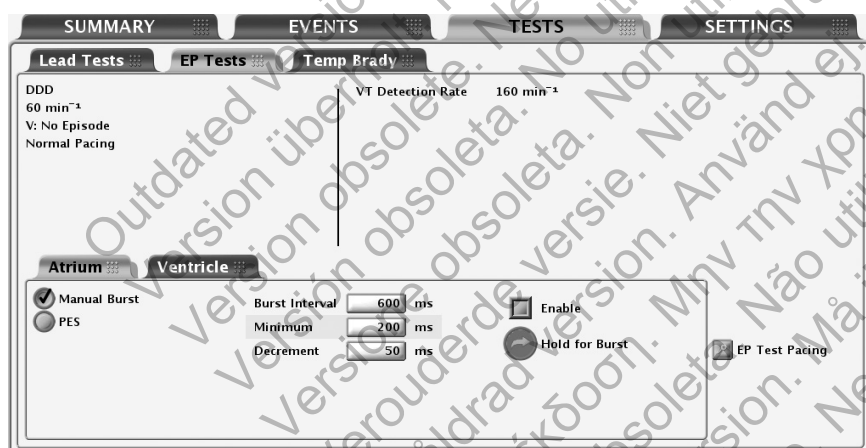
De funktioner, der tillader non-invasiv EP-tests af arytmier, omfatter følgende:

- Induktion/afslutning af programmeret elektrisk stimulation (PES)
- Manual Burst paceinduktion/afslutning

Skærbilledet EP Test (EP-test)

Skærmen EP Test (EP-test) viser real-time-status for impulsgeneratorens episodetektion og bradypaceterapi, når der foregår telemetrikontakt.

Se også skærbilledet EP Test (EP-test) (Figur 5-1 på side 5-2):



Figur 5-1. Skærbilledet EP Test (EP-test)

Skærbilledet giver følgende oplysninger:

- Ventrikulær episodestatus – hvis der forekommer en episode, vises episodens Duration (hvis den varer mere end 10 minutter, vises den som > 10:00 m:s)
- Atrial episodestatus – hvis der forekommer en episode, vises episodens Duration (hvis den varer mere end 100 minutter, vises den som > 99:59 m:s)

BEMÆRKNING: Enkeltkammerenheder bruger ventrikulært baseret rapportering af episoder.

- Status for bradypacing

Følg nedenstående trin for at udføre funktionerne i EP Test (EP-test):

1. Vælg fanen Tests (Test), og vælg derefter fanen EP Tests (EP-test).
2. Etabler telemetrikontakt. Der skal opretholdes telemetrikontakt mellem programmeren 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-test i enkeltkammer- eller VDDR-enheder.

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:

- Under induktion leveres paceimpulser ved de programmerede paceparametre for EP Test

Ventrikulær backuppacing under atrie EP-testning

Ventrikulær backuppacing er tilgængelig under atrielle EP-tests (PES, Manual Burst (Manuel burst)) uanset den programmerede Normal Brady Mode (Normal bradymodus).

BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) udføres i VOO-modus.

BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) kan ikke anvendes under EP-test i enkeltkammer- eller VDDR-enheder.

I ikke-VDDR dobbeltkammerenheder programmeres backup-paceparametrene ved at vælge knappen EP Test Pacing (EP-testpacing). Parametre for Backup Pacing (Backup-pacing) kan programmeres uafhængigt af de permanente paceparametre. Backup Pacing (Backup-pacing) kan også deaktiveres ved at programmere modusen Backup Pacing (Backup-pacing) til Off (Fra).

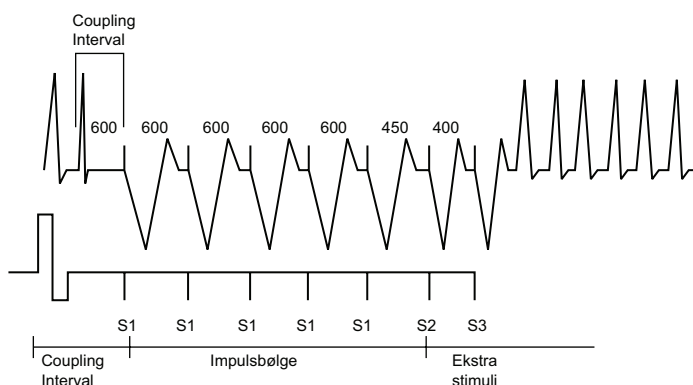
Programmed Electrical Stimulation (Programmeret elektrisk stimulation) (PES)

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 5-2 på side 5-4).

Den initiale S1-impuls kobles til det sidst sensed eller pacede slag i S1 Interval (S1-interval). Alle impulser leveres i XOO-modus (hvor X er kammeret) ved de programmerede paceparametre for EP Test (EP-test).

Til atrie PES er der angivet backup-paceparametre.

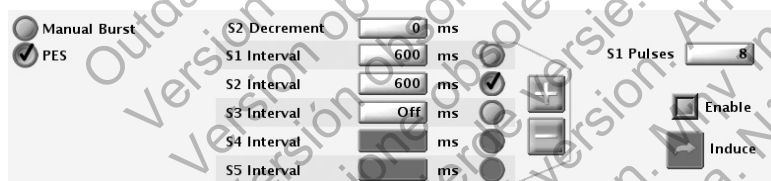
BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) kan ikke anvendes under EP-test i enkeltkammer- eller VDDR-enheder.



Figur 5-2. PES-induktionsimpulsserie

Udførelse af PES-induktion

1. I en ikke-VDDR 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 5-3 på side 5-4). 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 5-3. PES-induktionsoptioner

4. Markér afkrydsningsfeltet Enable (Aktivér).
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 (Fra) (hvis S1 og S2 for eksempel er indstillet til 600 ms, og S3 er indstillet til Off (Fra), 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 arytmie, 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.

Manual Burst Pacing (Manuel burst-pacing)

Manual Burst (Manuel burst) pacing bruges til at inducere eller afslutte arytmier, når de leveres til det ønskede kammer. Paceparametrene kan programmeres for Manual Burst (Manuel burst).

Manual Burst (Manuel burst) paceimpulser leveres i XOO-modus (hvor X er kammeret) ved de programmerede paceparametre for EP Test (EP-test). Til atriel Manual Burst (Manuel burst) er der angivet backup-paceparametre.

