

REFERANSEGUIDE

**ACCOLADE™**

**ACCOLADE™ MRI**

**PROPONENT™**

**PROPONENT™ MRI**

**ESSENTIO™**

**ESSENTIO™ MRI**

**ALTRUA™ 2**

**FORMIO™**

**FORMIO™ MRI**

**VITALIO™**

**VITALIO™ MRI**

**INGENIO™**

**INGENIO™ MRI**

**ADVANTIO™**

**ADVANTIO™ MRI**

PACEMAKER

**REF** L300, L301, L321, L310, L311, L331, L200, L201, L209, L221, L210,  
L211, L231, L100, L101, L121, L110, L111, L131, S701, S702, S722,  
J278, J279, J272, J273, J274, J275, J276, J277, J172, J173, J174, J178,  
J175, J176, J177, J062, J063, J064, J065, J066, J067

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Outdated version.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

# OM MANUALEN

---

## TILTENKTE LESERE

Denne litteraturen er tiltenkt for bruk av fagfolk opplært eller erfarne i implantasjon av pulsgenerator og/eller oppfølgingsprosedyrer.

Denne familien med implanterbare pacemakere består av både ett- og tokamrede pulsgeneratorene som gir atriell og/eller ventrikulær pacing og sensing samt en rekke diagnostiske verktøy.

Kardiologens tekniske manual, som brukes sammen med ZOOMVIEW-programvaren, inneholder informasjon som er relevant for implantering av pulsgeneratoren. Kardiologens tekniske manual inneholder også informasjon som advarsler/forsiktighetsregler, potensielle uønskede hendelser, mekaniske spesifikasjoner, levetid, hyperbarterapi og programmeringsvurderinger. Denne referanseguiden inneholder ytterligere beskrivelser av programmerbare funksjoner og diagnostikk.

Informasjon om MRI-skanning finner du i MRI teknisk bruksanvisning for ImageReady MR betinget pacingsystem.

Hvis du vil lese eller laste ned noen av disse dokumentene, gå til [www.bostonscientific-elabeling.com](http://www.bostonscientific-elabeling.com).

**MERKNAD:** Flere programmeringsystemer er tilgjengelige for bruk basert på programvare og regional tilgjengelighet. De inkluderer ulike programmeringsenheter slik som Model 3120 programmerer/opptaker/monitor (PRM) og Model 3300-programmerer. I denne manualen blir termene PRM og programmerer brukt om hverandre når det refereres til programmeringsenheten.

Programmeringssystemet modell 3300 har de samme grunnleggende egenskapene og tiltenkte bruk som programmeringssystemet modell 3120. Forskjeller mellom programmeringssystemene inkluderer programmodellnumre, nettverk og utskriftsfunksjoner, nøkler på enheten og datalagringsalternativer. Se manualene for programmeringssystemet modell 3300 for spesifikk informasjon.

## NYE ELLER FORBEDREDE FUNKSJONER

Disse pulsgeneratorsystemene inneholder flere eller forbedrede funksjoner sammenlignet med tidligere pacemakere fra Boston Scientific.

Listen nedenfor fremhever noen av disse funksjonene, men den er ikke fullstendig. De enkelte funksjonene beskrives nærmere i de funksjonsspesifikke avsnittene i denne manualen.

**Følgende nye eller forbedrede funksjoner gjelder for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og/eller ALTRUA 2-enheter.**

### Brukererfaring

- EasyView-overskrift med portidentifikator: Økt overskriftstransparens er utformet for å gi økt synlighet for elektrodeportene og gjøre det lettere å identifisere de enkelte portene.
- MICS-telemetri: RF-telemetribåndet som brukes, er MICS (kommunikasjonstjeneste for medisinsk implantat).

## Pasientdiagnostikk

- Programmerbare Impedance Limits (Impedansgrenser) for daglige målinger: High Impedance Limit (Øvre impedansgrense) er programmerbar mellom 2000 og 3000  $\Omega$ , og Low Impedance Limit (Nedre impedansgrense) kan programmeres mellom 200 og 500  $\Omega$ .
- Snapshot: opptil 6 unike kurver fra ECG/EGM (EKG/EGM)-visningen kan når som helst lagres ved å trykke på knappen Snapshot. Kurvene er 10 sekunder før aktivering og 2 sekunder etter aktivering. En 10-sekunders kurve lagres automatisk ved slutten av Pace Threshold (Pacingterskel)-testene, som teller som ett av de 6 Snapshots.
- Atrial Arrhythmia Report (Atriearytmirapport): Tellerne AT/AF % og Total Time in AT/AF (Total tid i AT/AF) er tilgjengelige. AT/AF Burden (AT/AF-belastning), RV Rate during AT/AF (RV-frekvens under AT/AF), Pacing Percent (Pacingprosent), Heart Rate (Hjertefrekvens), Activity Level (Aktivitetsnivå) og Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens) Trends (Trender) er tilgjengelige. Histograms (Histogrammer) er tilgjengelige for RV-frekvens under AT/AF. En tidslinnehistorikk med avlesninger, programmer og tellertilbakestillinger for ett år innhentes. Longest AT/AF (Lengst AT/AF), Fastest RVS rate in AT/AF (Raskest RVS-frekvens i AT/AF) og nyeste episodeinformasjon innhentes også.
- POST (Postoperativ systemtest): gir en automatisk enhets-/elektrodesjekk på et forhåndsbestemt tidspunkt etter implanteringen for å dokumentere at systemet fungerer som det skal, uten å kreve manuell systemtesting.

**Følgende nye eller forbedrede funksjoner gjelder for FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og/eller ADVANTIO-enheter.**

### Brukererfaring

- Maskinvare: antallet festeskruer er redusert til én festeskruer per port.
- ZIP-telemetri: gir stavløs toveis RF-kommunikasjon med pulsgeneratoren.
- ZOOMVIEW programmererprogramvare: det nye brukergrensesnittet er likt for alle Boston Scientific brady-, taky- og hjertesviktenheter.
- Indications-Based Programming (IBP) (Indikasjonsbasert programmering): gjør det mulig å definere programmeringsparametere basert på pasientens kliniske behov og indikasjoner.
- Enheter med ett kammer: kan programmeres for valg av atriell- eller ventrikulærspesifikke moduser.
- USB-lagringsenheter støttes: pulsgeneratordata kan lagres og overføres til en USB-stasjon.
- PDF-versjoner av rapporter er tilgjengelig.

### Takydetektering

- Ventricular Tachy EGM Storage (EGM-lagring ved ventrikulær taky) utnytter fordelene ved en ICD-basert takykardidetekteringsmetode som omfatter en V > A-detekteringsforbedring

### Bradyterapi

- Nye bradymoduser tilgjengelig, bl.a. VDDR og Off (Av).
- AV Search+ (AV-søk+): utformet for å redusere unødvendig RV-pacing for pasienter med intakt eller intermitterende AV-overledning ved å tillate spontan AV-overledning utover den programmerte AV forsinkelsen under episoder av normal AV-nodalfunksjon.
- PaceSafe RA Automatic Threshold (Automatisk RA-terskel): utfører automatisk testing av atriell terskel hver 21. time og angir en 2:1-utgangssikkerhetsmargin.

- RightRate-pacing: anvender minuttventilasjon for å gi tilpasset frekvenspacing basert på fysiologiske endringer sammen med automatisk kalibrering, et forenklet brukergrensesnitt samt filtrering utformet for å dempe MV-interaksjoner.
- RYTHMIQ: utformet for å redusere unødvendig høyre ventrikulær (RV)-pacing for pasienter med intakt atrioventrikulær (AV) overledning ved å åpne for modusendring mellom AAI(R)-pacing med backup av ventrikulær pacingfrekvens og DDD(R).
- Safety Core: sikkerhetsarkitektur anvendes for å gi grunnleggende pacing hvis uopprettelige eller gjentatte feiltilstander oppstår.
- Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse): gir asynkron pacing på LRL.
- MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus): en generatormodus som modifiserer visse pulsgeneratorfunksjoner for å dempe risikoer assosiert med å utsette pacingsystemet for MRI-miljøet.

### Sensing

- Automatic Gain Control (AGC): justerer dynamisk sensitiviteten i både atrium og ventrikel.
- Smart Blanking: brukes sammen med AGC-sensing for å støtte riktige sensingfunksjoner på tvers av kamre.

### Pasientdiagnostikk

- Programmerbare Impedance Limits (Impedansgrenser) for daglige målinger: Low (Nedre)-impedansgrensen kan programmeres til en verdi mellom 200 og 500  $\Omega$ .
- Snapshot: opptil 6 unike kurver fra ECG/EGM (EKG/EGM)-visningen kan når som helst lagres ved å trykke på knappen Snapshot. Kurvene er 10 sekunder før aktivering og 2 sekunder etter aktivering. En 10-sekunders kurve lagres automatisk ved slutten av Pace Threshold (Pacingterskel)-testene, som teller som ett av de 6 Snapshots.
- En teller for Total Time in AT/AF (Total tid i AT/AF) er tilgjengelig.
- Trends (Trender): ekspandert sett med trender tilgjengelig, inkludert:
  - Hjerterefrekvens
  - Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens)
  - AP Scan
  - AT/AF Burden (AT/AF-belastning) (inkludert totalt antall episoder)
  - Hendelser
- Heart Rate Variability (Hjerterefrekvensvariasjon): hertesviktdiagnostikk, inkludert trendene HRV Footprint, SDANN og ABM.
- Average V Rate (Gjennomsnittlig V-frekvens) i ATR: gir gjennomsnittlig ventrikulær frekvens under ATR-episoder.
- Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok): det er tildelt minnet mellom en rekke episodetyper med økt datalagring.
- Lead Safety Switch (Sikkerhetsbryter for elektrode): tilgjengelig diagnostisk informasjon for å vise datoen og impedansverdien som forårsaket LSS.

Denne produktfamilien inkluderer ett- og tokamrede modeller med ulike funksjoner. Denne manualen beskriver modellen med alle funksjoner (dvs. en tokamret modell med ZIP-telemetri).

Denne veiledningen kan inneholde referanser til modellnumre som for øyeblikket ikke er godkjent for salg i alle geografiske områder. For en komplett liste over modellnumre som er godkjent i ditt geografiske område, kontakt din lokale salgsrepresentant. Noen modeller har færre funksjoner. Når det gjelder disse enhetene, kan du se bort fra beskrivelsene av de utilgjengelige funksjonene. Beskrivelsene i denne manualen gjelder for enheter på alle nivåer, med mindre noe annet er angitt. Referanser til navn på ikke-MRI-enheter gjelder også for tilsvarende MRI-enheter. Referanser til "ICD" inkluderer alle typer ICD-er (f.eks. ICD, CRT-D, S-ICD).

Skjermbildeeksemplene i denne manualen er inkludert for at du skal bli kjent med det generelle skjermbildeoppsettet. De faktiske skjermbildene du ser når du utforsker eller programmerer pulsgeneratoren, vil variere med modellene og programparametrene.

LATITUDE NXT er et fjernovervåkingssystem som skaffer pulsgeneratordata til klinikere. Disse pulsgeneratorene er utformet for å være LATITUDE NXT-aktivert. Tilgjengelighet varierer etter region.

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

En komplett liste over programmerbare alternativer finnes i appendiksen ("Programmerbare valg" på side A-1). De faktiske verdiene du ser når du utforsker eller programmerer pulsgeneratoren, vil variere med modellene og programparametrene.

Tekstkonvensjonene som beskrives nedenfor, brukes gjennomgående i denne manualen.

#### PRM-TASTER

Navnene på Programmerer/Opptaker/Monitor-tastene (PRM) vises med store bokstaver (f.eks. PROGRAM, INTERROGATE).

1., 2., 3.

Nummererte lister brukes når instruksjoner skal utføres i en bestemt rekkefølge.

•

Kulepunktlister brukes når informasjonen ikke er sekvensiell.

Følgende akronymer kan finnes i denne manualen:

|              |  |
|--------------|--|
| <b>A</b>     | Atrial (Atriell)   |
| <b>ABM</b>   | Autonomic Balance Monitor (Autonom balansemonitor)   |
| <b>AF</b>    | Atrieflimmer   |
| <b>AFR</b>   | Atriell flutterrespons   |
| <b>AGC</b>   | Automatic Gain Control   |
| <b>ALR</b>   | Automatisk elektrodegenkjenning  |
| <b>APP</b>   | Atriell pacingpreferanse   |
| <b>AT</b>    | Atrial Tachycardia (Atrietakykardi)  |
| <b>ATP</b>   | Antitachycardia Pacing (Antitakykardipacing)   |
| <b>ATR</b>   | Atrial Tachy Response (Atrietakyrespons)   |
| <b>AV</b>    | Atrioventricular (Atrioventrikulær)  |
| <b>BPEG</b>  | British Pacing and Electrophysiology Group   |
| <b>BTR</b>   | Brady Tachy Response (Brady-/takyrespons)  |
| <b>CPR</b>   | Cardiopulmonary Resuscitation (Hjerte-lunge-redning)                                       |
| <b>CRT-D</b> | Cardiac Resynchronization Therapy Defibrillator (Hjertesykroniseringsterapi defibrillator) |
| <b>EAS</b>   | Electronic Article Surveillance (Elektronisk artikkelovervåking)                           |
| <b>EKG</b>   | Elektrokardiogram  |
| <b>EF</b>    | Ejeksjonsfraksjon  |
| <b>EGM</b>   | Elektrogram  |

|              |   |
|--------------|---|
| <b>EL</b>    | Utvidet Longevity (Forlenget levetid)   |
| <b>EMI</b>   | Electromagnetic Interference (Elektromagnetisk interferens)   |
| <b>EP</b>    | Elektrofysiologi, Elektrofysiologisk  |
| <b>HRV</b>   | Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon)  |
| <b>IBP</b>   | Indikasjonsbasert programmering   |
| <b>IC</b>    | Industry Canada   |
| <b>ICD</b>   | Implanterbar kardioverter defibrillator   |
| <b>LRL</b>   | Lower Rate Limit (Basisfrekvens)  |
| <b>MI</b>    | Hjerteinfarkt   |
| <b>MICS</b>  | MICS (Medical Implant Communication Service)  |
| <b>MPR</b>   | Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens)   |
| <b>MRI</b>   | Magnetic Resonance Imaging (MR-avbilding)   |
| <b>MSR</b>   | Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens)   |
| <b>MTR</b>   | Maksimal følgingfrekvens  |
| <b>MV</b>    | Minuttventilasjon   |
| <b>NASPE</b> | North American Society of Pacing and Electrophysiology  |
| <b>NSR</b>   | Normal Sinus Rhythm (Normal sinusrytme)   |
| <b>NSVT</b>  | Nonsustained Ventricular Tachycardia (Ikke vedvarende ventrikkeltakykardi)  |
| <b>PAC</b>   | Premature Atrial Contraction (Prematur atriekontraksjon)  |
| <b>PAT</b>   | Paroxysmal Atrial Tachycardia (Paroksysmal arietakykardi)   |
| <b>PES</b>   | Programmert elektrisk stimulering   |
| <b>PMT</b>   | Pacemaker-Mediated Tachycardia (Pacemakermediert takykardi)   |
| <b>POST</b>  | Post-Operative System Test (Postoperativ systemtest)  |
| <b>PRM</b>   | Programmer/Recorder/Monitor (Programmerer/Optaker/Monitor)  |
| <b>PSA</b>   | Pacing System Analyzer (Pacesystemanalysator)   |
| <b>PTM</b>   | Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor)   |
| <b>PVARP</b> | Post-Ventricular Atrial Refractory Period (Post-Ventrikulær Atriell Refraktærperiode)   |
| <b>PVC</b>   | Premature Ventricular Contraction (Prematur ventrikkelkontraksjon)  |
| <b>RAAT</b>  | Right Atrial Automatic Threshold (Automatisk høyre atriell terskel)   |
| <b>RADAR</b> | Radio Detection and Ranging (Radiopåvisning og områdebegrensning)   |
| <b>RF</b>    | Radio Frequency (Radiofrekvens)   |
| <b>RRT</b>   | Respiratory Rate Trend (Respirasjonsfrekvenstrend)  |
| <b>RV</b>    | Right Ventricular (Høyre ventrikulær)   |
| <b>RVAC</b>  | Right Ventricular Automatic Capture (Automatisk høyre ventrikulærregistrering)  |
| <b>RVRP</b>  | Right Ventricular Refractory Period (Høyre ventrikkel refraktærperiode)   |
| <b>SAM</b>   | Signalartefaktmonitor   |
| <b>SBR</b>   | Sudden Bradycardia Response (Plutselig bradykardirespons)   |
| <b>SCD</b>   | Sudden Cardiac Death (Plutselig hjertedød)  |
| <b>SDANN</b> | Standard Deviation of Averaged Normal-to-Normal R-R intervals (Standardavvik av gjennomsnitt for normal til normal R-R intervall) |
| <b>S-ICD</b> | Subkutan implanterbar kardioverterdefibrillator   |
| <b>SVT</b>   | Supraventricular Tachycardia (Supraventrikulær takykardi)   |
| <b>TARP</b>  | Total Atrial Refractory Period (Total atriell refraktærperiode)   |
| <b>TENS</b>  | Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (Transkutan elektrisk nervestimulering)   |
| <b>V</b>     | Ventricular (Ventrikulær)   |
| <b>VF</b>    | Ventricular Fibrillation (Ventrikkelflimmer)  |
| <b>VRP</b>   | Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode)  |
| <b>VRR</b>   | Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering)  |
| <b>VT</b>    | Ventricular Tachycardia (Ventrikkeltakykardi)   |

Følgende er varemerker for Boston Scientific Corporation eller deres samarbeidspartnere:

ACCOLADE, ADVANTIO, ALTRUA, AP Scan, EASYVIEW, ESSENTIO, FORMIO, IMAGEREADY, INGENIO, LATITUDE, PaceSafe, PROPONENT, QUICK NOTES, RightRate, RYTHMIQ, Safety Core, Smart Blanking, VITALIO, ZIP, ZOOM, ZOOMVIEW.