BEMÆRKNING: Backup Pacing (Backup-pacing) kan ikke anvendes under EP-test i enkeltkammer- eller VDDR-enheder.

Udførelse af pacingen Manual Burst (Manuel burst)

1. I en ikke-VDDR dobbeltkammerenhed vælges fanen Atrium eller Ventricle (Ventrikel), afhængigt af hvilket kammer der skal paces.
2. Vælg optionen Manual Burst (Manuel burst).
3. Vælg den ønskede værdi for Burst Interval (Burstinterval), Minimum og Decrement (Aftagning). Værdien angiver intervallængden for intervallerne i impulsserien.
4. Vælg afkrydsningsfeltet Enable (Aktivér).
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.

BEMÆRKNING: I enkeltkammer- og VDDR-enheder anvendes grænsen på 30 sekunder for burst-tid.

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 (Manuel burst) pacing kan foretages ved at gentage disse trin.

BEMÆRKNING: Der bliver fortsat vist realtids-EGM'er og annoterede hændelsesmarkører under hele testsekvensen.

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 INDSTILLINGER

APPENDIKS A

Tabel A-1. Indstillinger for ZIP-telemetri

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel ^a
Communication Mode (Kommunikationsmodus)	Enable use of ZIP telemetry (Aktivér 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 (Aktivér brug af ZIP-telemetri) (Kan kræve begrænset brug af telemetrihoved)

a. Hvis Communication Mode (Kommunikationsmodus) vælges ved hjælp af knappen Utilities (Hjælpfunktioner) på PRM-startskærmen, svarer den nominelle indstilling i ZOOMVIEW-programmersoftwaren til den værdi, der er valgt på startskærmen.

Tabel A-2. Device Mode (Enhedsmodus)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Device Mode (Enhedsmodus)	Exit Storage (Forlad opbevaring); Enable Electrocautery Protection (Aktivér el-kirurgisk beskyttelse); Enable MRI Protection (Aktivér MR-scanningsbeskyttelse)	Storage (Opbevaring)

Tabel A-3. Parametre for paceterapi (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Mode ^{a b d} (Modus)	DDD(R); DDI(R); DOO; VDD(R); VVI(R); VOO; AAI(R); AOO; Off (Fra); Midlertidig: DDD, DDI, DOO, VDD, VVI, VOO, AAI, AOO, Off (Fra)	Dobbeltkammer: DDD; Enkeltkammer: VVI
Mode (Modus) ^{a b d} (VDDR-model)	VDD(R); VVI(R); VOO; Off (Fra); Midlertidig: VDD; VVI; VOO; Off (Fra)	VDD
Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) (LRL) ^{a c d} (min ⁻¹)	30; 35; ...; 185	60 (tolerance ± 5 ms)
Maximum Tracking Rate (Maksimal trackingfrekvens) (MTR) ^{a d} (min ⁻¹)	50; 55; ...; 185	130 (tolerance ± 5 ms)
Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) (MSR) ^f (min ⁻¹)	50; 55; ...; 185	130 (tolerance ± 5 ms)
Impuls-Amplitude ^{a d e k} (dobbeltkammer, atrium) (V)	Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 5,0; Midlertidig: 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 5,0	3,5 (tolerance ± 15 % eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
Impuls-Amplitude ^{a d e} (dobbeltkammer, højre ventrikel) (V)	Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5; Midlertidig: 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5	3,5 (tolerance ± 15 % eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
Impuls-Amplitude ^{a d e} (enkeltkammer) (V)	Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5; Midlertidig: 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5	3,5 (tolerance ± 15 % eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
Impuls-Amplitude Daily Trend (Daglig trend) ^g (kan programmeres uafhængigt i hvert kammer, der har Pacesafe-funktion)	Disabled (Deaktiveret), Enabled (Aktiveret)	Enabled (Aktiveret) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder) Disabled (Deaktiveret) (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder)
Pulse Width ^{a d e h} (Impulsbredde) (atrium, højre ventrikel) (ms)	0,1; 0,2; ...; 2,0	0,4 (tolerance ± 0,03 ms ved < 1,8 ms, ± 0,08 ms ved ≥ 1,8 ms)
Accelerometer ^f	On (Til), Passive (Passiv)	Passive (Passiv)
Accelerometer Activity Threshold (Tærskelværdi for accelerometeraktivitet)	Very Low (Meget lav); Low (Lav); Medium Low (Middellav); Medium (Middel); Medium High (Middelhøj); High (Høj); Very High (Meget høj)	Medium (Middel)
Accelerometer Reaction Time (Reaktionstid, accelerometer) (sek)	10; 20; ...; 50	30