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



# INNHOLDSFORTEGNELSE

|  |            |
|--|------------|
| <b>BRUKE PROGRAMMEREREN .....</b>                | <b>1-1</b> |
| <b>KAPITTEL 1</b>                                |            |
| LATITUDE-programmeringsystem .....               | 1-2        |
| Programvareterminologi og -navigering .....      | 1-2        |
| Hovedskjerm .....                                | 1-2        |
| Indikator for PRM-modus .....                    | 1-3        |
| EKG/EGM-visning .....                            | 1-3        |
| Verktøylinje .....                               | 1-4        |
| Faner .....                                      | 1-5        |
| Knapper .....                                    | 1-5        |
| Ikoner .....                                     | 1-5        |
| Vanlige gjenstander .....                        | 1-7        |
| Bruk av farger .....                             | 1-7        |
| Demonstrasjonsmodus .....                        | 1-7        |
| Kommunisere med pulsgeneratoren (PG) .....       | 1-8        |
| ZIP-telemetri .....                              | 1-8        |
| Start en stavtelemetriseanse .....               | 1-9        |
| Starte en ZIP-telemetriøkt .....                 | 1-9        |
| Avslutte en telemetriøkt .....                   | 1-9        |
| ZIP-telemetrisikkerhet .....                     | 1-9        |
| ZIP-telemetrisikkerhet .....                     | 1-11       |
| Indikasjonsbasert programmering (IBP) .....      | 1-13       |
| Manuell programmering .....                      | 1-15       |
| DIVERT THERAPY (Avled terapi) .....              | 1-16       |
| STAT PACE (AKUTT PACE) .....                     | 1-16       |
| Databehandling .....                             | 1-17       |
| Pasientinformasjon .....                         | 1-17       |
| Lagring av data .....                            | 1-17       |
| Generatorminne .....                             | 1-18       |
| Skrive ut .....                                  | 1-18       |
| Sikkerhetsmodus .....                            | 1-19       |
| Reservepacemaker .....                           | 1-19       |
| <b>PACINGTERAPIER .....</b>                      | <b>2-1</b> |
| <b>KAPITTEL 2</b>                                |            |
| Pacingterapi .....                               | 2-2        |
| Generatormoduser .....                           | 2-2        |
| Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering ..... | 2-3        |
| MRI-beskyttelsesmodus .....                      | 2-3        |
| Grunnparametere .....                            | 2-5        |
| Bradymodus .....                                 | 2-5        |
| Basisfrekvens (LRL) .....                        | 2-8        |
| Maksimal følgingsfrekvens (MTR) .....            | 2-9        |
| Maksimal sensorfrekvens (MSR) .....              | 2-11       |
| Runaway-beskyttelse .....                        | 2-12       |

|  |            |
|--|------------|
| Pulsvidde .....  | 2-12       |
| Amplitude .....  | 2-13       |
| PaceSafe .....   | 2-13       |
| Sensitivitet.....  | 2-21       |
| Midlertidig bradypacing.....   | 2-25       |
| Minuttventilasjon/respirasjonsensor og signalartefaktmonitor .....   | 2-26       |
| Minuttventilasjons-/respirasjonssensor (MV/respirasjonssensor) ..... | 2-26       |
| Enhetsdiagnostikk for signalartefaktmonitor .....                    | 2-29       |
| Pacing med adaptiv frekvens og sensortrending .....                  | 2-34       |
| Pacing med adaptiv frekvens .....                                    | 2-34       |
| Aksellerometer.....  | 2-34       |
| Minuttventilasjon (MV).....  | 2-38       |
| Sensortrending .....   | 2-49       |
| Atrietakyrespons .....   | 2-52       |
| ATR-modusbytte .....   | 2-52       |
| Ventrikulær frekvensregulering (VRR).....                            | 2-54       |
| Atriell flutterrespons (AFR).....                                    | 2-55       |
| Avslutning av PMT.....   | 2-56       |
| Atriell pacingpreferanse (APP) og ProACT .....                       | 2-57       |
| Frekvensforsterkninger.....  | 2-59       |
| Frekvenshysterese.....   | 2-59       |
| Frekvensutjevning.....   | 2-60       |
| Eksempel på frekvensutjevning basert på en tokammerfølgemodus.....   | 2-62       |
| Plutselig bradyrespons .....   | 2-63       |
| Elektrodekonfigurasjon.....  | 2-65       |
| Bruk av atriell informasjon.....                                     | 2-66       |
| Elektrodesikkerhetsbryter.....                                       | 2-67       |
| Automatisk elektrodegjenkjenning.....                                | 2-68       |
| AV-forsinkelse.....  | 2-69       |
| Pacet AV-forsinkelse.....  | 2-70       |
| Senset AV-forsinkelse.....   | 2-71       |
| AV-søk +.....  | 2-72       |
| RYTHMIQ.....   | 2-74       |
| Refraktær .....  | 2-75       |
| A-refraktær – PVARP .....  | 2-75       |
| A-refraktær – samme kammer.....                                      | 2-77       |
| RV-refraktær (RVRP).....   | 2-77       |
| Blanking på tvers av kamre .....                                     | 2-79       |
| Støyrespons .....  | 2-82       |
| <b>SYSTEMDIAGNOSTIKK.....</b>  | <b>3-1</b> |
| <b>KAPITTEL 3</b>  |            |
| Dialogboksen Summary (Sammendrag) .....                              | 3-2        |
| Batteristatus .....  | 3-2        |
| Elektrodestatus.....   | 3-6        |
| Postoperativ systemtest (POST) .....                                 | 3-10       |
| Elektrodetester .....  | 3-10       |

|                                    |      |
|------------------------------------|------|
| Test av intrinsisk amplitude ..... | 3-11 |
| Test av elektrodeimpedans .....    | 3-12 |
| Pacingskettest .....               | 3-13 |

**PASIENTDIAGNOSTIKK OG OPPFØLGNING.....4-1**

**KAPITTEL 4**

|   |      |
|---|------|
| Terapihistorikk.....  | 4-2  |
| Arytmiloggbok.....  | 4-2  |
| Snapshot.....   | 4-8  |
| Histogrammer .....  | 4-9  |
| Tellere .....   | 4-10 |
| Ventricular Tachy Counters (Tellere for ventrikulær taky) ..... | 4-10 |
| Bradytellere .....  | 4-10 |
| Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon) (HRV).....     | 4-11 |
| Trender .....   | 4-14 |
| Postimplantasjonsfunksjoner .....                               | 4-18 |
| Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) (PTM) .....   | 4-18 |
| Magnetfunksjon .....  | 4-19 |

**ELEKTROFYSIOLOGISK TESTING.....5-1**

**KAPITTEL 5**

|   |     |
|---|-----|
| EP-testfunksjoner.....                                | 5-2 |
| Skjermbildet EP Test (EP-test) .....                  | 5-2 |
| Induksjonsmetoder.....                                | 5-3 |
| Ventrikulær backpacing under atriell EP-testing ..... | 5-3 |
| Programmert elektrisk stimulering (PES).....          | 5-3 |
| Manuell støtpacing.....                               | 5-5 |

**PROGRAMMERBARE VALG.....A-1**

**APPENDIKS A**

**SYMBOLER PÅ EMBALLASJEN.....B-1**

**APPENDIKS B**

|                              |     |
|------------------------------|-----|
| Symboler på emballasjen..... | B-1 |
|------------------------------|-----|

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

# BRUKE PROGRAMMEREREN

---

## KAPITTEL 1

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “LATITUDE-programmeringssystem” på side 1-2
- “Programvareterminologi og -navigering” på side 1-2
- “Demonstrasjonsmodus” på side 1-7
- “Kommunisere med pulsgeneratoren (PG)” på side 1-8
- “Indikasjonsbasert programmering” på side 1-13
- “Manuell programmering” på side 1-15
- “DIVERT THERAPY (Avled terapi)” på side 1-16
- “STAT PACE (AKUTT PACE)” på side 1-16
- “Databehandling” på side 1-17
- “Sikkerhetsmodus” på side 1-19

## LATITUDE-PROGRAMMERINGSSYSTEM

LATITUDE programmeringssystemet er den eksterne delen av pulsgeneratorsystemet.

ZOOM LATITUDE programmeringssystem 3120 inkluderer:

- Modell 3120 Programmerer/Opptaker/Monitor (PRM)
- Modell 3140 ZOOM Wireless Transmitter
- Modell 2869 ZOOMVIEW programvareapplikasjon
- Modell 6577 telemetristav

LATITUDE programmeringssystemet 3300 inkluderer:

- Programmerermodell 3300
- Modell 3869 programvareapplikasjon
- Modell 6395 telemetristav

Programvaren inneholder avansert pasientmonitoreringsteknologi og avanserte funksjoner for enhetsprogrammering. Hensikt:

- Gi utvidede programmeringsmuligheter
- Gi bedre pasient- og utstysmonitorering
- Gi forenklede og raske programmerings- og monitoreringsoppgaver

Du kan bruke LATITUDE programmeringssystemet for å gjøre følgende:

- Interrogere pulsgeneratoren
- Programmere pulsgeneratoren med forskjellige terapivalg
- Gå inn i pulsgeneratorens diagnostiske funksjoner
- Utføre ikke-invasiv diagnostisk testing
- Gå inn på data for terapihistorikk
- Lagre en 12-sekunders kurve fra EKG/EGM-visningen i et hvilket som helst skjermbilde
- Få tilgang til en interaktiv demonstrasjonsmodus eller Patient Data-modus (Pasientdata) uten nærvær av en pulsgenerator
- Skrive ut pasientdata, inkludert terapivalg og terapihistorikk fra pulsgeneratoren
- Lagre pasientdata

Du kan programmere pulsgeneratoren på to måter: automatisk ved bruk av IBP, eller manuelt.

Hvis du vil ha mer detaljert informasjon om hvordan du bruker PRM eller ZOOM Wireless Transmitter, se brukermanualen for PRM eller referanseguiden for ZOOM Wireless Transmitter.

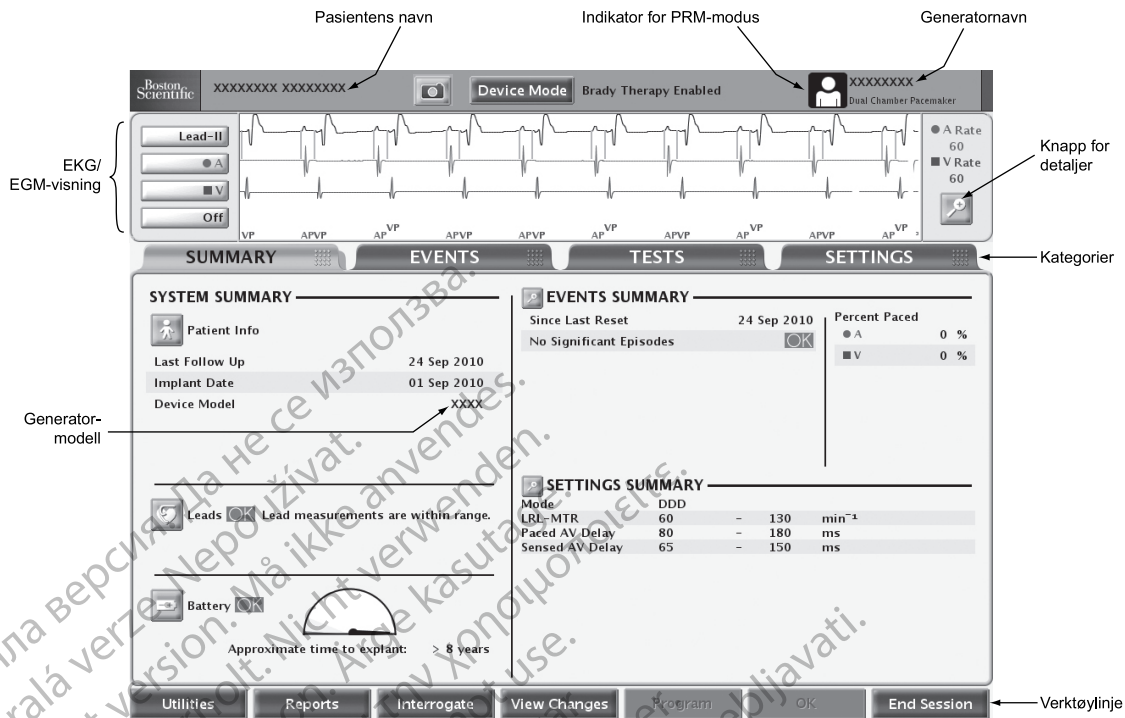
Se manualene for programmeringssystemet modell 3300 for spesifikk informasjon om 3300 programmerer, dens PSA, pasientdataadministrasjon, nettverk og kommunikasjon.

## PROGRAMVARETERMINOLOGI OG -NAVIGERING

Denne delen gir en oversikt over PRM systemet.

### Hovedskjerm

Hovedskjermbildet i PRM vises nedenfor, etterfulgt av en beskrivelse av komponentene (Figur 1–1 Hovedskjerm på side 1-3).



Figur 1-1. Hovedskjerm

## Indikator for PRM-modus

Indikatoren for PRM-modus vises øverst på skjermen og identifiserer hvilken PRM-modus som brukes.



Patient (Pasient) – angir at PRM viser data som er innhentet via kommunikasjon med en enhet.



Patient Data (Pasientdata) – angir at PRM viser lagrede pasientdata.



Demo Mode (Demonstrasjonsmodus) – angir at PRM viser eksempeldata og er i demonstrasjonsmodus.

## EKG/EGM-visning

EKG-feltet på skjermen viser statusinformasjon i sanntid om pasienten og pulsgeneratoren som kan være nyttig når systemets ytelse skal vurderes. The following types of traces can be selected:

- Overflate-EKG-er overføres fra elektroder på kroppsoverflaten som er koblet til PRM, og kan vises uten å interogere pulsgeneratoren.
- Sanntids EGM-er overføres fra pace/sense-elektroderne, og brukes ofte til å evaluere om elektrodesystemet er intakt, og til å identifiser feil, for eksempel defekte elektroder, defekt isolasjon eller elektroder som har forflyttet seg.

Sanntids EGM-er kan kun vises etter at pulsgeneratoren er interroget. De bruker ZIP- eller stavtelemetri, og er derfor mottakelige for radiofrekvensinterferens. Signifikant interferens kan forårsake avbrudd i eller utfall av sanntids EGM-er ("ZIP-telemetrisikkerhet" på side 1-9).

- En 12-sekunders kurve fra EKG/EGM-visningen kan når som helst lagres ved å trykke på knappen Snapshot i et hvilket som helst skjermbilde.

**MERKNAD:** Hvis PRM ikke brukes i løpet av 15 minutter (eller 28 minutter hvis pulsgeneratoren er i modusen Storage (Oppbevaring) ved interrogeringen), slås sanntids EGM av. PRM har en dialogboks der sanntids EGM-er kan gjenopprettes.

**MERKNAD:** Ved telemetriinterferens kan sanntids intrakardiale EGM-kurver og markører bli forskjøvet fra sanntids overflate-EKG-kurvene. Når telemetriforbindelsen er blitt bedre, velger du en av de intrakardiale EGM-kurvene igjen for å reinitialisere.

Du kan trykke på Details (Detaljer) for å forstørre skjermbildet ECG/EGM (EKG/EGM). Følgende alternativer er tilgjengelig:

- Show Device Markers (Vis enhetsmarkører) – viser hendelsesmarkører med merknader som identifiserer bestemte iboende hjerte- og enhetsrelaterte hendelser, og informasjon, for eksempel sensede/pacede hendelser
- Enable Surface Filter (Aktiver overflatefilter) – minimerer støy på overflate-EKG-et
- Display Pacing Spikes (Vis pacingtopper) – viser registrerte pacingtopper, angitt med en markør på overflate-EKG-kurven
- Trace Speed (Kurvehastighet) – justerer kurvens hastighet (0, 25 eller 50 mm/s). Når hastigheten økes, utvides den vannrette tidsskalaen
- Gain (Forsterkning) – justerer den loddrette amplitydeskalaen (AUTO, 1, 2, 5, 10 eller 20 mm/mV) for hver kanal. Når forsterkningen økes, forstørres signalamplityden

Sanntids EGM-er som inneholder hendelsesmarkører med merknader, kan skrives ut ved å følge denne fremgangsmåten:

1. Trykk på en av utskriftshastighetsknappene på PRM (f.eks. hastighetsknapp 25) for å starte utskriften.
2. Trykk på hastighetsknappen 0 (null) for å stoppe utskriften.
3. Trykk på papirmatingsknappen for å mate ut det siste utskriftsarket helt.

Du kan skrive ut definisjoner av markørene med merknader ved å trykke på kalibreringsknappen mens EGM-et skrives ut. Du kan også skrive ut en fullstendig rapport som inneholder definisjonene av alle markørene med merknader ved å følge denne fremgangsmåten:

1. Klikk på knappen Reports (Rapporter) på verktøylinjen. Vinduet Reports (Rapporter) vises.
2. Merk av i boksen Marker Legend (Markørbeskrivelse).
3. Klikk på knappen Print (Skriv ut). Marker Legend Report (Markørbeskrivelsesrapport) sendes til skriveren.

## Verktøylinje

Verktøylinjen lar deg utføre følgende oppgaver:

- Velge systemfunksjoner
- Lage rapporter
- Interogering og programmering av pulsgeneratoren
- Se ventende og programmerte endringer
- Se notater og advarsler



- Avslutte PRM seansen

## Faner

Faner lar deg velge PRM oppgaver, som å se på oppsummeringsdata eller programmere utstyrsinnstillinger. Når du velger en fane vises det tilhørende skjermbildet. Mange skjermbilder inneholder tilleggsfaner, som gir deg tilgang til mer detaljerte innstillinger og informasjon.

## Knapper

Programvaren inneholder skjermbilder og dialogbokser med knapper. Med knappene kan du utføre forskjellige oppgaver, blant annet:

- Få detaljert informasjon
- Vise innstillingsinformasjon
- Innstille programmerbare verdier
- Laste inn initiale verdier

Når du trykker på en knapp og det åpnes et nytt vindu, kan du trykke på knappen Close (Lukk) øverst til høyre i vinduet for å gå tilbake til hovedskjermbildet.

## Ikoner

Ikoner er grafiske elementer som, når de velges, kan starte en aktivitet, vise lister eller alternativer eller endre informasjonen som vises.



Details (Detaljer) – åpner et vindu med detaljert informasjon.



Patient (Pasient) – åpner et vindu med detaljert pasientinformasjon.



Leads (Elektroder) – åpner et vindu med detaljert informasjon om elektroder.



Battery (Batteri) – åpner et vindu med detaljert informasjon om batteriet i pulsgeneratoren.



Merket (Sjekk) – angir at et alternativ er valgt.



Event (Hendelse) – angir at det har inntruffet en hendelse. Når du viser tidslinjen Trends (Trender) i kategorien Events (Hendelser), vises det hendelsesikoner der det har inntruffet hendelser. Hvis du velger et hendelsesikon, vises detaljert informasjon om hendelsen.



Information (Informasjon) – viser referanseinformasjon.

### Handlingsikoner



Run (Kjør) – får programmereren til å utføre en handling.



Hold (Pause) – får programmereren til å stoppe en handling midlertidig.



Continue (Fortsett) – får programmereren til å fortsette med en handling.



Snapshot – får programmereren til å lagre en 12-sekunders kurve fra EKG/EGM-visningen fra et hvilket som helst skjermbilde.



POST fullført – åpner vinduet Reports (Rapporter) for utskrift av POST-informasjonen på Quick Notes eller Follow-Up Reports (Oppfølgingsrapporter).

### Glidebryterikoner



Horizontal Slider (Horisontal glidebryter) – angir at du kan klikke på en glidebryter og bevege den mot venstre eller høyre.



Vertical Slider (Vertikal glidebryter) – angir at du kan klikke på en glidebryter og bevege den opp eller ned.

### Sorteringsikoner



Sort Ascending (Sorter stigende) – angir at stigende sortering er valgt i sorteringsknappen for en tabellkolonne. (F. eks. 1, 2, 3, 4, 5)



Sorter synkende – angir at synkende sortering er valgt i en tabellkolonne. (F.eks. 5, 4, 3, 2, 1)

### Inkrementerings- og dekrementeringsikoner



Increment (Inkrementering) – angir at en tilknyttet verdi kan økes.



Dekrement – angir at en verdi kan dekrementeres.

### Rulleikoner



Scroll Left (Rull mot venstre) – angir at et tilknyttet element kan ruller mot venstre.



Rull mot høyre – angir at et element kan ruller mot høyre.



Rull opp – angir at et element kan ruller opp.



Rull ned – angir at et element kan ruller ned.

## Vanlige gjenstander

Vanlige ting som statuslinjer, skrollelinjer, menyer og dialoger brukes gjennom hele applikasjonen. Disse virker på samme måte som tilsvarende som finnes i nettlesere og andre data-applikasjoner.

## Bruk av farger

Det brukes farger og symboler for å fremheve knapper, ikoner og andre elementer samt bestemte typer informasjon. Hensikten med å bruke bestemte fargekonvensjoner og symboler er å gi en mer konsekvent brukeropplevelse og gjøre programmeringen enklere. Se tabellen nedenfor for å forstå hvordan farger og symboler brukes i skjermbildene på PRM (Tabell 1–1 Fargekonvensjoner i PRM på side 1-7).

Tabell 1–1. Fargekonvensjoner i PRM

| Farge | Betydning                                  | Eksempler  | Symbol |
|-------|--|--|--------|
| Rød   | Angir advarsler                            | Den valgte parameterverdien er ikke tillatt, klikk på den røde advarselknappen for å åpne skjermbildet Parameter Interactions (Parameterinteraksjoner), som inneholder informasjon om korrigerende tiltak.<br><br>Diagnostisk informasjon om enhet og pasient som MA tas hensyn til.       |        |
| Gul   | Angir forhold som krever din oppmerksomhet | Den valgte parameterverdien er tillatt, men anbefales ikke. Klikk på den gule OBS-knappen for å åpne skjermbildet Parameter Interactions (Parameterinteraksjoner), som inneholder informasjon om korrigerende tiltak.<br><br>Diagnostisk informasjon om enhet og pasient som bør vurderes. |        |
| Grønn | Angir akseptable endringer eller forhold   | Den valgte parameterverdien er tillatt, men venter fremdeles.<br><br>Det er ingen diagnostisk informasjon om enhet og pasient som krever din oppmerksomhet.  |        |
| Hvit  | Angir den programmerte verdien             |  |        |

## DEMONSTRASJONSMODUS

PRM har en demonstrasjonsmodusfunksjon som gjør at PRM kan brukes som et egenlæringsverktøy. Når denne modusen er valgt, kan du trene på å navigere gjennom

skjermbildene i PRM uten å interogere en pulsgenerator. Du kan bruke demonstrasjonsmodus for å bli kjent med mange av de spesifikke skjermbildesekvensene som vises når du interogerer eller programmerer en bestemt pulsgenerator. Du kan også bruke demonstrasjonsmodus til å gå gjennom tilgjengelige funksjoner, parametre og informasjon.

For å åpne demonstrasjonsmodus velger du den aktuelle pulsgeneratoren i skjermbildet Select PG (Velg pulsgenerator), velg deretter Demo i dialogboksen Select PG Mode (Velg pulsgeneratormodus). Når PRM er i demonstrasjonsmodus, viser PRM-modusindikatoren ikonet Demo Mode (Demonstrasjonsmodus). Pulsgeneratoren kan ikke programmeres mens PRM er i demonstrasjonsmodus. Du må avslutte demonstrasjonsmodus før du prøver å interogere eller programmere pulsgeneratoren.

## KOMMUNISERE MED PULSGENERATOREN (PG)

PRM kommuniserer med pulsgeneratoren via en telemetristav.

Når kommunikasjonen med staven er initiert, kan PRM bruke stavløs ZIP-telemetri (toveis RF-kommunikasjon) for å kommunisere med enkelte pulsgeneratormodeller.

Telemetri er nødvendig i følgende situasjoner:

- Direkte kommandoer fra PRM-systemet, for eksempel:
  - INTERROGATE (Avles)
  - PROGRAM (Programmer)
  - STAT PACE (Akutt pace)
  - DIVERT THERAPY (Avled terapi)
- Endre parameterinnstillinger i enheten
- Utføre EP-testing
- Utføre diagnostiske tester, inkludert:
  - Pacingimpedanstester
  - Pacingterskeltester
  - Test av intrinsisk amplitude

## ZIP-telemetri

ZIP-telemetri er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT- og ESSENTIO-enheter og bruker en overføringsfrekvens på 402 til 405 MHz. ZIP-telemetri er tilgjengelig i FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter og bruker en overføringsfrekvens på 869,85 MHz.

ZIP-telemetri er et alternativ for stavløs, toveis RF-kommunikasjon som lar PRM-systemet kommunisere med disse RF-kompatible pulsgeneratorene.

- For ACCOLADE-, PROPONENT- og ESSENTIO-enheter aktiveres RF-kommunikasjon av ZOOM Wireless Transmitter som er koblet til PRM. Når kommunikasjonen initieres, er stavtelemetri nødvendig. Når ZIP-telemetri er klart for bruk, vises en melding på PRM-skjermen om at staven kan fjernes. Hvis ikke, fortsetter økten med stavtelemetri.
- For FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter kontrollerer PRM pulsgeneratorens telemetriefunksjon når en stavtelemetriøkt initieres. Hvis PRM registrerer en pulsgenerator med ZIP-telemetriefunksjon, vises en melding om at ZIP-telemetri er tilgjengelig og at staven kan fjernes. Hvis ikke, fortsetter økten med stavtelemetri.

ZIP-telemetri gir følgende fordeler sammenlignet med tradisjonell stavtelemetri:

- Raskere dataoverføringshastighet betyr at interrogering av enheten tar kortere tid
- Dataoverføring over en lengre avstand (innenfor 3 m [10 ft]) minimerer behovet for at staven må forbli i det sterile feltet under implantering, noe som kan redusere risikoen for infeksjon
- Kontinuerlig telemetri er mulig under hele implanteringsprosedyren, noe som gjør at pulsgeneratorens ytelse og elektrodeintegriteten kan monitoreres under implanteringen
- Lar legen fortsette inngrepet mens enheten programmeres for pasienten

Uavhengig av om ZIP-telemetri brukes, er stavkommunikasjon fremdeles tilgjengelig.

## Start en stavtelemetriseanse

Følg denne prosedyren for å starte en telemetrikommunikasjons seanse med stav:

1. Påse at telemetristaven er koblet til PRM systemet, og at den er tilgjengelig under hele prosedyren.
2. Plasser telemetristaven over pulsgeneratoren med en avstand som ikke overstiger 6 cm (2,4 tommer).
3. Bruk PRM til å interrogere pulsgeneratoren.
4. Behold stavplasseringen når kommunikasjon er nødvendig.

## Starte en ZIP-telemetriøkt

Følg denne fremgangsmåten for å starte en økt med ZIP-telemetrikommunikasjon:

1. For ACCOLADE-, PROPONENT- og ESSENTIO-enheter må det kontrolleres at ZOOM Wireless Transmitter er koblet til PRM via USB-kabelen, og at den grønne lampen øverst på senderen lyser (den angir at senderen er klar til bruk).
2. Start en stavtelemetriøkt. Kontroller at stavledningen er innenfor pulsgeneratorens rekkevidde for å aktivere bruk av stavtelemetri hvis dette blir nødvendig.
3. Hold telemetristaven på plass, enten til det vises en melding om at telemetristaven kan fjernes fra pulsgeneratorens proksimitet, eller til ZIP-telemetrialampen begynner å lyse på PRM-systemet.

## Avslutte en telemetriøkt

Velg knappen End Session (Avslutt økt) for å avslutte en telemetriøkt og gå tilbake til oppstartsskjermbildet. Du kan velge å avslutte økten eller gå tilbake til gjeldende økt. Når en økt er avsluttet, avslutter PRM-systemet all kommunikasjon med pulsgeneratoren.

## ZIP-telemetrisikkerhet

**Følgende sikkerhetsinformasjon om ZIP-telemetri gjelder for enheter som bruker en overføringsfrekvens på 402 til 405 MHz.**

Pulsgeneratoren inneholder en kompatibel kombinert laveffektsender/-mottaker. Pulsgeneratoren kan kun interrogeres eller programmeres via RF-signaler som bruker den rettighetsbeskyttede ZIP-telemetriprotokollen. Pulsgeneratoren kontrollerer at den kommuniserer med et ZOOMVIEW-system før den svarer på RF-signaler. Pulsgeneratoren lagrer, overfører og mottar individuell identifiserbar helseinformasjon i et kryptert format.

ZIP-telemetri er mulig når alle forholdene nedenfor er oppfylt:

- ZIP-telemetri for PRM er aktivert
- ZOOM Wireless Transmitter er koblet til PRM via USB-kabelen
- Indikatorlampen øverst på ZOOM Wireless Transmitter er grønn, det angir at senderen er klar til bruk
- Pulsgeneratoren er innenfor PRM-systemets rekkevidde
- Pulsgeneratoren har ikke nådd statusen Explant (Eksplanter); totalt 1,5 time med ZIP-telemetri er tilgjengelig etter at pulsgeneratoren har nådd statusen Explant (Eksplanter)
- Pulsgeneratorens batterikapasitet er ikke utladet
- Pulsgeneratoren er ikke i MRI Protection Mode (MR-beskyttelsesmodus)

For å oppfylle lokale lover og forskrifter som gjelder for kommunikasjon, skal ZIP-telemetri ikke brukes når pulsgeneratoren er utenfor normal brukstemperatur på 20 °C–45 °C (68 °F–113 °F).

Det er støtte for kommunikasjon mellom flere PRM-er og pulsgeneratoren om gangen som uavhengige økter. Signaler fra andre økter som bruker RF-kommunikasjon, eller interferens fra andre RF-kilder, kan interferere med eller hindre ZIP-telemetrikommunikasjon.

**OBS:** RF-signaler fra utstyr som opererer på frekvenser nær pulsgeneratorens kan avbryte ZIP-telemetri mens pulsgeneratoren avleses eller programmeres. Denne RF-interferensen kan reduseres ved å øke avstanden mellom det påvirkende utstyret og PRM og pulsgeneratoren. Eksempler på enheter som kan forårsake interferens i 869,85 MHz-frekvensbåndet, omfatter:

- Trådløse telefonenheter og basestasjoner
- Visse systemer for pasientovervåking

Radiofrekvensinterferens kan avbryte ZIP-telemetrikommunikasjonen midlertidig. PRM vil vanligvis gjenopprette ZIP-kommunikasjonen når det ikke lenger forekommer RF-interferens, eller når den blir svakere. Kontinuerlig RF-interferens kan hindre ZIP-telemetrikommunikasjonen, og systemet er derfor designet for å bruke stavtelemetri når ZIP-telemetri ikke er tilgjengelig.

Hvis ZIP-telemetri ikke er tilgjengelig på grunn av interferens, eller hvis ZOOM Wireless Transmitter er koblet fra eller ikke fungerer som den skal, kan det brukes stavtelemetri til å opprette kommunikasjon med PRM. Systemet har følgende funksjoner som angir at ZIP-telemetri ikke er tilgjengelig:

- Indikatorlampen for ZIP-telemetri på PRM slutter å lyse
- Den grønne indikatorlampen på ZOOM Wireless Transmitter lyser ikke
- Hvis hendelsesmarkører og/eller EGM-er er aktivert, avbrytes overføringen av hendelsesmarkørene og/eller EGM-ene
- Hvis du har bedt om å utføre en kommando eller en annen handling, viser PRM en melding om at staven må plasseres innenfor pulsgeneratorens rekkevidde

ZIP-telemetri er kompatibelt med stavtelemetri – ingen programmeringsstrinn kan fullføres så lenge hele pulsgeneratoren ikke har mottatt og bekreftet hele programmeringskommandoen.

Pulsgeneratoren kan ikke feilprogrammeres som følge av avbrutt ZIP-telemetri. Avbrudd i ZIP-telemetrien kan skyldes RF-signaler som opererer ved frekvenser nær pulsgeneratorens frekvenser, og som er kraftige nok til å konkurrere med ZIP-telemetribindelsen mellom pulsgeneratoren og PRM. Signifikant interferens kan føre til avbrudd i eller utfall av sanntids EGM-er. Hvis kommandoer avbrytes, viser PRM en melding om at staven må plasseres på pulsgeneratoren. Hvis denne meldingen vises gjentatte ganger, kan det tyde på periodisk interferens. Dette kan utbedres ved å endre plasseringen til ZOOM Wireless Transmitter som er

koblet til PRM, eller ved å bruke standard stavtelemetri. I denne perioden vil enhetens funksjonalitet eller terapien ikke bli avbrutt.

**MERKNAD:** Når både ZIP- og stavtelemetri brukes (for eksempel når det byttes fra ZIP- til stavtelemetri på grunn av interferens), kommuniserer pulsgeneratoren med programmereren via ZIP-telemetri når det er mulig. Hvis det kun er ønskelig med stavtelemetri, stilles kommunikasjonsmodusen inn (tilgang via Utilities (Verktøy)) slik at staven brukes for all telemetri.

**MERKNAD:** For å bevare batteriets levetid avsluttes en ZIP-telemetriøkt hvis pulsgeneratoren helt mister kommunikasjonen med PRM i en sammenhengende periode på én time (eller 73 minutter hvis enheten var i modusen Storage (Oppbevaring) ved interrogering). Når denne tiden er gått, må det brukes stavtelemetri for å gjenopprette kommunikasjonen med pulsgeneratoren.

#### Tiltak for å redusere interferens

En økning av avstanden fra kilden til de interfererende signalene kan gjøre det mulig å bruke ZIP-telemetrikanalene.

En endring av plasseringen til ZOOM Wireless Transmitter kan gi bedre ZIP-telemetriytelse. Hvis ZIP-telemetriytelsen ikke er tilfredsstillende, kan man velge å bruke stavtelemetri.

Avhengig av omgivelsene og hvordan PRM er plassert i forhold til pulsgeneratoren, kan systemet opprettholde ZIP-telemetrikommunikasjonen ved avstander opp mot 3 m (10 ft). For optimal ZIP-telemetrikommunikasjon bør ZOOM Wireless Transmitter ikke plasseres lengre vekk fra pulsgeneratoren enn 3 m (10 ft), og eventuelle obstruksjoner mellom ZOOM Wireless Transmitter og pulsgeneratoren bør fjernes.

Plassering av ZOOM Wireless Transmitter minst 1 m (3 ft) fra vegger eller metallgjenstander og kontroll av at pulsgeneratoren (før implantering) ikke er i direkte kontakt med metallgjenstander kan gi mindre signalrefleksjon og/eller -blokkering.

Unngå å plassere ZOOM Wireless Transmitter i umiddelbar nærhet av monitører, høyfrekvent elektrokirurgisk utstyr eller sterke magnetfelter.

Å sørge for at det ikke er obstruksjoner (f.eks. utstyr, møbler av metall, mennesker eller vegger) mellom ZOOM Wireless Transmitter og pulsgeneratoren kan gi bedre signalkvalitet. Gjenstander eller personale som beveger seg midlertidig mellom ZOOM Wireless Transmitter og pulsgeneratoren under ZIP-telemetri, kan føre til at kommunikasjonen avbrytes midlertidig, men dette vil ikke påvirke enhetens funksjonalitet eller terapien.

Å kontrollere tiden som er nødvendig for å fullføre en interrogering etter at ZIP-telemetri er opprettet, kan gi en indikasjon på om det er interferens til stede eller ikke. Hvis en interrogering der det brukes ZIP-telemetri, tar mindre enn 20 sekunder, er det trolig ikke interferens i omgivelsene. Interrogeringer som tar mer enn 20 sekunder (eller korte intervaller med EGM-utfall), tyder på at det kan være interferens til stede.