Tabel A-3. Parametre for paceterapi (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω) (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominal
Accelerometer Response Factor (Responsfaktor, accelerometer)	1; 2; ...; 16	8
Accelerometer Recovery Time (min) (Recovery-tid, accelerometer)	2; 3; ...; 16	2
Minute Ventilation ^f	On (Til); Passive (Passiv); Off (Fra)	Passive (Passiv)
Minute Ventilation Response Factor (responsfaktor)	1; 2; ...; 16	8
Minute Ventilation Fitness Level (Konditionsniveau)	Sedentary (Stillesiddende); Active (Aktiv); Athletic (Atletisk); Endurance Sports (Udholdenhedssport)	Active (Aktiv)
Patientens Age ^j (Alder)	≤ 5 ; 6–10; 11–15; ...; 91–95; ≥ 96	56–60
Patientens Gender ^k (Køn)	Male (Mand); Female (Kvinde)	Male (Mand)
Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel) (min ⁻¹)	30; 35; ...; 185	120 (tolerance ± 5 ms)
Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, respons) (%)	Off (Fra); 85, 70, 55	70
Rate Hysteresis (Frekvenshysterese) Hysteresis Offset ^l (Hysterese-offset) (min ⁻¹)	-80; -75; ...; -5; Off (Fra)	Off (Fra) (tolerance ± 5 ms)
Rate Hysteresis (Frekvenshysterese) Search Hysteresis ^l (Søgehysterese) (cyklusser)	Off (Fra), 256, 512, 1024, 2048, 4096	Off (Fra) (tolerance ± 1 cyklus)
Rate Smoothing (Frekvensudjævning) (Up (Op), Down (Ned)) ^f (%)	Off (Fra), 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 25	Off (Fra) (tolerance ± 1 %)
Rate Smoothing Maximum Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens ved frekvensudjævning) (min ⁻¹)	50; 55; ...; 185	130 (tolerance ± 5 ms)
Sudden Brady Response (Pludselig bradyrespons (SBR)) ^f	Off (Fra), On (Til)	Off (Fra)
SBR Atrial Paces Before Therapy (SBR-atrielle pacer inden terapi) ^l	1; 2; ...; 8	3
SBR Atrial Pacing Rate Increase (Stigning i SBR-atriel pacefrekvens) ^l (min ⁻¹)	5; 10; ...; 40	20
SBR Therapy Duration ^l (Varighed for SBR-terapi) (min)	1; 2; ...; 15	2
SBR Inhibit During Rest ^l (SBR-inhibering under hvile)	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
Atrial Pace/Sense-konfiguration ^{a d i} (dobbeltkammer)	Unipolar (Unipolær), Bipolar (Bipolær), Bipolar/Unipolar (Bipolær/Unipolær), Unipolar/Bipolar (Unipolær/bipolær), Unipolar/Off (Unipolær/fra), Bipolar/Off (Bipolær/fra)	Bipolar (Bipolær) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder) Unipolar (Unipolær) (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder)
Højre ventrikel Pace/Sense-konfiguration ^{a d} (dobbeltkammer)	Unipolar (Unipolær), Bipolar (Bipolær), Bipolar/Unipolar (Bipolær/Unipolær), Unipolar/Bipolar (Unipolær/bipolær)	Bipolar (Bipolær) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder) Unipolar (Unipolær) (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder)
Pace/Sense-konfiguration ^{a d} (enkeltkammer)	Unipolar (Unipolær), Bipolar (Bipolær), Bipolar/Unipolar (Bipolær/Unipolær), Unipolar/Bipolar (Unipolær/bipolær)	Bipolar (Bipolær) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder) Unipolar (Unipolær) (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder)

Tabel A-3. Parametre for paceterapi (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω) (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Atrial Sense-konfiguration ^{a d} (VDDR-model)	Unipolar (Unipolær), Bipolar (Bipolær), Bipolar/Unipolar (Bipolær/Unipolær), Unipolar/Bipolar (Unipolær/bipolær)	Bipolar (Bipolær) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder) Unipolar (Unipolær) (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder)
Safety Switch (Sikkerhedsomkobler) (kan programmeres individuelt for hvert kammer)	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
Maksimal Paced AV Delay ^{a d i} (Pacetal AV-forsinkelse) (ms)	30; 40; ...; 400	180 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Minimal Paced AV Delay ^{a d i} (Pacetal AV-forsinkelse) (ms)	30; 40; ...; 400	80 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Maksimal Sensed AV Delay ^{a d} (Sensetal AV-forsinkelse) (ms)	30; 40; ...; 400	150 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Maksimal Sensed AV Delay ^{a d} (Sensetal AV-forsinkelse) (VDDR-model) (ms)	30; 40; ...; 400	180 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Minimal Sensed AV Delay ^{a d} (Sensetal AV-forsinkelse) (ms)	30; 40; ...; 400	65 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Minimum Sensed AV Delay ^{a d} (Sensetal AV-forsinkelse) (VDDR-model) (ms)	30; 40; ...; 400	80 (tolerance $\pm$ 5 ms)
AV Search + (AV-søgning +)	Off (Fra), On (Til)	Off (Fra)
AV Search + Search AV Delay (AV-søgning + søgning AV-forsinkelse) (ms)	30; 40; ...; 400	300 (tolerance $\pm$ 5 ms)
AV Search + Search Interval (AV-søgning + søgeinterval) (cyklusser)	32, 64, 128, 256, 512, 1024	32 (tolerance $\pm$ 1 cyklus)
RYTHMIQ ^{f i}	AAI(R) med VVI-backup, Off (Fra)	Off (Fra)
Maksimal A-Refractory (PVARP) ^{a d} (A-refraktær (PVARP)) (dobbeltkammer) (ms)	150; 160; ...; 500	280 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Minimum A-Refractory (PVARP) ^{a d} (A-refraktær (PVARP)) (dobbeltkammer) (ms)	150; 160; ...; 500	240 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Maksimum V-Refractory (VRP) (V-refraktær (VRP)) ^{a d} (dobbeltkammer) (ms)	150; 160; ...; 500	250 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Minimum V-Refractory (VRP) (V-refraktær (VRP)) ^{a d} (dobbeltkammer) (ms)	150; 160; ...; 500	230 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Maksimal Refractory ^{a d} (Refraktær) (enkeltkammer) (ms)	150; 160; ...; 500	250 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Minimum Refractory ^{a d} (Refraktær) (enkeltkammer) (ms)	150; 160; ...; 500	250 (tolerance $\pm$ 5 ms)
PVARP after PVC ^a (PVARP efter PVC) (ms)	Off (Fra); 150; 200; ...; 500	400 (tolerance $\pm$ 5 ms)
A-Blank after V-Pace (A-blanking efter V-pace) ^{a d i} (ms)	Smart; 45; 65; 85; 105; 125; 150; 175; 200	125 (tolerance $\pm$ 5 ms)
A-Blank after V-Sense (A-blanking efter V-sens) ^{a d i} (ms)	Smart; 45; 65; 85	45 (tolerance $\pm$ 5 ms)
V-Blank after A-Pace ^{a d i} (V-blanking efter A-pace) (ms)	45; 65; 85	65 (tolerance $\pm$ 5 ms)
Noise Response ^a (Støjrespons)	AOO; VOO; DOO; Inhibit Pacing (Inhiber pacing)	DOO for DDD(R)- og DDI(R)-modus; VOO for VDD(R)- og VVI (R)-modus; AOO for AAI(R)-modus

Tabel A-3. Parametre for paceterapi (angivet i en ohmsk belastning på 750 Ω) (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Noise Response ^a (Støjrespons) (VDDR model)	VOO; Inhibit Pacing (Inhiber pacing)	VOO
Magnet Response (Magnetrespons)	Off (Fra), Store EGM (Gem EGM), Pace Async (Asynkron pacing)	Pace Async (Asynkron pacing)