## ZIP-telemetrisikkerhet

**Følgende sikkerhetsinformasjon om ZIP-telemetri gjelder for enheter som bruker en overføringsfrekvens på 869,85 MHz.**

Pulsgeneratoren inneholder en kompatibel kombinert laveffektsender/-mottaker. Pulsgeneratoren kan kun interrogeres eller programmeres via RF-signaler som bruker den rettighetsbeskyttede ZIP-telemetriprotokollen. Pulsgeneratoren kontrollerer at den kommuniserer med et ZOOMVIEW-system før den svarer på RF-signaler. Pulsgeneratoren lagrer, overfører og mottar individuell identifiserbar helseinformasjon i et kryptert format.

ZIP-telemetri er mulig når alle forholdene nedenfor er oppfylt:

- ZIP-telemetri for PRM er aktivert
- Pulsgeneratoren har RF-kommunikasjonsfunksjonalitet
- ZIP-telemetrikkanalen er tilgjengelig
- Pulsgeneratoren er innenfor PRM-systemets rekkevidde
- Pulsgeneratoren har ikke nådd statusen Explant (Eksplanter); totalt 1,5 time med ZIP-telemetri er tilgjengelig etter at pulsgeneratoren har nådd statusen Explant (Eksplanter)
- Pulsgeneratorens batterikapasitet er ikke utladet
- Pulsgeneratoren er ikke i MRI-Protection Mode (MR-beskyttelsesmodus)

For å oppfylle lokale lover og forskrifter som gjelder for kommunikasjon, skal ZIP-telemetri ikke brukes når pulsgeneratoren er utenfor normal brukstemperatur på 20 °C–43 °C (68 °F–109 °F).

Det er støtte for kommunikasjon mellom én PRM og én pulsgenerator om gangen. Hvis det allerede pågår en PRM/pulsgenerator-kommunikasjonsøkt i nærheten, er det ikke mulig å starte en økt nummer to, da er stavkommunikasjon nødvendig.

PRM varsler deg hvis ZIP-telemetri ikke er tilgjengelig fordi andre økter pågår.

RF-signaler i samme frekvensbånd som det som brukes av systemet, kan interferere med ZIP-telemetrikommunikasjonen. De interfererende signalene inkluderer:

- Signaler fra andre RF-kommunikasjonsøkter mellom pulsgeneratorene/PRM-systemet etter at det maksimale antallet uavhengige økter er nådd. Andre pulsgeneratorene og PRM-er i nærheten som bruker ZIP-telemetri, kan hindre ZIP-telemetrikommunikasjonen.
- Interferens fra andre RF-kilder.

**OBS:** RF-signaler fra utstyr som opererer på frekvenser nær pulsgeneratorens kan avbryte ZIP-telemetri mens pulsgeneratoren avleses eller programmeres. Denne RF-interferensen kan reduseres ved å øke avstanden mellom det påvirkende utstyret og PRM og pulsgeneratoren. Eksempler på enheter som kan forårsake interferens i 869,85 MHz-frekvensbåndet, omfatter:

- Trådløse telefonenheter og basestasjoner
- Visse systemer for pasientovervåking

Radiofrekvensinterferens kan avbryte ZIP-telemetrikommunikasjonen midlertidig. PRM vil vanligvis gjenopprette ZIP-kommunikasjonen når det ikke lenger forekommer RF-interferens, eller når den blir svakere. Kontinuerlig RF-interferens kan hindre ZIP-telemetrikommunikasjonen, og systemet er derfor designet for å bruke stavtelemetri når ZIP-telemetri ikke er tilgjengelig.

Hvis ZIP-telemetri ikke er tilgjengelig, kan det brukes stavtelemetri for å opprette kommunikasjonen med PRM. Systemet har følgende funksjoner som angir at ZIP-telemetri ikke er tilgjengelig:

- Indikatorlampen for ZIP-telemetri på PRM slutter å lyse
- Hvis hendelsesmarkører og/eller EGM-er er aktivert, avbrytes overføringen av hendelsesmarkørene og/eller EGM-ene
- Hvis du har bedt om å utføre en kommando eller en annen handling, viser PRM en melding om at staven må plasseres innenfor pulsgeneratorens rekkevidde

ZIP-telemetri er kompatibelt med stavtelemetri – ingen programmeringsstrinn kan fullføres så lenge hele pulsgeneratoren ikke har mottatt og bekreftet hele programmeringskommandoen.



Pulsgeneratoren kan ikke feilprogrammeres som følge av avbrutt ZIP-telemetri. Avbrudd i ZIP-telemetrien kan skyldes RF-signaler som opererer ved frekvenser nær pulsgeneratorens frekvenser, og som er kraftige nok til å konkurrere med ZIP-telemetribindelsen mellom pulsgeneratoren og PRM. Signifikant interferens kan føre til avbrudd i eller utfall av sanntids EGM-er. Hvis kommandoer avbrytes, viser PRM en melding om at staven må plasseres på pulsgeneratoren. Hvis denne meldingen vises gjentatte ganger, kan det tyde på periodisk interferens. Dette kan utbedres ved å endre plasseringen til PRM eller ved å bruke standard stavtelemetri. I denne perioden vil enhetens funksjonalitet eller terapien ikke bli avbrutt.

**MERKNAD:** Når både ZIP- og stavtelemetri brukes (for eksempel når det byttes fra ZIP- til stavtelemetri på grunn av interferens), kommuniserer pulsgeneratoren med programmereren via ZIP-telemetri når det er mulig. Hvis det kun er ønskelig med stavtelemetri, stilles kommunikasjonsmodusen inn (tilgang via Utilities (Verktøy)) slik at staven brukes for all telemetri.

**MERKNAD:** For å bevare batteriets levetid avsluttes en ZIP-telemetriøkt hvis pulsgeneratoren helt mister kommunikasjonen med PRM i en sammenhengende periode på én time (eller 73 minutter hvis enheten var i modusen Storage (Oppbevaring) ved interrogering). Når denne tiden er gått, må det brukes stavtelemetri for å gjenopprette kommunikasjonen med pulsgeneratoren.

**MERKNAD:** PRM opererer i et landsspesifikt frekvensområde. PRM bestemmer ZIP-frekvensområdet som pulsgeneratoren bruker, basert på den spesifikke enhetsmodellen. Hvis ZIP-frekvensområdet for PRM og pulsgeneratoren ikke stemmer overens, tyder det på at pasienten har oppholdt seg i et annet land enn der pulsgeneratoren ble implantert. PRM vil vise en melding om at ZIP-telemetri ikke kan brukes, men pasientens pulsgenerator kan interrogeres ved å bruke staven. Hvis interrogering i utlandet er nødvendig, kontakter du Boston Scientific ved hjelp av informasjonen på baksiden av denne håndboken.

#### Tiltak for å redusere interferens

En økning av avstanden fra kilden til de interfererende signalene kan gjøre det mulig å bruke ZIP-telemetrikanalet. Det anbefales at det minst er 14 m (45 ft) mellom kilden til interferens (med en gjennomsnittlig effekt på 50 mW eller mindre) og både pulsgeneratoren og PRM.

En endring av PRM-antennens eller PRMs plassering kan gi bedre ZIP-telemetriytelse. Hvis ZIP-telemetriytelsen ikke er tilfredsstillende, kan man velge å bruke stavtelemetri.

Plassering av PRM minst 1 m (3 ft) fra vegger eller metallgjenstander og kontroll av at pulsgeneratoren (før implantering) ikke er i direkte kontakt med metallgjenstander kan gi mindre signalrefleksjon og/eller -blokkering.

Å sørge for at det ikke er obstruksjoner (f.eks. utstyr, møbler av metall, mennesker eller vegger) mellom PRM og pulsgeneratoren kan gi bedre signalkvalitet. Gjenstander eller personale som beveger seg midlertidig mellom PRM og pulsgeneratoren under ZIP-telemetri, kan føre til at kommunikasjonen avbrytes midlertidig, men dette vil ikke påvirke enhetens funksjonalitet eller terapien.

Å kontrollere tiden som er nødvendig for å fullføre en interrogering etter at ZIP-telemetri er opprettet, kan gi en indikasjon på om det er interferens til stede eller ikke. Hvis en interrogering der det brukes ZIP-telemetri, tar mindre enn 20 sekunder, er det trolig ikke interferens i omgivelsene. Interrogeringer som tar mer enn 20 sekunder (eller korte intervaller med EGM-utfall), tyder på at det kan være interferens til stede.

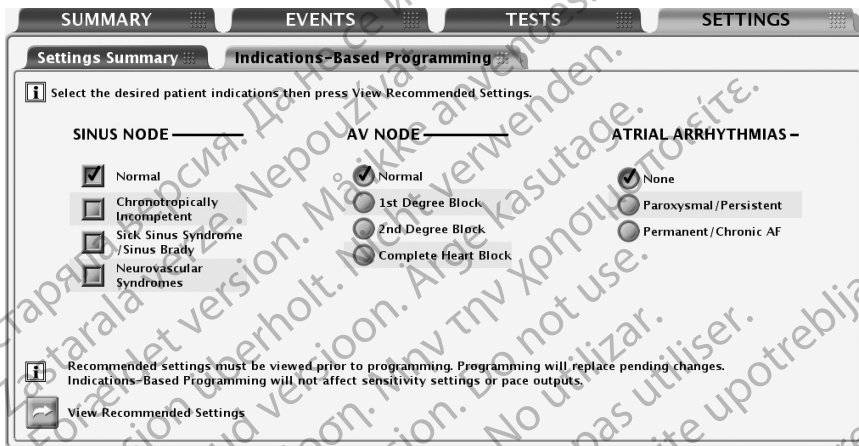
## INDIKASJONSBASERT PROGRAMMERING (IBP)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter.

Indikasjonsbasert programmering (IBP) er et verktøy som gir spesifikke programmeringsanbefalinger basert på pasientens kliniske behov og primærindikasjoner.

IBP er en klinisk tilnærming til programmering som er utviklet i samarbeid med leger og basert på case-studier. Hensikten med IBP er å bedre utfallet hos pasientene og å spare tid ved å gi grunnleggende programmeringsanbefalinger som kan tilpasses etter behov. IBP viser systematisk de spesielle funksjonene som er indisert sammen med de kliniske tilstandene du identifiserer i brukergrensesnittet for IBP, slik at du får maksimalt ut av pulsgeneratorens funksjoner.

Du får tilgang til IBP via kategorien Settings (Innstillinger) i hovedskjermbildet i applikasjonen (Figur 1–2 Skjermbildet Indications-Based Programming (Indikasjonsbasert programmering) på side 1-14).



Figur 1–2. Skjermbildet Indications-Based Programming (Indikasjonsbasert programmering)

Indikasjonene er gruppert i generelle kategorier som vist over. Hensikten med hver indikasjonskategori er beskrevet nedenfor:

- Sinus Node (Sinusknute)
  - Hvis Normal velges, er hensikten å tillate intrinsiske atrielle hendelser og gi RV-pacing når det er nødvendig.
  - Hvis Chronotropically Incompetent (Kronotropisk inkompetanse) velges, er hensikten å gi frekvensadaptiv pacing.
  - Hvis Sick Sinus Syndrome (Syk sinus-syndrom) velges, er hensikten å gi atriepacingstøtte.
  - Hvis Neurovascular Syndromes (Nevrovaskulære syndromer) velges, er hensikten å gi Sudden Bradycardia Response.
- AV Node (AV-knute)
  - Hvis Normal eller 1st Degree Block (Førstegradsblokk) velges, er hensikten å tillate intrinsisk AV-ledning og gi RV-pacing når det er nødvendig.
  - Hvis 2nd Degree Block (Andregradsblokk) velges, er hensikten å tillate intrinsisk AV-ledning og gi sekvensiell AV-pacing når ingen ledning er til stede.
  - Hvis Complete Heart Block (Komplett hjerteblokk) velges, er hensikten å gi sekvensiell AV-pacing.

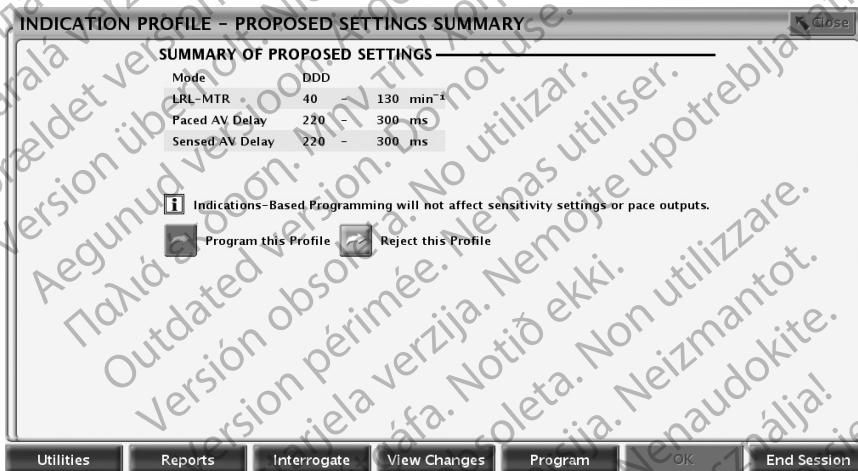
**MERKNAD:** De valgte innstillingene for AF og Sinus Node kan påvirke den foreslåtte verdien for Normal/1st Degree Block (Normal/Førstegradsblokk) for AV Node (AV-knute).

- Atrial Arrhythmias (Atriearytmier)

- Hvis Paroxysmal/Persistent (Paroksysmal/Persisterende) velges, er hensikten å unngå å spore atriearytmier ved å bruke ATR Mode Switch (ATR-modusbryter) når 2-kammerpacingmodus foreslås.
- Hvis Permanent/Chronic AF (Permanent/kronisk AF) velges, er hensikten å gi frekvensadaptiv RV-pacing samt å sette atriell sensing til Off (Av).

Når egnede pasientindikasjoner er valgt, trykker du på View Recommended Settings (Vis anbefalte innstillinger) for å vise et sammendrag av programmeringsanbefalingene (Figur 1–3 Skjermbildet Proposed Settings Summary (Sammendrag av foreslåtte innstillinger) på side 1-15).

**MERKNAD:** Du må vise de anbefalte innstillingene før du kan programmere dem. Når du trykker på View Recommended Settings (Vis anbefalte innstillinger), kan du vise de anbefalte innstillingene basert på indikasjonene du har valgt. Når du viser de anbefalte innstillingene, overskrives ikke ventende (dvs. ennå ikke programmerte) parameterendringer. Du må velge å programmere eller forkaste de anbefalte innstillingene etter å ha vist dem. Hvis du velger å forkaste de anbefalte innstillingene, gjenoprettes alle ventende innstillinger. Hvis du velger å programmere de anbefalte innstillingene, overskrives eventuelle ventende parameterendringer, bortsett fra sensitivitet og terapiutfall, som er uavhengige av IBP.



Figur 1–3. Skjermbildet Proposed Settings Summary (Sammendrag av foreslåtte innstillinger)

Skjermbildet Proposed Settings Summary (Sammendrag av foreslåtte innstillinger) viser de primære programmeringsanbefalingene. Du får tilgang til ytterligere informasjon om alle endrede parametre ved å trykke på knappen View Changes (Vis endringer) på verktøylinjen. Du kan også velge å programmere de foreslåtte innstillingene eller forkaste dem, så lenge telemetri fremdeles er koblet inn:

- Programmere – trykk på Program this Profile (Programmer denne profilen) for å godta de foreslåtte innstillingene.
- Forkaste – trykk på Reject this Profile (Forkast denne profilen) for å forkaste de foreslåtte innstillingene, deretter går du tilbake til IBP-hovedskjermbildet uten at noen endringer er gjort.

## MANUELL PROGRAMMERING

Systemet har kontroller for manuell programmering, for eksempel glidebrytere og menyer, slik at du kan justere programinnstillingene for pulsgeneratoren individuelt.

Du finner kontrollene for manuell programmering i kategorien Settings Summary (Innstillingssammendrag), som åpnes via kategorien Settings (Innstillinger) eller ved å trykke på knappen Settings Summary (Innstillingssammendrag) i kategorien Summary (Sammendrag). Se de andre beskrivelsene av funksjoner i denne håndboken for å få spesifikk informasjon og

instruksjoner om manuell programmering. "Programmerbare valg" på side A-1 inneholder en detaljert liste over tilgjengelige innstillinger.

## DIVERT THERAPY (AVLED TERAPI)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Tasten DIVERT THERAPY kan brukes til å avslutte eventuelle diagnostiske tester som pågår, samt Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) (hvis stavtelemetri brukes, oppretthold telemetristavens posisjon til avledningsfunksjonen er ferdig for å unngå at avledningskommandoen avbrytes).

Tasten DIVERT THERAPY kan også brukes til å avslutte MRI Protection Mode (MR-beskyttelsesmodus).

## STAT PACE (AKUTT PACE)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Akutt bradykardi pacing ved bruk av kommandoen STAT PACE (Akutt pacing) innstiller bradykardi handlingen på parametre som vil sikre registrering.

1. Hvis du ikke allerede er i en økt, plasserer du telemetristaven innenfor pulsgeneratorens rekkevidde.
2. Trykk på tasten STAT PACE (Akutt pacing). En vindu viser verdiene for STAT PACE (Akutt pacing).
3. Trykk på STAT PACE (Akutt pacing) en gang til. En melding angir at STAT PACE (Akutt pacing) utføres, etterfulgt av verdiene for STAT PACE (Akutt pacing).
4. Trykk på Close (Lukk) i meldingen.
5. For å stoppe STAT PACE (Akutt pacing) må pulsgeneratoren omprogrammeres.

**MERKNAD:** STAT PACE (Akutt pacing) avslutter Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) og MRI Protection Mode (MR-beskyttelsesmodus).

**OBS:** Når en pulsgenerator er programmert til STAT PACE-innstillinger (Akutt pace), vil den fortsette å pace med STAT PACE-verdier for høy energi dersom den ikke reprogrammeres. Bruk av STAT PACE-parametere (Akutt pace) vil trolig redusere enhetens levetid.