- a. De programmerede værdier for Normal Brady bliver anvendt som nominelle værdier for pacingen Temporary Brady (Midlertidig brady).
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). Kredslobet for runaway-beskyttelse forhindrer bradykardipacing på over 205 min⁻¹. Magnetanbringelse kan påvirke pacefrekvensen (testimpulsinterval).
d. Kan programmeres særskilt for Temporary Brady (Midlertidig brady).
e. Værdierne påvirkes ikke af temperaturændringer inden for området 20 °C–43 °C for FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheder. Værdierne påvirkes ikke af temperaturændringer inden for området 20 °C–45 °C for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheder.
f. Denne parameter er deaktiveret under Temporary Brady (Midlertidig brady).
g. Denne parameter aktiveres automatisk, hvis der vælges Auto for impuls-Amplitude.
h. Når impuls-Amplitude er indstillet til Auto eller Daily Trend (Daglig trend) for impuls-Amplitude er aktiveret, er Pulse Width (Impulsbredde) fastsat til 0,4 ms.
i. Ikke relevant for VDDR-modeller.
j. Denne parameter anvendes til beregning af Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskelrespons).
k. Auto er tilgængelig i modeller, som er udstyret med funktionen Pacesafe.
l. Smart er tilgængelig, når AGC er valgt som Sensing Method (Sensingmetode).

Tabel A-4. 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-5. Parametre for MR-scanningsbeskyttelse

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
MRI Brady Mode (Bradymodus)	Off (Fra); VOO; AOO; DOO	DOO for DDD(R), DDI(R) eller DOO normale bradymodi; VOO for VDD(R), VVI(R) eller VOO normale bradymodi; AOO for AAI(R) eller AOO normale Brady Mode (Bradymodus); Off (Fra) for Normal Brady Mode (Normal bradymodus) Off (Fra)
MRI Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) (LRL) (min ⁻¹)	30; 35; ...; 100	20 min ⁻¹ over den normale modus LRL
MRI Atrial Amplitude (Atrial amplitude) (V)	2,0; 2,1; ...; 3,5; 4,0; ...; 5,0	5,0 (tolerance ± 15 % eller ± 100 mV (den højeste af de to værdier)) ^a
MRI Ventricular Amplitude (Ventrikulær amplitude) (V)	2,0; 2,1; ...; 3,5; 4,0; ...; 5,0	5,0 (tolerance ± 15 % eller ± 100 mV (den højeste af de to værdier)) ^a
MRI Protection Time-out (Timeout for MR-scanningsbeskyttelse) (timer)	Off (Fra); 12, 24, 48	24

- a. Under overgangen til MRI Protection Mode (MR-scanningsbeskyttelsesmodus) kan der gå op til 6 hjertepacecyklus, før paceamplituden lever op til den angivne.

Tabel A-6. Sensor Trending (Sensortrendanalyse)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Recording Method (Registreringsmetode)	Beat To Beat (Slag til slag), Off (Fra), 30 Second Average (30 sekunders gennemsnit)	30 Second Average (30 sekunders gennemsnit)
Data Storage (Datalagring)	Continuous (Kontinuerlig), Fixed (Fastsat)	Continuous (Kontinuerlig)

Tabel A-7. Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky-EGM-lagring)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Tachy EGM Storage (Taky EGM-storage) (enkeltkammermodeller)	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky-EGM-lagring) (dobbeltkammermodeller)	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
Tachy Detection Rate ^a (Takydetektionsfrekvens) (enkeltkammermodeller) (min ⁻¹)	90; 95; ...; 210; 220	160 (tolerance ± 5 ms)
VT Detection Rate ^b (VT-detektionsfrekvens) (dobbeltkammermodeller) (min ⁻¹)	90; 95; ...; 210; 220	160 (tolerance ± 5 ms)

- a. Tachy Detection Rate (Takydetektionsfrekvens) skal $\geq 5 \text{ min}^{-1}$ højere end Maximum Sensor Rate (Maksimal trackingfrekvens) og Maximum Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens) og skal være $\geq 15 \text{ min}^{-1}$ højere end Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse).
- b. VT Detection Rate (VT-detektionsfrekvens) skal være $\geq 5 \text{ min}^{-1}$ højere end Maximum Tracking Rate (Maksimal trackingfrekvens), Maximum Sensor Rate (Maksimal trackingfrekvens) og Maximum Pacing Rate (Maksimal pacefrekvens) og skal være $\geq 15 \text{ min}^{-1}$ højere end Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse).

Tabel A-8. Parametre for atrieel taky

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
ATR Mode Switch (ATR-modusskift) ^a	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
ATR Trigger Rate (ATR-udløserfrekvens) ^{a, c} (min ⁻¹)	100, 110, ..., 300	170 (tolerance ± 5 ms)
ATR Duration (ATR-varighed) ^a (cykler)	0, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, 1024, 2048	8 (tolerance ± 1 hjertecyklus)
ATR Entry Count (ATR-indgangstæller) ^a (cykler)	1, 2, ..., 8	8
ATR Exit Count (ATR-udgangstæller) ^a (cykler)	1, 2, ..., 8	8
ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus) ^d	VDI, DDI, VDIR, DDIR	DDI
ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus) ^e (VDDR-model)	VDI, VDIR	VDI
ATR Fallback Time (ATR Fallback-tid) ^a (min:sek)	00:00; 00:15; 00:30; 00:45; 01:00; 01:15; 01:30; 01:45; 02:00	00:30
ATR Fallback LRL ^a (min ⁻¹)	30, 35, ..., 185	70 (tolerance ± 5 ms)
ATR Ventricular Rate Regulation (ATR Ventrikulær frekvensregulering) (VRR) ^a	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
ATR Maximum Pacing Rate (ATR maksimal pacefrekvens) (MPR) ^a (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerance ± 5 ms)
Atrial Flutter Response (Atrieflagrenrespons) ^b	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
Atrial Flutter Response Trigger Rate (Atrieflagrenrespons, udløserfrekvens) ^c (min ⁻¹)	100, 110, ..., 300	170 (tolerance ± 5 ms)
PMT Termination (PMT-afbrydelse) ^b	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering) (VRR) ^b	Off (Fra), On (Til)	Off (Fra)
VRR Maximum Pacing Rate (VRR Maksimal pacefrekvens) (MPR) (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerance ± 5 ms)