Parameterverdiene for STAT PACE (Akutt pacing) er oppført nedenfor (Tabell 1-2 Parameterverdier for STAT PACE (Akutt pacing) på side 1-16).

Tabell 1-2. Parameterverdier for STAT PACE (Akutt pacing)

| Parameter                | Verdier              |
|--------------------------|----------------------|
| Modus                    | VVI                  |
| Basisfrekvens            | 60 min <sup>-1</sup> |
| Intervall                | 1000 ms              |
| Amplitude                | 7,5 V                |
| Pulse Width (Pulsbredde) | 1,0 ms               |

Tabell 1–2. Parameterverdier for STAT PACE (Akutt pacing) (Fortsettelse)

| Parameter  | Verdier  |
|--|----------|
| Pacet refraktær  | 250 ms   |
| Lead Configuration (Pace/Sense)<br>(Elektrodekonfigurasjon (Pacing/Sensing)) | Unipolar |

**MERKNAD:** Pacingmodusen for STAT PACE (Akutt pacing) er AAI for 1-kammerenheter som er innstilt på AAI(R) eller AOO.

## DATABEHANDLING

Med PRM-systemet kan du vise, skrive ut, lagre eller hente frem pasient- og pulsgeneratordata. Denne delen inneholder en beskrivelse av databehandlingsfunksjonene i PRM.

### Pasientinformasjon

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Informasjon om pasienten kan lagres i pulsgeneratorens minne. Du får tilgang til informasjonen i skjermbildet Summary (Sammendrag) ved å trykke på ikonet Patient (Pasient). Informasjonen inkluderer, men er ikke begrenset til, det følgende:

- Informasjon om pasient og lege
- Pulsgeneratorens serienummer
- Implanteringsdata
- Elektrodekonfigurasjoner
- Implanteringsstestmålinger

Informasjonen kan hentes frem når som helst ved å interogere pulsgeneratoren og vise den på PRM-skjermen eller skrive den ut som en rapport.

**MERKNAD:** Hvis dataene for pasientens fødselsdato, kjønn eller kondisjonsnivå endres under Patient Information (Pasientinformasjon), endres den tilhørende verdien under Minute Ventilation (Minuttventilasjon) automatisk. Hvis dataene for kondisjonsnivå endres under Minute Ventilation (Minuttventilasjon), endres også den tilhørende verdien under Patient Information (Pasientinformasjon) automatisk.

**MERKNAD:** Dataene som angis for Sleep Schedule (Søvn mønster), brukes for trenden AP Scan (AP-skanning).

### Lagring av data

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Med PRM-systemet kan du lagre pulsgeneratordata på harddisken på PRM eller på en uttakbar diskett. Data som lagres på PRM, kan også overføres til en uttakbar USB-minnepinne.

Lagrede pulsgeneratordata inkluderer, men er ikke begrenset til, det følgende:

- Terapihistorikk
- Programmerte parameterverdier
- Trendverdier
- HRV

- Histogram, tellere for pacede/sensede hendelser

Trykk på knappen Utilities (Verktøy) og velg kategorien Data Storage (Datalagring) for å få tilgang til følgende alternativer:

- Read Disk (Les diskett) – lar deg hente frem lagrede pulsgeneratordata fra en diskett.
- Save All (Lagre alt) – lar deg lagre pulsgeneratordata på en diskett (en diskett må være satt inn) eller harddisken på PRM (hvis ingen diskett registreres). Data som lagres på en diskett, kan hentes frem ved hjelp av alternativet Read Disk (Les diskett) som er beskrevet over. Data som lagres på PRM, kan leses, slettes eller eksporteres til en USB-minnepinne fra oppstartsskjermbildet i PRM. Rapporter er tilgjengelig i PDF-format. Slå opp i brukermanualen for PRM for å få mer informasjon.

**MERKNAD:** Mens dataene lagres, vises det en melding til høyre i systemstatusskjermbildet om hvor dataene lagres.

Ta hensyn til det følgende når du skal lagre og hente frem pulsgeneratordata:

- Der er ikke plass til flere enn 400 unike pasientoppføringer på PRM. Når en pulsgenerator interrogeres, evaluerer PRM om det allerede finnes en oppføring lagret for den aktuelle pulsgeneratoren, eller om det må lages en ny oppføring. Hvis det er nødvendig med en ny oppføring, og det allerede er 400 oppføringer på PRM, slettes den eldste oppføringen for å gi plass til den nye pasientoppføringen.
- Når du foretar kontroller av flere pasienter, må du starte en ny økt for hver pasient.
- Sørg for å lagre alle pulsgeneratordata på en diskett eller en USB-stasjon før du returnerer en PRM til Boston Scientific, da alle pasient- og pulsgeneratordata vil bli slettet fra PRM når den returneres for service.
- For å beskytte pasientopplysningene kan pulsgeneratordataene krypteres før de overføres til USB-minnepinne.

## Generatorminne

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Med verktøyet Device Memory (Enhetsminne) kan du hente frem, lagre og skrive ut data fra pulsgeneratorens minne som kan brukes av en representant for Boston Scientific til kliniske formål eller feilsøking. Dette verktøyet må bare brukes når en representant for Boston Scientific har bedt deg om det. Digitale medier med data fra enhets minne inneholder beskyttet helseinformasjon, og må derfor håndteres i samsvar med gjeldende retningslinjer og bestemmelser om personvern og sikkerhet.

**MERKNAD:** Bruk kategorien Data Storage (Datalagring) for å få tilgang til pulsgeneratordataene som legen kan bruke ("Lagring av data" på side 1-17).

## Skrive ut

Du kan skrive ut PRM-rapporter via den interne skriveren eller ved å koble til en ekstern skriver. Hvis du vil skrive ut en rapport, trykker du på knappen Reports (Rapporter). Deretter velger du rapporten du vil skrive ut blant følgende kategorier:

- Oppfølgingsrapporter
- Episoderapporter
- Andre rapporter (inkludert om enhetens innstillinger, pasientdata og annen informasjon)

## SIKKERHETSMODUS

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Pulsgeneratoren er utstyrt med dedikert Safety Core-maskinvare som har som oppgave å gi livsoppholdende terapi hvis det inntreffer gjentatte eller uopprettelige feil som fører til at systemet tilbakestilles. Slike feil tyder på manglende komponentintegritet i pulsgeneratorens prosessor enhet (CPU), inkludert mikroprosessor, programkode og systemminne. Safety Core bruker minimalt med maskinvare (dvs. unipolar elektrodekonfigurasjon) og fungerer uavhengig og som en reserveløsning for disse komponentene.

Safety Core overvåker også enheten under normal pacing; hvis normal pacing ikke skjer, avgir Safety Core en erstatningspacingpuls, og en tilbakestilling av systemet starter.

Hvis pulsgeneratoren tilbakestilles tre ganger i løpet av omtrent 48 timer, går enheten tilbake i Safety Mode (Sikkerhetsmodus), og det må vurderes om enheten skal skiftes ut. Det følgende vil også skje:

- ZIP-telemetri er ikke tilgjengelig for å kommunisere med PRM når Safety Mode (Sikkerhetsmodus) er aktiv; stavtelemetri må brukes isteden.
- LATITUDE NXT vil varsle om at Safety Mode (Sikkerhetsmodus) er aktivert.
- Etter interrogering vises en advarsel om at pulsgeneratoren er i Safety Mode (Sikkerhetsmodus), der du blir instruert om å kontakte Boston Scientific.

### Reservepacemaker

Safety Mode (Sikkerhetsmodus) gir ventrikulær pacing med følgende parametre:

**MERKNAD:** For 1-kammerpacemakere skiller ikke Safety Mode (Sikkerhetsmodus) mellom elektrodeposisjonene. Pacingterapi gis med parametrene som er angitt nedenfor, uavhengig av om elektroden er plassert i atriet eller ventrikkelen. Hvis elektroden er plassert i høyre atrium, vil skjermbildet Safety Mode (Sikkerhetsmodus) i tillegg fremdeles angi at ventrikulær terapi gis. For 2-kammerpacemakere avgis pacing i Safety Mode (Sikkerhetsmodus) kun i ventrikkelen.

- Brady Mode (Bradymodus) – VVI
- LRL – 72,5 min<sup>-1</sup>
- Pulse Amplitude (Pulsamplitude) – 5,0 V
- Pulse Width (Pulsbredde) – 1,0 ms
- RVRP (RV-refraktærperiode) – 250 ms
- RV-sensitivitet – AGC 0,25 mV
- RV-elektrodekonfigurasjon – Unipolar
- Noise Response (Støyrespons) – VOO

**MERKNAD:** Safety Mode (Sikkerhetsmodus) deaktiverer også Magnet Response (Magnetrespons).

**ADVARSEL:** Hvis pulsgeneratoren går over i sikkerhetsmodus fra MRI-beskyttelsesmodus, skjer ikke backup-pacing i følgende situasjoner:

- dersom en funksjonell bipolar høyre ventrikulær pacingelektrode ikke er i bruk
- Hvis pacingmodusen under innstillingene for MRI-beskyttelsesmodus er innstilt på Off (Av), fortsetter pulsgeneratoren permanent med pacingmodusen innstilt på Off (Av), og pasienten vil ikke motta pacingterapi før pulsgeneratoren skiftes ut

**OBS:** Hvis det MR-betingede pacingsystemet går inn i Safety Core-modus under MRI-beskyttelsesmodus og pacingmodusen er innstilt på en annen verdi enn Off (Av), vil pacingen i MRI-beskyttelsesmodus automatisk gå over til VOO-modus, bipolar RV-konfigurasjon (sensing og pacing), en pacingpulsamplitude på 5,0 V, en pulsbredde på 1,0 ms og en pacingfrekvens på 72,5 min<sup>-1</sup> som sikkerhetsmodus.

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



# PACINGTERAPIER

---

## KAPITTEL 2

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “Pacingterapier” på side 2-2
- “Generatormoduser” på side 2-2
- “Grunnparametere” på side 2-5
- “Midlertidig bradypacing” på side 2-25
- “Minuttventilasjon/respirasjonsensor og signalartefaktmonitor” på side 2-26
- “Pacing med adaptiv frekvens og sensortrending” på side 2-34
- “Atrietakyrespons” på side 2-52
- “Frekvensforsterkninger” på side 2-59
- “Elektrodekonfigurasjon” på side 2-65
- “AV-forsinkelse” på side 2-69
- “Refraktær” på side 2-75
- “Støyrespons” på side 2-82

## PACINGTERAPIER

**ADVARSEL:** I MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus), hvis Brady Mode (Bradymodus) er programmert til Off (Av), stoppes bradykarditerapien midlertidig. Pasienten vil ikke motta pacing før pulsgeneratoren programmeres tilbake til normal drift. Programmer Brady-modus til Off (av) under MRI-beskyttelsesmodus kun hvis pasienten er vurdert til å være klinisk i stand til å tåle manglende Bradycardiaterapi (inkludert pacingavhengighet eller behov for overdrive-pacing) for hele varigheten hvor pulsgeneratoren er i MR-beskyttelsesmodus.

Bradykardipacingfunksjonen er uavhengig av enhetens funksjon for takykardidetektering med unntak av intervall-til-intervall-sensing.

En- og tokammerpacemakere leverer både atriell og/eller ventrikulær sensing og pacing, inkludert moduser med adaptiv frekvens.

Pulsgeneratoren gir følgende typer terapi:

### Normal bradykardipacing

- Hvis den intrinsiske hjertefrekvensen faller under den programmerte pacingfrekvensen (dvs. LRL), leverer enheten pacingpulser i henhold til de programmerte innstillingene.
- Adaptiv frekvenspacing gjør det mulig for pulsgeneratoren å tilpasse pacingfrekvensen til pasientens skiftende aktivitetsnivåer og/eller fysiologiske behov.

### Tilleggsalternativer

- Midlertidig bradykardipacing – gjør det mulig for klinikeren å undersøke alternativ terapi samtidig som tidligere programmerte innstillinger for normal pacing opprettholdes i pulsgeneratorminnet ("Midlertidig bradypacing" på side 2-25).
- STAT PACE – starter ventrikulær nødspacing med høye effektinnstillinger når enheten kommanderes via PRM ved bruk av telemetrikommunikasjon ("STAT PACE (AKUTT PACE)" på side 1-16).
- Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse) – leverer asynkron pacing med programmert effekt og LRL når enheten kommanderes med programmereren ("Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering" på side 2-3).
- MRI Protection (MRI-beskyttelse) – modifiserer visse pulsgeneratorfunksjoner for å dempe risikoer assosiert med å utsette pacingsystemet for MRI-miljøet ("MRI-beskyttelsesmodus" på side 2-3).

## GENERATORMODUSER

Når pulsgeneratoren har blitt programmert utenfor modusen Storage (Lagring), er følgende generatormoduser tilgjengelige:

- Brady Therapy Enabled (Bradyterapi aktivert) – indikerer at pulsgeneratoren leverer normal pacingterapi. Denne modusen kan ikke velges. Den stilles inn automatisk så lenge Brady Mode (Bradymodus) er programmert til alt annet enn Off (Av).
- Brady Therapy Off (Bradyterapi av) – indikerer at pulsgeneratoren ikke leverer noe terapi. Denne modusen kan ikke velges. Den stilles inn automatisk når Brady Mode (Bradymodus) er programmert til Off (Av).
- Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) – leverer asynkron pacing med programmert effekt og LRL når enheten kommanderes med programmereren. Denne modusen aktiveres via knappen Device Mode (Generator Modus).

- MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) – modifiserer visse pulsgeneratorfunksjoner for å dempe risikoer assosiert med å utsette pacingsystemet for MRI-miljøet. Denne modusen aktiveres via knappen Device Mode (Generator Modus).
- Safety Mode (Sikkerhetsmodus) – aktiveres automatisk av pulsgeneratoren når den får en ikke-gjenopprettbar feil. Denne modusen kan ikke velges ("Sikkerhetsmodus" på side 1-19).

## Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) leverer asynkron pacing med programmert effekt og LRL. Detektering av takyarytmi er deaktivert.

Når Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse) er aktivert, veksler Brady Mode (Bradymodus) til en XOO-modus (der X bestemmes av programmert Brady Mode (Bradymodus)). Andre pacingparametere forblir på de programmerte innstillingene (inkludert pacingeffekt). Hvis Brady Mode (Bradymodus) er Off (Av) før aktivering av Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse), forblir den på Off (Av) under Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse). Etter at Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse) er aktivert, er det ikke nødvendig med konstant telemetri for at modusen skal forbli aktiv.

Etter at Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse) avbrytes, vil Brady Mode (Bradymodus) gå tilbake til den tidligere programmerte innstillingen.

Etter forsøk på å aktivere Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering), se etter beskjeden på PRM-skjermen som bekrefter at Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse) er aktivert.

Bortsett fra STAT PACE (AKUTT PACE) vil ingen beordrede terapier, diagnostiske tester eller utskrift av rapporter være tilgjengelig når Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse) er aktivert.

Bruk av en magnet når enheten er i modusen Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse), har ingen effekt på pacingfrekvensen.

Aktivering og deaktivering av Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) foretas ved å utføre følgende trinn:

1. Velg knappen Device Mode (Generator Modus) på toppen av PRM-skjermen.
2. Velg avmerkingsboksen Enable Electrocautery Protection (Aktiver elektrokauteriseringsbeskyttelse).
3. Velg knappen Apply Changes (Bruk endringer) for å aktivere Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering). Et dialogvindu som indikerer at Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse) er aktivert, vil vises.
4. Velg knappen Cancel Electrocautery Protection (Avbryt elektrokauteriseringsbeskyttelse) i dialogboksen for at enheten skal gå tilbake til den forrige programmerte modusen. Electrocautery Protection (Elektrokauteriseringsbeskyttelse) kan også avbrytes ved å trykke på tasten STAT PACE (AKUTT PACE) eller DIVERT THERAPY (OMLED TERAPI) på PRM.

## MRI-beskyttelsesmodus

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE MRI-, PROPONENT MRI-, ESSENTIO MRI-, FORMIO MRI-, VITALIO MRI-, INGENIO MRI- og ADVANTIO MRI-enheter.

Hvis du vil ha en fullstendig beskrivelse av MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) samt ytterligere informasjon om ImageReady MR-betinget pacingsystem, se MRI teknisk bruksanvisning for Image Ready MR-betinget pacingsystem.

**ADVARSEL:** ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, FORMIO, VITALIO, INGENIO og ADVANTIO MR-enheter er vurdert som MR-betingede. For disse enhetene, med mindre alle vilkårene for bruk av MR er oppfylt, oppfylder MR-undersøkelse av pasienten ikke de MR-betingede kravene for det implanterte systemet. Resultatet kan være alvorlig skade på pasienten eller dødsfall for pasienten og/eller skade på det implanterte systemet. *Alle andre enheter som omfattes av denne håndboken, er ikke MR-betingede.* En pasient med ikke-MR-betingede enheter må ikke gjennomgå MR. Sterke elektromagnetiske felter kan skade pulsgeneratoren og/eller elektrodesystemet og potensielt føre til skade på pasienten eller til at pasienten dør.

For flere advarsler, forholdsregler, bruksvilkår, og potensielle uønskede hendelser i tilfeller der bruksvilkårene oppfylles/ikke oppfylles, kan du se MRI teknisk bruksanvisning.

MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) gir asynkron pacing (eller pacing Off (Av)) med følgende fastsatte og programmerbare parametere:

- Pacingmodusalternativene inkluderer asynkron pacing eller ingen pacing (DOO, AOO, VOO eller Off (Av)).
- Lower Rate Limit (Basisfrekvens) er nominelt innstilt på 20 min<sup>-1</sup> over utgangsverdien for LRL og kan programmeres i normale trinn. For både den nominelle innstillingen basert på LRL, og den programmerbare innstillingen er maksimumsverdien 100 min<sup>-1</sup>.
- Atriell pulsamplitude og ventrikulær pulsamplitude er nominelt innstilt på 5,0 V og kan programmeres i normale trinn på mellom 2,0 V og 5,0 V.
- AV Delay (AV-forsinkelse) er innstilt på 100 ms.
- Pulse Width (Puls bredde) er fastsatt til 1,0 ms for begge kamre.
- En timeout-funksjon er nominelt innstilt på 24 timer og har de programmerbare verdiene Off (Av), 3, 6, 9, 12, 24 og 48 timer.

Når MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) er aktivert, er følgende funksjoner deaktivert:

- PaceSafe
- Kardial sensing
- Daily diagnostics (Daglig diagnostikk) (Lead Impedance (Elektrodeimpedans), Intrinsic Amplitude (Intrinisk amplitude), Pace Threshold (Pacingterskel))
- Bevegelsessensor og respiratorisk sensor
- Magnet Response (Magnetrespon)
- ZIP-telemetri
- Overvåking av batterispenning

Følgende enhetsforhold ekskluderer brukeren fra muligheten for tilgang til MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus):

- Batterikapasitetsstatusen er utladet

- Pulsgeneratoren er i modusen Storage (Lagring)
- Pulsgeneratoren er i Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering)
- Pulsgeneratoren er i Safety Core-drift (Safety Mode (Sikkerhetsmodus))
- Diagnostisk test pågår
- EP Test (EP-test) pågår

Visse forhold i pulsgeneratoren og/eller systemet forårsaker at en brukerforespørsel om at enheten skal gå inn i MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) avvises. Disse omfatter:

- En ventrikulær episode som pulsgeneratoren detekterer og registrerer som pågående
- Magnettilstedeværelse detekteres av magnetsensoren
- Pulsgeneratoren er i STAT PACE-modus.
- Konfigurasjon av unipolar pacing i RA- eller RV-kamre der pacing forekommer i MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus)

MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) avsluttes ved å gå ut manuelt eller stille inn en brukerprogrammert automatisk Time-out-periode (se MRI teknisk bruksanvisning for programmeringsinstruksjoner for MRI-beskyttelsesmodus). STAT PACE (AKUTT PACE) og DIVERT THERAPY (OMLED TERAPI) avslutter også MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus).

Du får tilgang til MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) via knappen Device Mode (Generator Modus). Valg av MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) starter en sekvens med dialogbokser for vurdering av hvorvidt en pasient med sitt pacingsystem er egnet og klar for en MR betinget MRI-skanning. Detaljerte programmeringsinstruksjoner, betingelser for bruk og en omfattende liste over MRI-relaterte advarsler og forholdsregler finnes i MRI teknisk bruksanvisning.

## GRUNNPARAMETERE

Normal Settings (Normale innstillinger) inkluderer følgende:

- Pacingparametere, som programmeres uavhengig av midlertidige pacingparametere
- Pacing and Sensing (Pacing og sensing)
- Elektroder
- Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) og Sensor Trending (Sensortrending)

### Interaktive grenser

Da mange funksjoner med programmerbare parametere påvirker hverandre gjensidig, må programmerte verdier være kompatible i forhold til alle slike funksjoner. Når verdier som forespørres av brukeren er inkompatible med eksisterende parametere, viser programmeringsskjerm bildet en varsel som beskriver inkompatibiliteten og enten forhindrer valget eller instruerer brukeren om å fortsette med forsiktighet ("Bruk av farger" på side 1-7).

## Bradymodus

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Bradymoduser har programmerbare alternativer for å hjelpe til med å individualisere pasientterapien.

### DDD og DDDR

Ved fravær av sensedede P- og R-bølger avgis pacingpulser til atriets og ventrikkelen ved LRL (DDD) eller den sensorindikerte frekvensen (DDDR), atskilt av AV Delay (AV forsinkelse). En senset P-bølge vil hemme en atriell pacingpuls og starte AV Delay (AV forsinkelse). På slutten av AV Delay (AV forsinkelsen) leveres en ventrikulær pacingpuls med mindre den hemmes av en senset R-bølge.

### DDI og DDIR

Ved fravær av sensedede P- og R-bølger avgis pacingpulser til atriets og ventrikkelen ved LRL (DDI) eller den sensorindikerte frekvensen (DDIR), atskilt av AV Delay (AV forsinkelse). En senset P-bølge vil hemme atriell pace, men vil ikke starte AV Delay (AV forsinkelse).

### VDD og VDDR

Ved fravær av sensedede P- og R-bølger avgis pacingpulser til ventrikkelen ved LRL (VDD) eller den sensorindikerte frekvensen (VDDR). En senset P-bølge vil starte AV Delay (AV forsinkelse). På slutten av AV Delay (AV forsinkelsen) leveres en ventrikulær pacingpuls med mindre den hemmes av en senset R-bølge. En senset R-bølge eller en pacet ventrikulær hendelse bestemmer tidspunktet for neste ventrikulære pace.

### VVI og VVIR

I VVI(R)-modus foregår sensing og pacing kun i ventrikkelen. Ved fravær av sensedede hendelser avgis pacingpulser til ventrikkelen på LRL (VVI) eller med den sensorindikerte frekvensen (VVIR). En senset R-bølge eller en pacet ventrikulær hendelse bestemmer tidspunktet for neste ventrikulære pace.

### AAI og AAIR

I AAI(R)-modus foregår sensing og pacing kun i atriets. Ved fravær av sensedede hendelser avgis pacingpulser til atriets på LRL (AAI) eller med den sensorindikerte frekvensen (AAIR). En senset P-bølge eller en pacet atriell hendelse bestemmer tidspunktet for neste atrielle pacingpuls.

### DOO

Pacingpulser leveres asynkront til atriets og ventrikkelen på LRL, atskilt av AV Delay (AV forsinkelse). Intrinsiske hendelser verken hemmer eller utløser pacing i noen av kamrene.

**MERKNAD:** DOO-modusen er magnetmodusen for DDD(R)- og DDI(R)-modusen.

- Kan brukes intraoperativt for å redusere sannsynligheten for hemming ved tilstedeværelse av kilder for ledet elektrisk spenning

**MERKNAD:** *Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) er det foretrukne alternativet hvis tilgjengelig.*

### VOO

Pacingpulser leveres asynkront til ventrikkelen på LRL. Intrinsiske hendelser verken hemmer eller utløser pacing i ventrikkelen.

**MERKNAD:** VOO-modusen er magnetmodusen for VVI(R)- og VDD(R)-modusen.

- Kan brukes intraoperativt for å redusere sannsynligheten for hemming ved tilstedeværelse av kilder for ledet elektrisk spenning

**MERKNAD:** *Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) er det foretrukne alternativet hvis tilgjengelig.*

## AOO

Pacingpulser leveres asynkront til atriet på LRL. Intrinsiske hendelser verken hemmer eller utløser pacing i atriet.

**MERKNAD:** *AOO-modusen er magnetmodusen for AAI(R)-modusen.*

- Kan brukes intraoperativt for å redusere sannsynligheten for hemming ved tilstedeværelse av kilder for ledet elektrisk spenning

**MERKNAD:** *Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) er det foretrukne alternativet hvis tilgjengelig.*

## Enkammermoduser

Enkammerpulsgeneratorer kan programmeres til VVI(R)-, AAI(R)-, VOO- eller AOO-modus for å spesifisere elektrodeposisjonen.

**MERKNAD:** *Hvis en elektrodeposisjon spesifiseres på skjermbildet Patient Information (Pasientinformasjon), må Brady Mode (Bradymodus) samsvare med denne elektrodeposisjonen.*

Noen funksjoner kan ha annerledes atferd eller bli utilgjengelige under følgende forhold:

- I en tokammerenhet programmert til en enkammermodus
- I en enkammerenhet programmert til AAI(R)

## Tokammermoduser

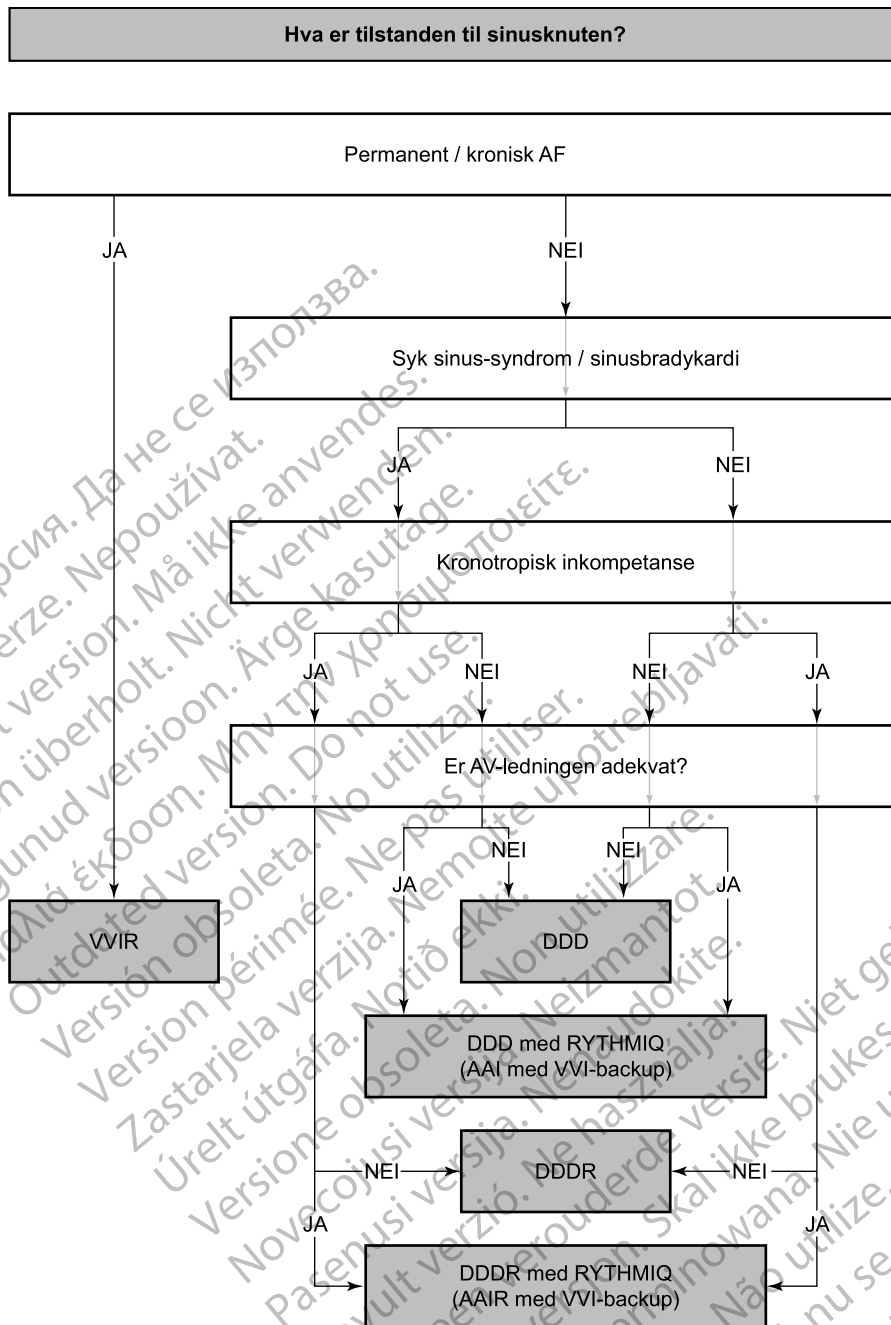
Ikke bruk DDD(R)- og VDD(R)-modus i følgende situasjoner:

- Hos pasienter med kroniske refraktære atrielle takyarytmier (atrieflimmer eller -flutter) som kan utløse ventrikulær pacing
- Under tilstedeværelse av sen retrograd ledningsbane som induserer PMT, som ikke kan kontrolleres ved å reprogrammere valgbare parameterverdier

## Atrielle pacingmoduser

I DDD(R)-, DDI(R)-, AAI(R)-, DOO- og AOO-modus kan atriell pacing være ineffektivt ved tilstedeværelse av kronisk atrieflimmer eller -flutter eller i et atrium som ikke responderer på elektrisk stimulering. I tillegg kan tilstedeværelsen av klinisk signifikante ledningsforstyrrelser kontraindisere bruk av atriell pacing.

Den følgende grafen kan brukes som hjelpemiddel ved bestemmelse av den mest hensiktsmessige modusen for en gitt pasient.



Figur 2-1. Beslutningstre for optimal pacingmodus

**ADVARSEL:** Ikke bruk atrielle følgemoduser i pasienter med kronisk refraktære atrielle takyarytmier. Følgning av atrielle arytmier kan resultere i VT.

**OBS:** Hvis en tokammers enhet er programmert til AAI(R), sikre at en funksjonell RV-elektrode er til stede. Ved fravær av en funksjonell RV-elektrode kan programmering til AAI(R) resultere i undersensing eller oversensing.

Hvis du har noen spørsmål vedrørende individuell tilpassing av pasientterapi, ta kontakt med Boston Scientific ved å bruke informasjonen på bakre omslag.

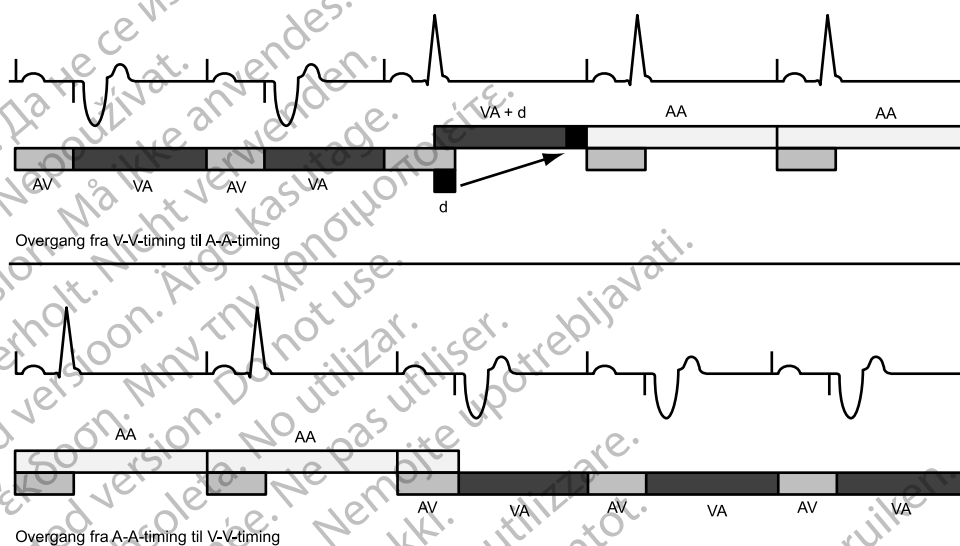
## Basisfrekvens (LRL)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.



LRL er antallet puls per minutt som pulsgeneratoren pacer med ved fravær av senset intrinsisk aktivitet.

Så lenge ventrikkelen blir pacet (eller hvis en PVC oppstår), avpasses intervallet tidsmessig fra den ene ventrikulære hendelsen til den neste. Når en hendelse senses i ventrikkelen (f.eks. oppståelse av intrinsisk AV-overledning før AV Delay (AV forsinkelse) utløper), veksler timingbasen fra ventrikulærbasert timing til modifisert atriellbasert timing (Figur 2–2 LRL-timingoverganger på side 2-9). Denne vekslingen av timingbasen sikrer nøyaktig pacingfrekvens, da forskjellen mellom intrinsisk AV-overledning og programmert AV Delay (AV forsinkelse) gjelder for neste V–A-intervall.



Illustrasjon av timingoverganger (d = forskjellen mellom AV Delay (AV forsinkelse) og AV-intervallet i den første syklusen der intrinsisk ledning oppstår. Verdien til d gjelder for neste V–A-intervall for å gi en jevn overgang uten å påvirke A–A-intervallene).

**Figur 2–2. LRL-timingoverganger**

## Maksimal følgingsfrekvens (MTR)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

MTR er den maksimale frekvensen som den pacede ventrikulære frekvensen følger 1:1 med ikke-refraktære sensede atrielle hendelser ved fravær av en senset ventrikulær hendelse innenfor den programmerte innstillingen for AV Delay (AV forsinkelse). MTR gjelder for atrielle synkrone pacingmoduser, det vil si DDD(R) og VDD(R).

Ta hensyn til følgende når du programmerer MTR:

- Pasientens tilstand, alder og generelle tilstand
- Pasientens sinusnodefunksjon
- En høy MTR kan være uegnet for pasienter som opplever angina eller andre symptomer på myokardiell iskemi ved høyere frekvenser

**MERKNAD:** Hvis pulsgeneratoren drives i DDDR- eller VDDR-modus, kan MSR og MTR programmeres uavhengig av hverandre til ulike verdier.

## Atferd ved øvre frekvens

Når den sensedede atrielle frekvensen ligger mellom programmert LRL og MTR, finner ventrikulær pacing i forholdet 1:1 sted ved fravær av en sensed ventrikulær hendelse innenfor programmert AV Delay (AV forsinkelse). Hvis den sensedede atrielle frekvensen overskrider MTR, begynner pulsgeneratoren å utvise Wenckebach-tilsvarende atferd for å forhindre at den pacede ventrikulære frekvensen overskrider MTR. Denne Wenckebach-tilsvarende oppførselen karakteriseres av en tiltagende forlengelse av AV Delay (AV forsinkelse) inntil en sjelden P-bølge ikke følges fordi den faller innenfor PVARP. Dette resulterer i et sporadisk tap av 1:1-følgning mens pulsgeneratoren synkroniserer den pacede ventrikulære frekvensen til den neste sensedede P-bølgen. Hvis den sensedede atrielle frekvensen fortsetter å øke ytterligere til over MTR, blir antallet sensedede atrielle hendelser lavere i forhold til sekvensielt pacede ventrikulære hendelser, noe som til slutt resulterer i en 2:1-blokk (f.eks. 5:4, 4:3, 3:2 og til slutt 2:1).

Sensevinduet må maksimeres ved å programmere riktig AV Delay (AV forsinkelse) og PVARP. Ved frekvenser nære MTR kan sensevinduet maksimeres ved å programmere Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse) og Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP). Wenckebach-atferd vil da bli redusert.