Tabel A-8. Parametre for atriell taky (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
APP/ProACT ^b	Off (Fra), On (Til)	Off (Fra)
APP/ProACT Max Pacing Rate (APP/ProACT maks. pacifrekvens) (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	80 (tolerance ± 5 ms)

- a. De programmerede værdier for Normal Brady (Normal brady) bliver anvendt som nominelle værdier for pacingen Temporary Brady (Midlertidig brady).
b. Denne parameter bliver deaktiveret under Temporary Brady (Midlertidig brady).
c. ATR Trigger Rate (ATR-udløserfrekvens) og Atrial Flutter Response Trigger Rate (Atrieflagerrespons, udløserfrekvens) er forbundet. Hvis en af disse frekvenser omprogrammeres, ændrer den anden sig automatisk til den samme værdi.
d. 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. Hvis Normal Brady ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus for normal brady) er VDIR eller VDI, så vil Temporary Brady ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus for midlertidig brady) være VDI.
e. Hvis Normal Brady ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus for normal brady) er VDIR eller VDI, så vil Temporary Brady ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus for midlertidig brady) være VDI.

Tabel A-9. Sensitivitet

Parameter ^{a b c}	Programmerbare værdier	Nominel
Sensing Method ^d (Sensemetode)	AGC, Fixed (Fastsat)	Fixed (Fastsat)
Atrial Sensitivity (Atriell sensitivitet) (AGC) (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) (AGC) (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
Atrial Sensitivity (Atriell sensitivitet) (Fixed (Fastsat)) (mV)	Fixed (Fastsat) 0,15; Fixed (Fastsat) 0,25; Fixed (Fastsat) 0,5; Fixed (Fastsat) 0,75; Fixed (Fastsat) 1,0; Fixed (Fastsat) 1,5; ..., Fixed (Fastsat) 8,0; Fixed (Fastsat) 9,0; Fixed (Fastsat) 10,0	Fixed (Fastsat) 0,75
Right Ventricular Sensitivity (Højre ventrikulær sensitivitet) (Fixed (Fastsat)) (mV)	Fixed (Fastsat) 0,25; Fixed (Fastsat) 0,5; Fixed (Fastsat) 0,75; Fixed (Fastsat) 1,0; Fixed (Fastsat) 1,5; ..., Fixed (Fastsat) 8,0; Fixed (Fastsat) 9,0; Fixed (Fastsat) 10,0	Fixed (Fastsat) 2,5

- a. Kan programmeres særskilt for Temporary Brady (Midlertidig brady).
b. De programmerede værdier for Normal Brady (Normal brady) bliver anvendt som nominelle værdier for pacingen Temporary Brady (Midlertidig brady).
c. I enkeltkammermodeller bestemmer det valgte kammer den nominelle værdi.
d. Den programmerede værdi for Sensing Method (Sensingmetode) bestemmer de anvendelige værdier (AGC eller Fixed (Fastsat)) i hvert kammer.

Tabel A-10. Daglige målinger af ledningsimpedans

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Atrial Intrinsic Amplitude (Atriell spontan amplitude)	On (Til), Off (Fra)	On (Til)
Ventricular Intrinsic Amplitude (Ventrikulær spontan amplitude)	On (Til), Off (Fra)	On (Til)
Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude) (enkeltkammermodeller)	On (Til), Off (Fra)	On (Til)
Atrial Pace Impedance (Atriell paceimpedans)	On (Til), Off (Fra)	On (Til)
Ventrikulær Pace Impedance (Paceimpedans)	On (Til), Off (Fra)	On (Til)
Pace Impedance (Paceimpedans) (enkeltkammermodeller)	On (Til), Off (Fra)	On (Til)
Atrial Low (Lav) impedansgrænse (Ω)	200, 250, ..., 500	200
Atrial High (Høj) impedansgrænse (Ω)	2000, 2250, ..., 3000	2000
Ventrikulær Low (Lav) impedansgrænse (Ω)	200, 250, ..., 500	200
Ventrikulær High (Høj) impedansgrænse (Ω)	2000, 2250, ..., 3000	2000
Low (Lav) impedansgrænse (Ω) (enkeltkammermodeller)	200, 250, ..., 500	200

Tabel A-10. Daglige målinger af ledningsimpedans (fortsat)

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
High (Høj) impedansgrænse (Ω) (enkeltkammermodeller)	2000, 2250, ..., 3000	2000
Post-Operative System Test (Postoperativ systemtest) (POST) (timer)	Off (Fra), 2, 3, ..., 24	4

Tabel A-11. Backup EP-test

Parameter	Programmerbare værdier	Nominel
Backup Pacing-modus (Backup-pacemodus) ^{a c}	Off (Fra), On (Til)	On (Til)
Backup Pacing (Backup-pacing) Lower Rate Limit (Nedre frekvensgrænse) ^{a b c} (min^{-1})	30; 35; ..., 185	60 (tolerance ± 5 ms)
Backup Pacing (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) (dobbelkammermodeller, når test foretages i atriet) (V)	Off (Fra); 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 5,0	5,0 (tolerance ± 15 % eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Amplitude (enkeltkammermodeller) (V)	Off (Fra); 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5	7,5 (tolerance ± 15 % eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) V Amplitude (V-amplitude) (dobbelkammermodeller) (V)	Off (Fra); 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5	7,5 (tolerance ± 15 % eller 100 mV (den højeste af de to værdier))
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Atrial Pulse Width (Atrial impulsbredde) (dobbelkammermodeller, 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)
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Pulse Width (Impulsbredde) (enkeltkammermodeller) (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)
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) V Pulse Width (V-impulsbredde) (dobbelkammermodeller) (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)

a. Denne parameter gælder kun, når testen foretages i atriet.

b. Den programmerede værdi for Normal Brady bliver anvendt som den nominelle værdi.

c. Ikke relevant for VDDR- eller enkeltkammermodeller.

Tabel A-12. 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 atriet eller ventriklen som styret af programmeren.