Atriell følgning ved høye frekvenser er begrenset av den programmerte MTR-verdien og den totale atrielle refraktærperioden (TARP) (AV Delay (AV forsinkelse) + PVARP = TARP). Fullstendig lukking av sensevinduet ved MTR unngås ved at PRM ikke tillater et TARP-intervall som er lengre (nedre pacingfrekvens) enn det programmerte MTR-intervallet.

Hvis TARP-intervallet er kortere (øvre pacingfrekvens) enn intervallet for programmert MTR, begrenser pulsgeneratorens Wenckebach-tilsvarende atferd den ventrikulære pacingfrekvensen til MTR. Hvis TARP-intervallet er likt intervallet for programmert MTR, kan 2:1-blokk forekomme med atrielle frekvenser over MTR.

PRM tar ikke hensyn til AV Delay (AV forsinkelse) assosiert med AV Search + (AV-søk +) ved beregning av TARP-intervall ("AV-søk +" på side 2-72).

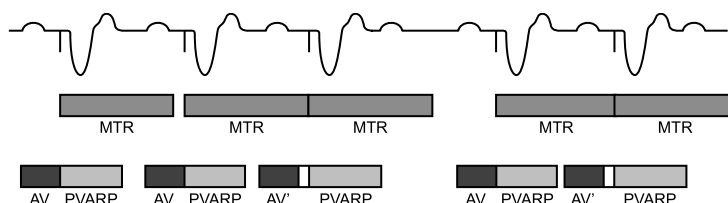
Hyppige endringer i den pacede ventrikulære frekvensen (f.eks. Wenckebach-tilsvarende, 2:1-blokk) forårsaket av sensedede atrielle frekvenser over MTR kan dempes eller elimineres ved å implementere ett av følgende:

- AFR
- ATR
- APP/ProACT
- Rate Smoothing (Frekvensutjevning)-parametere og sensorinput

**MERKNAD:** For detektering av atrietykardi og histogramoppdateringer detekteres atrielle hendelser i løpet av hjertesykklusen (bortsett fra under atriell blanking), inkludert AV Delay (AV forsinkelse) og PVARP.

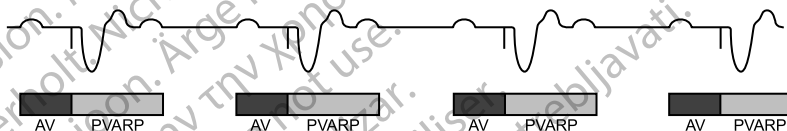
## Eksempler

Hvis den atrielle frekvensen overskrider MTR, økes AV Delay (AV forsinkelse) tiltagende (AV) inntil en sjelden P-bølge ikke følges fordi den faller innenfor den atrielle refraktærperioden (Figur 2–3 Wenckebach-atferd ved MTR på side 2-11). Dette resulterer i et sporadisk tap av 1:1-følgning mens pulsgeneratoren synkroniserer den pacede ventrikulære frekvensen til den neste fulgte P-bølgen (pacemaker-Wenckebach).



Figur 2-3. Wenckebach-attferd ved MTR

En annen type pulsgeneratorattferd ved øvre grense (2:1-blokk) kan forekomme ved følgende av høye atrielle frekvenser. Ved denne typen attferd vil annenhver intrinsisk atriell hendelse forekomme under PVARP og vil dermed ikke bli fulgt (Figur 2-4 2:1-blokk for pacemaker på side 2-11). Dette resulterer i et 2:1-forhold mellom atrielle og ventrikulære hendelser eller et plutselig fall i den ventrikulære pacede frekvensen til halvparten av verdien for atriell frekvens. Ved raskere atrielle frekvenser kan flere atrielle hendelser falle innenfor TARP-perioden, noe som vil resultere i at pulsgeneratoren vil følge kun hver tredje eller fjerde P-bølge. Blokken forekommer da ved frekvenser som 3:1 eller 4:1.



Illustrasjon av 2:1-blokk for pacemaker der annenhver P-bølge faller innenfor PVARP-intervallet.

Figur 2-4. 2:1-blokk for pacemaker

## Maksimal sensorfrekvens (MSR)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

MSR er den maksimale tillatte pacingfrekvensen i henhold til frekvensadaptiv sensor kontroll.

Ta hensyn til følgende når du programmerer MSR:

- Pasientens tilstand, alder og generelle tilstand:
  - Frekvensadaptiv pacing med høyere frekvenser kan være uegnet for pasienter som opplever angina eller andre symptomer på myokardiell iskemi ved disse høyere frekvensene
  - En passende MSR må velges basert på en vurdering av hva som er den høyeste pacingfrekvensen som pasienten tolererer godt

**MERKNAD:** Hvis pulsgeneratoren drives i DDDR- eller VDDR-modus, kan MSR og MTR programmeres uavhengig av hverandre til ulike verdier.

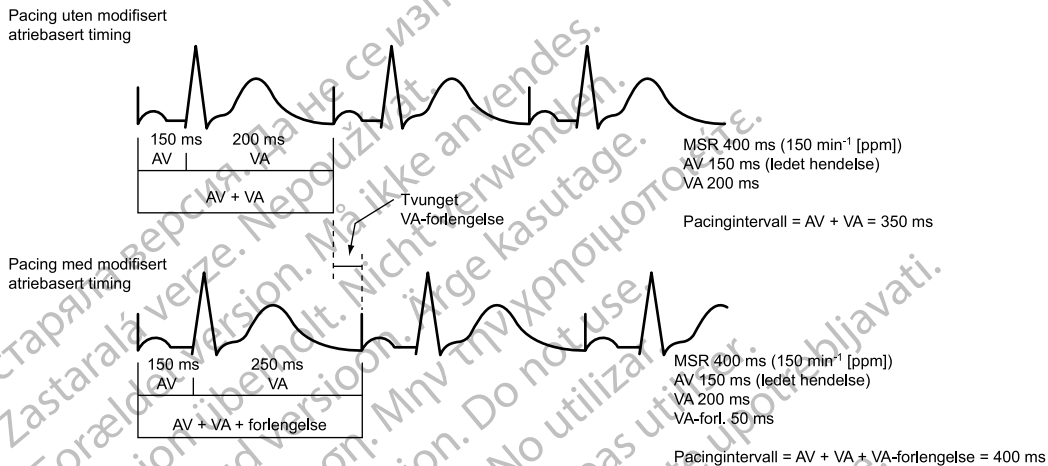
MSR kan programmeres separat til verdier lik, over eller under MTR. Hvis MSR-innstillingen er høyere enn MTR, kan pacing over MTR forekomme hvis sensorfrekvensen overskrider MTR-verdien.

Pacing over MSR (når innstillingen er programmert lavere enn MTR) kan bare finne sted som respons på senset intrinsisk atriell aktivitet.

**OBS:** Adaptiv frekvenspacing begrenses ikke av refraktærperioder. En lang refraktærperiode programmert i kombinasjon med en høy MSR kan resultere i asynkron pacing under

refraktærperioder siden kombinasjonen kan forårsake svært små sensevinduer, eller ikke noe i det hele tatt. Bruk Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) eller Dynamic PVARP (Dynamisk PVARP) for å optimalisere sensevinduer. Hvis du programmerer en fast AV Delay (AV-forsinkelse), bør du vurdere sensebegrensningene.

Med intrinsisk ledning vedlikeholder pulsgeneratoren A–A-pacingfrekvensen ved å forlenge V–A-intervallet. Denne økningen bestemmes av graden av forskjell mellom AV Delay (AV forsinkelse) og den intrinsiske ventrikulære tilstanden, som ofte refereres til som modifisert atriellbasert timing (Figur 2–5 VA-intervallforlengelse og MSR på side 2-12).



Pulsgeneratorens timingalgoritme gir effektiv pacing med MSR med intrinsisk ventrikulær ledning. Forlengelse av VA-intervallet forhindrer at A-pace overskrider MSR ved høye frekvenser.

Figur 2–5. VA-intervallforlengelse og MSR

## Runaway-beskyttelse

Hensikten med runaway-beskyttelse er å forhindre at pacingfrekvensen akselererer til over MTR/ MSR for de fleste enkeltkomponentfunksjonene. Denne funksjonen er ikke programmerbar og drives uavhengig av pulsgeneratorens hovedpacingkrets.

Runaway-beskyttelse forhindrer at pacingfrekvensen øker til over 205 min<sup>-1</sup>.

**MERKNAD:** Runaway-beskyttelse utgjør ikke en fullstendig forsikring om at runaway-er ikke vil forekomme.

Under PES og Manual Burst Pacing (Manuell burstpacing) vil runaway-beskyttelse være midlertidig avbrutt for å muliggjøre pacing med høye frekvenser.

## Pulsvidde

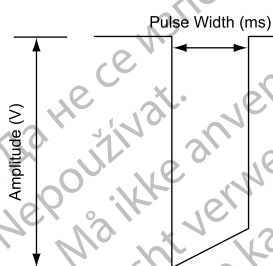
Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Pulse Width (Puls bredde), også referert til som pulsdurasjon, avgjør hvor lenge utgangspulsen skal anvendes mellom pateelettrodene.

Ta hensyn til følgende når du programmerer Pulse Width (Puls bredde):

- Pulsbredder programmeres uavhengig for hvert kammer.

- Hvis en Pulse Width Threshold Test (Terskeltest for pulsbredde) utføres, anbefales en sikkerhetsmargin på minimum 3X pulsbredden.
- Energien som leveres til hjertet er direkte proporsjonal med Pulse Width (Puls bredde), dvs. at fordobling av Pulse Width (Puls bredde) fordobler energimengden som leveres. Derfor kan programmering av en kortere Pulse Width (Puls bredde) samtidig som en passende sikkerhetsmargin opprettholdes øke batterilevetiden. Utvis forsiktighet ved programmering av permanente verdier for Pulse Width (Pulsbredde) som ligger på mindre enn 0,3 ms for å forhindre tap av registrering (Figur 2–6 Pulse waveform på side 2-13).



Figur 2–6. Pulse waveform

## Amplitude

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Pulsamplityden, eller spenningen til utgangspulsen, måles ved hovedytterpunktet til utgangspulsen (Figur 2–6 Pulse waveform på side 2-13).

Ta hensyn til følgende når du programmerer Amplitude (Amplitude):

- Amplituder programmeres uavhengig for hvert kammer.
- Brady Mode (Bradymodus) kan programmeres til Off (Av) via permanent eller midlertidig programmering. Dette skrur funksjonen Amplitude (Amplitude)Off (Av) for å overvåke pasientens underliggende rytme.
- Programmert Amplitude (Amplitude) anbefales å være på minst 2X registreringsterskelen for å gi tilstrekkelig sikkerhetsmargin. Lavere paceamplituder vil bevare/forlenge levetiden. Programmert Amplitude (Amplitude) bør være en balanse mellom tilstrekkelig sikkerhetsmargin og effekt på batteriets levetid. Hvis PaceSafe er programmert til On (På), vil den automatisk gi en passende sikkerhetsmargin og kan hjelpe til å forlenge batterilevetiden.
- Energien som leveres til hjertet er direkte proporsjonal med kvadratet av amplityden: fordobling av amplityden firedobler energien som leveres. Derfor kan programmering til en lavere Amplitude (Amplitude) samtidig som en passende sikkerhetsmargin opprettholdes øke batterilevetiden.

## PaceSafe

### Automatisk høyre atriell PaceSafe-terskel (RAAT)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO- og VITALIO-enheter.

PaceSafe RAAT er utformet for å gi en dynamisk tilpasning av atriell pacingeffekt for å sikre registrering av atriets ved å optimalisere utgangsspenningen til 2X registreringsterskelen for å gi tilstrekkelig sikkerhetsmargin (for terskler som er lavere enn eller lik 2,5 V). RAAT måler

pacingterskler på mellom 0,2 V og 4,0 V ved 0,4 ms, og effekten er minimum 2,0 V og maksimalt 5,0 V med en fastsatt pulsbredde på 0,4 ms.

**MERKNAD:** For å kunne fungere riktig krever RAAT en funksjonell RV-elektrode og en bipolar atriell elektrode. Det er viktig å indikere på skjermbildet Patient Information (Pasientinformasjon) at en bipolar elektrode er til stede, spesielt hvis konfigurasjonen for atriell Pace- og Sense-elektrode er programmert til Unipolar.

**MERKNAD:** RAAT er kun tilgjengelig i pulsgeneratorer som er programmert til DDD(R)- og DDI(R)-modus samt DDI(R) Fallback Mode (Fallback-modus).

RAAT kan kun programmeres ved å velge Auto fra parameteralternativene for Atrial Amplitude (Atriell amplityde). Hvis atriell effekt programmeres til Auto, tilpasses Pulse Width (Puls bredde) automatisk til 0,4 ms, mens atriell utgangsspenning settes til en innledende verdi på 5,0 V med mindre et vellykket testresultat har blitt oppnådd i løpet av de siste 24 timene.

**MERKNAD:** Før programmering av RAAT til på må du vurdere å utføre en beordret atriell måling av automatisk terskel for å verifisere at funksjonen virker som forventet. RAAT-testing utføres i en unipolar konfigurasjon, og det kan være avvik mellom den unipolare og bipolare terskelen. Hvis den bipolare terskelen overskrider den unipolare terskelen med mer enn 0,5 V, må du vurdere å programmere en fastsatt Atrial Amplitude (Atriell amplityde) eller programmere atriell PaceLead Configuration (Paceelektrodekonfigurasjon) til Unipolar.

RAAT er utformet for arbeid med typiske elektrodeimplantatkriterier og en atriell terskel på mellom 0,2 V og 4,0 V ved 0,4 ms.

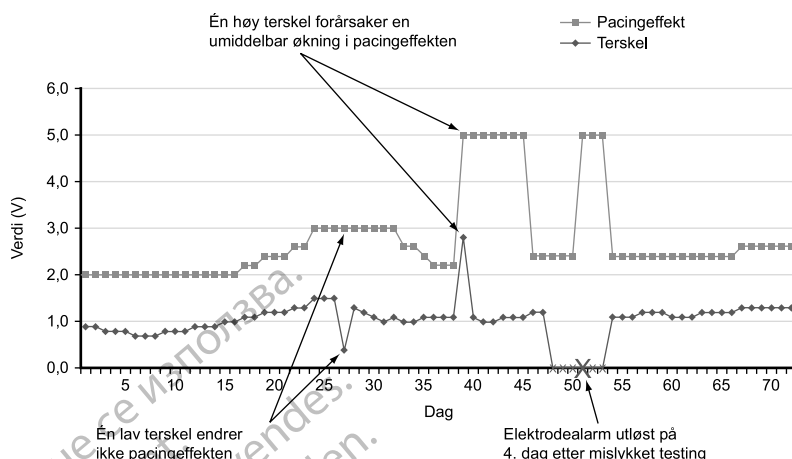
Deretter måler RAAT-algoritmen den atrielle pacingterskelen hver dag og tilpasser utgangsspenningen. Under testing måler RAAT utløst responssignal for å bekrefte at hver atriell pacingeffekt registrerer atrielt. Hvis enheten ikke er i stand til å foreta gjentatte målinger av utløst responssignal med tilstrekkelig amplityde, kan beskjeden "Lav ER" eller "Noise" (Støy) bli vist, og algoritmen vil gå tilbake til standardpacingamplityden på 5,0 V. Vurder å programmere en fastsatt atriell pacingamplityde i disse situasjonene og kontroller på nytt med en beordret RAAT-test ved senere oppfølging. Modning av overgangen mellom elektroden og vevet kan forbedre ytelsen til RAAT.

Hvis testresultatet er vellykket, tilpasses Atrial Amplitude (Atriell amplityde) til 2X høyeste målte terskel for de siste 7 vellykkede ambulante testene (utgangs-Amplitude (Amplityde) mellom 2,0 V og 5,0 V). Syv tester brukes til å gjøre rede for sirkadiske sykluseffekter på terskelen og sikre en passende sikkerhetsmargin. Dette muliggjør også en rask endring av effekt grunnet plutselig terskeløkning samtidig som det kreves kontinuerlig lavere terskelmålinger for å redusere effekten (f.eks. vil én lav terskelmåling ikke forårsake reduksjon av effekt) (Figur 2–7 Effekten av terskelendring på RAAT-pacingeffekt på side 2-15).

**MERKNAD:** Da effekten er satt til 2X registreringsterskelen for å gi tilstrekkelig sikkerhetsmargin og RV-pacing finner sted kort tid etter atriell pacing, er det ingen verifisering av slag-til-slag-registrering eller atriell backup-pacing på noe som helst tidspunkt.

Når Daily Trend (Daglig trend) velges sammen med en fastsatt Amplitude (Amplityde), finner målinger av automatisk atriell terskel sted hver 21. time uten endringer i programmert effekt.

RAAT-funksjonen er utformet for å drives med et bredt utvalg av paceelektroder (f.eks. høy impedans, lav impedans, mothake fiksering eller positiv fiksering).



Figur 2-7. Effekten av terskelendring på RAAT-pacingeffekt

### Ambulant atriell måling av automatisk terskel

Testen benytter en RA-tupp >> enheten (unipolar)-pacingvektor og en RA-ring >> enheten (unipolar)-sensingvektor, enten elektroden er programmert til Unipolar eller BipolarPace/Sense.

Når RAAT er satt til Auto eller Daily Trend (Daglig trend), foretas ambulante atrielle målinger av automatisk terskel hver 21. time, og de følgende parameterne tilpasses for å sikre en gyldig måling:

- Modusen forblir uendret fra gjeldende modus med mindre RYTHMIQ er på og i AAI(R)-modus. I dette tilfellet vil modusen veksle til DDD(R) for testing.
- Utgangsamplityden for atriell pacing er effekten som RAAT bruker på nåværende tidspunkt. Hvis denne verdien for Amplitude (Amplityde) feiler, eller hvis ingen tidligere resultater er tilgjengelige, er utgangs-Amplitude (Amplityde) 4,0 V.
- Pacingamplityden dekrementerer i trinn på 0,5 V over 3,5 V og i trinn på 0,1 V ved eller under 3,5 V.
- Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) er fastsatt til 85 ms.
- Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) er fastsatt til 55 ms.
- Utgangspacingfrekvensen er satt til den gjennomsnittlige atrielle frekvensen, LRL eller sensorindikert frekvens, avhengig av hvilken av disse som er raskest.
- Hvis antallet atrielle pacingpulser er utilstrekkelig, eller hvis fusjon oppstår, økes den atrielle pacingfrekvensen med  $10 \text{ min}^{-1}$  (den kan økes for andre gang), men den vil ikke overskride den laveste av verdiene for MTR, MSR, MPR,  $110 \text{ min}^{-1}$  eller  $5 \text{ min}^{-1}$  under VT Detection Rate (VT-detekteringsfrekvens).