Tabel A-13. Manual Burst Pacing (Manuel burst-pacing)

Parameter ^a	Programmerbare værdier	Nominel
Burst Interval (Burst-interval) (ms)	100; 110; ..., 750	600 (tolerance ± 5 ms)

Tabel A-13. Manual Burst Pacing (Manuel burst-pacing) (fortsat)

Parameter ^a	Programmerbare værdier	Nominel
Minimum Interval (Minimumsinterval) (ms)	100; 110; ...;750	200 (tolerance ± 5 ms)
Decrement (Aftagning) (ms)	0, 10, ..., 50	50 (tolerance ± 5 ms)

a. Anvendt på atriet eller ventriklen afhængigt af det valgte kammer.

SYMBOLER PÅ EMBALLAGEN

APPENDIKS B

SYMBOLER PÅ EMBALLAGEN

Følgende symboler anvendes muligvis på emballage og mærkater (Tabel B-1 på side B-1):

Tabel B-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
	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
	Åbn her

Tabel B-1. Symboler på emballage (fortsat)

Symbol	Beskrivelse
	Autoriseret repræsentant i den Europæiske Union
	Producent
	C-afkrydsning med leverandørkoder
	Australsk sponsoradresse
	MR m/forbehold
	Pacemaker RV
	Pacemaker RA, RV
	CRT-P RA, RV, LV
	Ikke-coatet enhed
	RF-telemetri

INDEKS

A

A-blank
 after RV-sense 2-70
 after V-pace 2-70
A-tachy response (ATR)
 mode switch (Modusskift) 2-43
ABM (Autonomic Balance Monitor) 4-15
Accelerometer 2-27
 activity threshold (Aktivitetstærskel) 2-28
 reaction time (Reaktionstid) 2-29
 recovery time (Recovery-tid) 2-30
 response factor (Responsfaktor) 2-28
Activity Threshold (Aktivitetstærskel) 2-28
Advarseltilstande, rød 1-7
AGC (automatic gain control) 2-23
Amplitude 2-13
 intrinsic test 3-12
Anbefalinger vedrørende programmering 1-14, 1-16
AP Scan (AP-scanning) 4-16
Applikationsskærm 1-2
Arrhythmia logbook (Arytmilogbog) 4-2
 episodedetaljer 4-5
 events summary (Hændelsesoversigt) 4-5
 interval 4-6
 lagret EGM 4-5
 Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky-EGM-lagring) 4-7
ATR (Atrial Tachy Response (atriel takyrespons))
 tid, fallback 2-45
ATR (atrial tachy response)
 atrial flutter response (Atrieflagrenrespons) 2-46
 duration 2-44
 end of ATR episode 2-45
 entry count 2-44
 exit count 2-44
 frekvenstærskel 2-43
 LRL, fallback 2-45
 maximum pacing rate (Maksimal pacefrekvens) 2-46
 mode switch (Modusskift) 2-43
 modus, fallback 2-44
 PMT termination (PMT-afbrydelse) 2-46
 ventricular rate regulation (Ventrikulær frekvensregulering) 2-45
ATR Trigger Rate 2-43
Atrial (Atriel)
 refraktærperiode, postventrikulær atriel (PVARP) 2-65
 refraktærperiode, samme kammer 2-67
Atrial flutter response (Atrieflagrenrespons) 2-46
Atrial pacing preference (APP) 2-48
 maximum pacing rate (Maksimal pacefrekvens) 2-50
Atrial Pacing Preference (Atrial pacepræference) (APP) 2-49
Atrial tachy (Atriel taky)
 ATR mode switch 2-43
 atrial flutter response (Atrieflagrenrespons) 2-46
 atrial pacing preference (Atriel pacepræference) 2-48, 2-49
 PMT termination (PMT-afbrydelse) 2-46

ProAct 2-48, 2-50
 ventricular rate regulation (Ventrikulær frekvensregulering) 2-45
Atriel
 brug af atriel information 2-57
Atriel ekstrasystoli (PAC) 2-48, 2-50
Atriel overdrive 2-48
Automatic capture (Automatisk registrering) RVAC 2-17
Automatisk tærskel
 RAAT 2-13
AV delay (AV-forsinkelse) 2-59
 paced (Pacet) 2-59
 RYTHMIQ 2-63
 sensed 2-61
AV Delay (AV-forsinkelse)
 Search 2-62
AV Search +
 Search Interval 2-63
AV Search + (AV-søgning +) 2-62
 Search AV Delay 2-62

B

Battery (Batteri)
 Explant-status 3-4
 ikon 1-5
 indikator 3-4
 status 3-2
Blandede sensorer 2-38
Blanking 2-68
 A-blank after RV-sense 2-70
 A-blank after V-pace 2-70
 RV-blank after A-pace 2-69
Brady-Tachy Response (Brady-takyrespons) (BTR) 2-70
Burst
 pacing, manuel burst 5-5

D

Daglige målinger 3-6
Data
 disk 1-18
 lagring 1-18
 patient 1-18
 USB 1-18
Demonstration
 Programmer/Recorder/Monitor (PRM)-modus 1-3, 1-8
Detaljeikon 1-5
Device Indstillinger 2-2
Diagnostisk
 battery status (Batteristatus) 3-2
 heart rate variability (Ændringer i hjertefrekvens) (HRV) 4-11

histogram 4-9
ledningstest 3-11
patient triggered monitor (Patientudløst monitor) 4-19
Disk
data 1-18
gem 1-18
læs 1-18
DIVERT THERAPY 1-16
Dobbeltsensorblanding 2-38
Duration
ATR (atrial tachy response) 2-44
Dynamisk støjalgoritme 2-25, 2-73

E

EGM (elektrogram)
real-time 1-3
skærm 1-3
EKG (elektrokardiogram)
overflade 1-3
skærm 1-3
EI-kirurgi
modus 2-3
Elektrode, ledningskonfiguration 2-56
Emballage
symbol på B-1
End of ATR episode 2-45
Enhed
hukommelse 1-19
Entry count 2-44
EP-test (elektrofysiologisk test) 5-2
burst pacing, manuel 5-5
induktion 5-3
programmed electrical stimulation (PES) 5-3
ventrikulær backpacing under atriell stimulation 5-3
Episode
afslutning på ATR 2-45
Event
oversigt 4-5
terapiforløb 4-2
Event (Hændelse)
ikon 1-6
Exit count 2-44

F

Fallback, atrielt modusskift
LRL 2-45
mode (Modus) 2-44
tid 2-45
Faner, software 1-5
Fitness Level (Kondition) 2-38
Flueben
ikon 1-6
Fortsæt
ikon 1-6
Frekvens
adaptiv 2-26

magnet 3-3
maksimal sensor 2-11
maksimal tracking 2-9
nedre grænse (LRL) 2-8
Frekvenstærskel, ATR 2-43

G

Gem data 1-18
Gule notifikationstilstande 1-7

H

Heart rate variability (Ændringer i hjerterefrekvens) (HRV) 4-11
Histogram 4-9
Hukommelse, enhed 1-19
Hysteres, frekvens 2-50
Hændelse
tæller 4-10
Højre ventrikulær refraktær (RVRP) 2-67

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
patientoplysninger 1-18
pause 1-6
POST færdig 1-6
Programmer/Recorder/Monitor (PRM)-modusindikator 1-3
rulning 1-7
snapshot 1-6
sortering 1-6
vandret glider 1-6
øgning og mindskning 1-6
Impedanstest, ledning 3-12
Implantation
post, oplysninger 4-19
Impulsamplitude 2-13
Impulsgenerator (PG)
hukommelse 1-19
udskiftningsindikatorer 3-4
Indications Based Programming (IBP) (Indikationsbaseret programmering) 1-14
Induktion, EP-test 5-3
Information

ikon 1-6
implantation 1-18
ledning 1-18
Interrogate 1-9
Interval
arrhythmia logbook (Arytmilogbog) 4-6

K

Knapper, software 1-5
Kommunikation, telemetri
Radiofrekvens (RF) 1-8
Kør
ikon 1-6

L

Lagret EGM
arrhythmia logbook (Arytmilogbog) 4-5
Lead Safety Switch (Sikkerhedsmkobler til ledning) 2-58
Ledning
Daglige målinger 3-6
ikon 1-5
impedans 3-12
intrinsic amplitude (Spontan amplitude) 3-12
konfiguration 2-56
Ledningsstatus 3-6
pace threshold (Pacetærskel) 3-13
test 3-11
Lodret glider
ikon 1-6
Logbook 4-2
Lower Rate Limit (LRL) 2-8
Læs data 1-18

M

Magnet
frekvens 3-3
opsætning af funktion 4-21
Maksimal
pacefrekvens 2-46, 2-50
sensorfrekvens (MSR) 2-11
Trackingfrekvens (MTR) 2-9
Manual burst pacing (Manuel burst-pacing) 5-5
Manuel programmering 1-16
Maximum pacing rate (Maksimal pacefrekvens)
rate smoothing (Frekvensudjævning) 2-53
Midlertidig
pacing 2-26
Minute Ventilation 2-31
Minute Ventilation (Minutventilation)
fitness level (Kondition) 2-38
response factor (Responsfaktor) 2-35
Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel) 2-36

Ventilatory Threshold Response
(Ventilationstærskel, responsfaktor) 2-36
Mode (Modus)
Demonstration 1-8
fallback ATR (atrial tachy response) 2-44
Programmer/Recorder/Monitor (PRM) 1-3
Modus
el-kirurgi 2-3
pacing 2-5
MR-scanning 2-4
MRI Protection Mode
(MR-scanningbeskyttelsesmodus) 2-3

N

Noise (Støj)
Dynamisk støjalgoritme 2-25, 2-73
respons 2-72
Notifikationstilstande, gul 1-7

O

Opfølgning
Ledningsstatus 3-6
Oplysninger
patient 1-18
Oplysninger om post-implantation 4-19
magnetfunktion 4-21

P

Pace
STAT PACE (Akut pace) 1-17
Pace threshold test (Pacetærskeltest) 3-13
PaceSafe
RAAT 2-13
RVAC 2-17
Pacing
adaptiv frekvens 2-26
amplitude 2-13
ATR mode switch 2-43
AV delay (AV-forsinkelse) 2-59
backup under atriell stimulation 5-3
backuppacemaker i sikkerhedsmodus 1-20
burst, manuel 5-5
Indications Based Programming (IBP)
(Indikationsbaseret programmering) 1-14
lower rate limit (LRL) 2-8
maximum sensor rate (Maksimal sensorfrekvens)
(MSR) 2-11
maximum tracking rate (MTR) 2-9
midlertidig 2-26
modus 2-5
noise response (Støjrespons) 2-72
PaceSafe RAAT 2-13
PaceSafe RVAC 2-17

parameter, grund 2-5
 pulse width (Impulsbredde) 2-12
 refraktær 2-64
 runaway-beskyttelse 2-12
 sensitivitet 2-21
 sensor 2-40
 terapi 2-2
 Pacing med adaptiv frekvens 2-26
 Patient
 informationsikon 1-5
 Patient Information (Patientoplysninger) 1-18
 Patient triggered monitor (Patientudløst monitor) 4-19
 Pause
 ikon 1-6
 PES (programmed electrical stimulation) 5-3
 PMT (pacemaker-medieret takykardi) termination 2-46
 POST 3-11
 POST færdig
 ikon 1-6
 Post-Operative (Postoperativ)
 Systemtest 3-11
 Premature ventricular contraction (PVC) 2-66
 Printer
 ekstern 1-19
 ProACT 2-50
 Program 1-14
 Programmer/recorder/monitor (PRM)
 kontrolelementer 1-2
 softwareterminologi 1-2
 Programmer/Recorder/Monitor (PRM) 1-2
 brug af farver 1-7
 Demonstrationsmodus 1-8
 funktioner 1-2, 1-16
 modi 1-3
 Protection
 runaway 2-12
 Pulse width (Impulsbredde) 2-12
 PVARP (post ventricular atrial refractory period (Postventrikulær atrie refraktærperiode))
 dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) 2-65
 PVARP (post ventricular atrial refractory period) 2-65
 efter PVC (ventrikulær ekstrasystoli) 2-66
 PVC (ventrikulær ekstrasystoli) 2-66

Q

Quit
 afslutning af en telemetrisession 1-9

R

RAAT (right atrial automatic threshold (Automatisk tærskel for højre atrium)) 2-13
 Radiofrekvens (RF)
 driftstemperatur, telemetri 1-10, 1-12
 interferens 1-12
 start af telemetri 1-9
 telemetri 1-8

Rapport, udskrevet 1-3, 1-18
 EKG/EGM 1-3
 Rate enhancement (Frekvensforbedring), pacing
 Atrial Pacing Preference (Atrial pacepræference) (APP) 2-48
 ProACT 2-48
 rate hysteresis (Frekvenshysterese) 2-50
 rate smoothing (Frekvensudjævning) 2-51
 Rate enhancement, pacing
 ProACT 2-50
 Rate Hysteresis (Frekvenshysterese) 2-50
 hysteresis offset 2-50
 search hysteresis 2-51
 Rate smoothing (Frekvensudjævning) 2-51
 down 2-53
 Maximum pacing rate (Maksimal pacefrekvens) 2-53
 up 2-53
 Reaction time (Reaktionstid) 2-29
 Recovery time (Recovery-tid) 2-30
 Refraktær
 atriel, postventrikulær (PVARP) 2-65
 atriel, samme kammer 2-67
 blanking 2-69
 højre ventrikulær (RVRP) 2-67
 PVARP after PVC (PVARP efter PVC) 2-66
 Refraktær; pacing
 refraktær 2-64
 Response factor, accelerometer (Responsfaktor, accelerometer) 2-28
 Response Factor, Minute Ventilation 2-35
 RightRate Pacing (RightRate-pacing) 2-31
 Rulning
 ikon 1-7
 Runaway-beskyttelse 2-12
 RV-blank after A-pace 2-69
 RVAC (right ventricular automatic capture (Automatisk registrering af højre ventrikel)) 2-17
 RYTHMIQ 2-63
 Røde advarseltilstande 1-7

S

Safety Core 1-19
 Safety Switch (Sikkerhedsmkobler) 2-58
 SBR 2-54
 Search +, AV (Søgning +, AV) 2-62
 Search AV Delay 2-62
 Search Interval 2-63
 Sensitivitet 2-21
 AGC (automatic gain control) 2-23
 fixed sensing 2-25
 unipolær sensing 2-22
 Sensor og trendanalyse, pacing 2-40
 accelerometer 2-27
 adaptiv frekvens 2-26
 maximum sensor rate (MSR) 2-11
 minute ventilation 2-31
 Sikkerhed
 ZIP-telemetri 1-10, 1-12
 Sikkerhedsmodus 1-19

Skærm, programmerapplikation 1-2

Snapshot 4-8

ikon 1-6

Softwareapplikation ZOOMVIEW 1-2

brug af farver 1-7

formål 1-2

skærbilleder og ikoner 1-2

Softwareterminologi 1-2

Sortering

ikon 1-6

STAT PACE 1-17

Stimulation, PES-induktion 5-3

Sudden brady response (Pludselig bradyrespons) 2-54

Symbol

på emballage B-1

Systemtest

Post-Operative (Postoperativ) 3-11

T

Telemetri

afslutning af en telemetrisession 1-9

driftstemperatur, ZIP 1-10, 1-12

med telemetrihoved 1-9

start af ZIP 1-9

telemetrihoved 1-8

ZIP 1-8

Telemetrihoved, telemetri 1-2, 1-8, 1-9

Terapi

pacing 2-2

Terapiforløb 4-2

arrhythmia logbook (Arytmilogbog) 4-2

heart rate variability (Ændringer i hjertefrekvens)

(HRV) 4-11

histogram 4-9

patient triggered monitor (Patientudløst monitor) 4-19

tæller 4-10

Test

EP (elektrofysiologisk) 5-2

intrinsic amplitude (Spontan amplitude) 3-12

ledning 3-11

ledningsimpedans 3-12

pace threshold (Pacetærskel) 3-13

Test for Intrinsic Amplitude (Spontan amplitude) 3-12

Timing

blanking 2-68

PVARP after PVC (PVARP efter PVC) 2-66

Timing, pacing 2-64

Trending

sensor 2-40

Trends 4-14

AP scan (AP-scanning) 4-16

minutventilationssensor 4-18

respiratory rate (Respirationsfrekvens) 4-16

Tæller

brady 4-10

terapiforløb 4-10

ventricular (Ventrikulær) 4-10

Tærskel, aktivitet 2-28

U

Udskiftningsindikatorer 3-4

Udskriv

rapport 1-19

Upper Rate Behavior 2-10

USB 1-18

V

Vandret glider

ikon 1-6

Ventilatory Threshold (Ventilationstærskel) 2-36

Ventilatory Threshold Response (Ventilationstærskel, responsfaktor) 2-36

Ventricular rate regulation (ventrikulær frekvensregulering) 2-45

Ventricular rate regulation (Ventrikulær frekvensregulering)

maximum pacing rate (Maksimal pacefrekvens) 2-46

Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær

taky-EGM-lagring) 4-7

Ventrikulær backuppacing under atriell stimulation, EP-test 5-3

Værktøjslinje 1-5

W

Wenckebach 2-51

Z

ZIP telemetry (ZIP-telemetri) 1-8

driftstemperatur 1-10, 1-12

fordele 1-9

indikatorlys 1-9

interferens 1-12

radiofrekvens (RF) 1-9

session 1-9

ZIP-telemetri

sikkerhed 1-10, 1-12

ZOOM LATITUDE-programmeringssystemet
komponenter 1-2

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

www.bostonscientific.com

1.800.CARDIAC (227.3422)

+1.651.582.4000

© 2014 Boston Scientific Corporation or its affiliates.

All rights reserved.
359241-010 DA Europe 2014-04

Outdated version. Do not use.
Version überholt. Nicht verwenden.
Version obsolète. Ne pas utiliser.
Versión obsoleta. No utilizar.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Verouderde versie. Niet gebruiken.
Föråldrad version. Använd ej.
Παλιά έκδοση. Μην 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.

C €0086

Authorized 2014 (ACCOLADE, ACCOLADE
MRI, PROPONENT, PROPONENT MRI,
ESSENTIO, ESSENTIO MRI, ALTRUA
2); 2013 (FORMIO, FORMIO MRI,
VITALIO, VITALIO MRI); 2012 (INGENIO
MRI, ADVANTIO MRI); 2011 (INGENIO,
ADVANTIO)