Etter utgangspacingpulsene dekrementerer pulsgeneratoren den atrielle effekten hver 3. pace, inntil en terskel er bestemt. Hvis tap av registrering finner sted ved et bestemt effektnivå, erklæres terskelen å være forrige effektnivå som utviste jevn registrering. Hvis 3 registrerte slag finner sted ved et effektnivå, dekrementerer effekten til neste nivå.

**MERKNAD:** Sikring av at tap av registrering under RAAT ikke fremmer PMT (og ikke avslutter testen for tidlig grunnet for mange atrielle sensinghendelser), skjer ved at pulsgeneratoren bruker en PMT-algoritme. Etter tap av registrering av et atrielt slag, forlenges PVARP som følger etter denne ventrikulære hendelsen, til 500 ms for å forhindre følging av en etterfølgende P-bølge.

Hvis den daglige testingen ikke er vellykket, returnerer RAAT til tidligere bestemt effekt, og pulsgeneratoren vil da utføre opptil 3 nye forsøk ved én-times intervaller. Hvis en vellykket test ikke finner sted på 4 dager, utløses en elektrodevarsel, mens RAAT suspenderes.

### Suspensjon av høyre atriell automatisk terskel

Hvis ambulante tester feiler i Auto-modus på 4 sammenhengende dager, går RAAT inn i suspensjonsmodus, mens pacingeffekten opererer på 5,0 V og 0,4 ms. Testing fortsetter hver dag med opptil 3 gjentatte forsøk på å evaluere terskelen, og pulsgeneratoren tilpasser seg en lavere effektinnstilling når dette indikeres av en vellykket test.

Selv om RAAT er utformet for arbeid med et bredt spekter av elektroder, kan elektrodesignalene hindre vellykket bestemmelse av atriell terskel hos noen pasienter. I disse tilfellene opererer RAAT kontinuerlig i suspensjonsmodus på 5,0 V. I situasjoner der suspensjonsmodus vedvarer for en lengre periode, anbefales det å skru RAAT av ved å programmere en fastsatt atriell effekt.

### Beordret atriell måling av automatisk terskel

En måling av den automatiske terskelen kan beordres via skjermbildet Threshold Tests (Terskeltest) ved å velge Auto Amplitude (Auto-amplitude) som Test Type (Testtype). Hvis fullføringen av testen er vellykket og RAAT er programmert til på, stilles effekten automatisk til 2X målt terskel for denne testen (mellom 2,0 V og 5,0 V). De siste 7 vellykkede daglige målingene nullstilles, og resultatet fra den gjeldende beordrede testen brukes som den første vellykkede testen i en ny syklus med 7 tester. Dette gjøres for å sikre at man får en umiddelbar effektjustering basert på resultatet fra gjeldende beordrede test istedenfor på eldre ambulante testdata. Dette kan bekreftes ved å observere utgangsspenningen på skjermbildet Brady Settings (Bradyinnstillinger), som viser den faktiske driftsspenningen til RAAT-algoritmen.

Hvis testingen feiler, viser skjermbildet Threshold Tests (Terskeltester) en feilkode som angir grunnen til at testen ikke var vellykket, og effekten går tilbake til tidligere innstilt nivå (Tabell 2–1 Terskeltestkoder på side 2-17).

**MERKNAD:** For innledende Atrial Threshold (Atriell terskel)-test etter implantering av pulsgeneratoren stilles feltet Test Type (Testtype) inn til Auto. Velg ønsket testtype fra alternativene i feltet Test Type (Testtype) og juster eventuelle andre programmerbare verdier etter behov.

**MERKNAD:** Beordret testing krever en funksjonell bipolar atriell elektrode og kan utføres i AAI-modus.

### Testresultater og elektrodevarsler

En lagret EGM fra nyeste vellykkede ambulante test lagres i Arrhythmia Logbook (Arytmiloggboken) ("Arytmiloggbok" på side 4-2). Se skjermbildet Daily Measurements (Daglige målinger) for den resulterende terskelverdien. Hvis ønskelig, kan EGM gjennomgås for å bestemme hvor tapet av registrering fant sted.

Opptil 12 måneder med ambulante Threshold Test (Terskeltest)-resultater samt testfeilkoder og elektrodevarsler finnes i skjermbildene Daily Measurement (Daglig måling) og Trends (Trender). En feilkode oppgis for hver dag testingen feiler på, for å gi ytterligere informasjon om grunnen til at testen feilet. I tillegg oppgis feilkoder på skjermbildet Threshold Test (Terskeltest) hvis fullføringen av en beordret test av automatisk terskel ikke er vellykket. Feilkoder for Threshold Test (Terskeltest) er listet opp nedenfor (Tabell 2–1 Terskeltestkoder på side 2-17).

Følgende tilfeller utløser varselen Kontroller atriell elektrode:

- Terskel > Programmert amplitude vises hvis RAAT er i modusen Daily Trend (Daglig trend), og resultatene av den ambulatoriske testen for de siste 4 etterfølgende dagene overskrider den manuelt programmerte fastsatte effekten.



- Suspensjon av automatisk terskel vises hvis det ikke har blitt utført noen vellykkede tester i løpet av 4 sammenhengende dager i modusen Auto eller Daily Trend (Daglig trend).

Tabell 2-1. Terskeltestkoder

| Kode  | Årsak  |
|---|--|
| N/R: device telem. (Ikke-rapporterbart: enhetstelemetri)      | Telemetri påbegynt under en ambulant test  |
| N/R: comm. lost (Ikke-rapporterbart: tapt kommunikasjon)      | Telemetri ble tapt under en beordret test  |
| N/R: no capture (Ikke-rapporterbart: ingen registrering)      | Registrering ble ikke oppnådd ved startamplityden for en beordret test, eller registreringen er > 4,0 V for en ambulant test   |
| N/R: modusbytte   | ATR mode switch (ATR-modusbytte) enten startet eller stoppet   |
| N/R: fusion events (Ikke-rapporterbart: fusjonshendelser)     | For mange sammenhengende eller for mange fusjonshendelser totalt fant sted   |
| No data collected (Ingen data innsamlet)                      | Minimum pacingamplitude ble oppnådd uten å tape registrering for en ambulant test, eller verken Auto eller Daily Trend (Daglig trend) er skrudd på for å innhente et ambulant resultat   |
| N/R: battery low (Ikke-rapporterbart: lavt batterinivå)       | Testen ble hoppet over grunnet Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet)  |
| N/R: noise (Ikke-rapporterbart: støy)                         | For mange sammenhengende forekomster av sensekanalstøy eller syklusér med utløst responsstøy fant sted   |
| N/R: incompat. mode (Ikke-rapporterbart: inkompatibel modus)  | En inkompatibel bradymodus var til stede (f.eks. VDI Fallback Mode (Fallback-modus) eller Magnet Mode (Magnetmodus)) eller en Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter)-hendelse fant sted  |
| N/R: rate too high (Ikke-rapporterbart: for høy frekvens)     | Frekvensen var for høy på begynnelsen av testen, en frekvensøkning hadde hevet frekvensen til for høy eller mer enn 2 frekvensøkninger var nødvendig   |
| N/R: user cancelled (Ikke-rapporterbart: avbrutt av brukeren) | Beordret test ble stoppet av brukeren  |
| N/R: intrinsic beats (Ikke-rapporterbart: intrinsiske slag)   | For mange hjertesykluser fant sted under testen  |
| N/R: test delayed (Ikke-rapporterbart: forsinket test)        | Testen ble forsinket på grunn av aktivert telemetri, en allerede pågående VT-episode, modusen Electrocautery (Elektrokauterisering), MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) eller at RAAT ble skrudd på mens enheten forble i modusen Storage (Lagring) |
| N/R: respiration (Ikke-rapporterbart: respirasjon)            | Respirasjonsartefakten var for høy   |
| N/R: low ER (Ikke-rapporterbart: lav ER)                      | Utløst responssignal kunne ikke vurderes riktig  |
| Auto N/R (Auto ikke-rapporterbart)                            | Minimum pacingamplitude ble oppnådd uten å tape registrering for en beordret test, eller telemetri avbrøt manuelt under en beordret test   |
| Invalid Failure Code (Ugyldig feilkode)                       | Uventet feil   |

### Automatisk høyre ventrikulær PaceSafe-registrering (RVAC)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

PaceSafe RVAC er utformet for å gi en dynamisk tilpasning av høyre ventrikulær pacingeffekt for å sikre registrering av ventrikkelen ved å optimalisere utgangsspenningen til 0,5 V over registreringsterskelen. RVAC opprettholder denne effekten samtidig som registreringen bekreftes på slag-til-slag-basis. RVAC måler pacingterskler på mellom 0,2 V og 3,0 V ved 0,4 ms, og effekten er minimum 0,7 V og maksimalt 3,5 V med en fastsatt pulsbredde på 0,4 ms.

**MERKNAD:** RVAC er kun beregnet på ventrikulær bruk. Funksjonen anbefales ikke for bruk med Amplitude (Amplityde) programmert til Auto for enkammerenheter som er implantert i atriet.

**MERKNAD:** RVAC er tilgjengelig i DDD(R)-, DDI(R)-, VDD(R)- og VVI(R)-modus samt under VDI(R) og DDI(R) Fallback-modus.

RVAC kan kun programmeres ved å velge Auto fra parameteralternativene for Ventricular Amplitude (Ventrikulær amplitude). Ved start fra en fastsatt amplitude som er større enn 3,5 V, programmerer du en fastsatt amplitude på 3,5 V før du velger Auto. Hvis ventrikulær effekt programmeres til Auto, tilpasses Pulse Width (Puls bredde) automatisk til 0,4 ms, mens ventrikulær utgangsspenning settes til en innledende verdi på 5,0 V med mindre et vellykket testresultat har blitt oppnådd i løpet av de siste 24 timene.

RVAC må først utføre en vellykket måling av den ventrikulære terskelen før funksjonen går inn i modusen for slag-til-slag-registreringsverifisering. Denne målingen kan utføres ved å foreta en beordret test, eller den vil bli utført automatisk innen én time etter fullføring av programmeringsøkten. Begge metodene er beskrevet nedenfor.

**MERKNAD:** Før programmering av RVAC til på må du vurdere å utføre en beordret ventrikulær måling av automatisk registrering for å verifisere at funksjonen virker som forventet.

RVAC er utformet for arbeid med typiske elektrodeimplantatkriterier og en ventrikulær terskel på mellom 0,2 V og 3,0 V ved 0,4 ms.

Deretter måler RVAC-algoritmen den ventrikulære pacingterskelen hver dag og tilpasser utgangsspenningen. Under testing og på slag-til-slag-basis benytter RVAC et utløst responssignal for å bekrefte at hver ventrikulær pacingeffekt når ventrikkelen.

Dersom tap av registrering finner sted under slag-til-slag-drift, vil pulsgeneratoren levere backup-pacingeffekt innen cirka 70 ms etter primærpulsen. Backup-sikkerhetspulsamplituden er på minimum 3,5 V og maksimum 5,0 V. Hvis det finner sted et bekreftet Loss of Capture (Tap av registrering) (C-LOC; 2 av 4 hjertesykluser registrerer ikke ventrikkelen), blir RVAC deaktivert, og et nytt testforsøk vil finne sted ved neste timesintervall.

Når Daily Trend (Daglig trend) velges sammen med en fastsatt Amplitude (Amplitude), finner ambulante målinger av ventrikulær automatisk registrering sted hver 21. time uten endringer i programmert effekt.

RVAC-funksjonen er utformet for å drives med et bredt utvalg av paceelektroder (f.eks. høy impedans, lav impedans, mothake fiksering eller positiv fiksering). I tillegg er RVAC uavhengig av polariteten til pace- og senseelektroden. Konfigurasjonen for ventrikulær Pace- og Sense-elektroder kan programmeres til Unipolar eller Bipolar.

Hvis du ønsker informasjon om gjenopptakelse av RVAC etter å ha gått ut av MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus), se MRI teknisk bruksanvisning.

### Ambulant ventrikulær måling av automatisk registrering

Når RVAC er innstilt på Auto eller Daily Trend (Daglig trend), foretas ambulatoriske ventrikulære målinger av automatisk registrering hver 21. time eller når tap av registrering detekteres når enheten er i slag-til-slag-modus, opptil hver time frem til neste daglige måling.

I atrielle følgemoduser tilpasses målingen av automatisk registrering til de følgende parameterne for å hjelpe til å sikre en gyldig måling:

- Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) er fastsatt til 60 ms.
- Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) er fastsatt til 30 ms.
- Utgangsamplituden for ventrikulær pacingeffekt er 3,5 V og reduseres i trinn på 0,1 V.
- En backup-puls på mellom 3,5 V og 5,0 V leveres cirka 70 ms etter hver primære pacingpuls.

I ikke-følgemoduser tilpasses målingen av automatisk registrering til de følgende parameterne for å hjelpe til å sikre en gyldig måling:

- Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) er fastsatt til 60 ms.
- Utgangsamplituden for ventrikulær pacingeffekt er 3,5 V og reduseres i trinn på 0,1 V.
- En backup-puls på mellom 3,5 V og 5,0 V leveres cirka 70 ms etter hver primære pacingpuls.
- Den ventrikulære pacingfrekvensen øker med  $10 \text{ min}^{-1}$  over den gjeldende frekvensen (pacet eller intrinsisk) og kappes ved den laveste av MPR, MSR,  $110 \text{ min}^{-1}$  eller  $5 \text{ min}^{-1}$  under VT Detection Rate (VT-detekteringsfrekvens).

**MERKNAD:** Hvis fusjon (som potensielt kan være et støyslag) detekteres, kan AV-intervallet og/eller V–V-intervallet forlenges til neste hjertesykklus i et forsøk på å skille fusjonsslaget fra ventrikulær registrering.

Etter utgangspacingpulsene dekrementerer pulsgeneratoren den ventrikulære effekten hver 3. pace, inntil en terskel er bestemt. Ytterligere pacingpulser avgis hvis det forekommer fusjon eller intermitterende tap av registrering. Terskelen erklæres å være forrige effektnivå som utviste jevn registrering.

Hvis den daglige testingen ikke er vellykket, vil RVAC bli deaktivert og utføre opptil 3 nye forsøk ved én-times intervaller. Hvis en vellykket test ikke finner sted på 4 dager, utløses en elektrodevarsel, mens RVAC forblir deaktivert.

#### Suspensjon av høyre ventrikulær automatisk registrering

RVAC går inn i suspensjonsmodus når ett av følgende inntreffer:

- Bekreftet Loss of Capture (Tap av registrering) finner sted i modusen for verifisering av slag-til-slag-registrering
- Mislykket ambulanset eller beordret test
- Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet) er nådd

Pacingeffekten vil operere ved 2X sist målt terskel på mellom 3,5 V og 5,0 V ved 0,4 ms (Tabell 2–2 Pacingeffekt under suspensjon av automatisk registrering på side 2–19). Ambulante tester finner sted hver dag med opptil 3 nye forsøk ved éntimesintervaller for å måle den ventrikulære terskelen. Dersom testen er vellykket, går RVAC tilbake til slag-til-slag-modus. Hvis en vellykket test ikke finner sted på 4 dager, forblir RVAC i suspensjonsmodus, men testing vil fortsette hver dag for å evaluere terskler, og pulsgeneratoren vil tilpasse seg til en lavere effektinnstilling når dette indikeres av en vellykket test.

Tabell 2–2. Pacingeffekt under suspensjon av automatisk registrering

| Last Measured Threshold (Sist målt terskel) (V) | Effekt under suspensjon (V) |
|---|-----------------------------|
| 0,5   | 3,5                         |
| 1,0   | 3,5                         |
| 2,0   | 4,0                         |
| 3,0   | 5,0                         |

Selv om RVAC er utformet for å fungere med et bredt spekter av elektroder, kan elektrodesignalene hindre vellykket bestemmelse av ventrikulær terskel hos noen pasienter. I disse tilfellene opererer RVAC kontinuerlig i suspensjonsmodus med en ventrikulær effekt på

minimum 3,5 V og maksimalt 5,0 V. I situasjoner der suspensjonsmodus vedvarer for en lengre periode, anbefales det å skru RVAC av ved å programmere en fastsatt ventrikulær effekt.

### Beordret måling av automatisk høyre ventrikulær registrering

En måling av den automatiske registreringen kan beordres via skjermbildet Threshold Tests (Terskeltest) ved å velge Auto Amplitude (Auto-amplitude) som Test Type (Testtype). Hvis fullføringen av testen er vellykket og RVAC programmeres til på, går den inn i slag-til-slag-verifiseringsmodus med effekten satt til 0,5 V over terskelen (hvis testen utføres i den gjeldende programmerte pateelettrodekonfigurasjonen). Dette kan bekreftes ved å observere utgangsspenningen i skjermbildet Brady Settings (Bradyinnstillinger), som viser den faktiske driftsspenningen til RVAC-algoritmen (den ventrikulære terskelen + 0,5 V).

Backup-pacing på mellom 3,5 V og 5,0 V leveres cirka 70 ms etter første pacingpuls for hvert tap av registreringsslag under beordret testing.

Hvis testingen feiler, viser skjermbildet Threshold Tests (Terskeltester) grunnen til at testen ikke var vellykket, mens RVAC suspenderes (Tabell 2–3 Feilkoder for terskeltest på side 2-20).

**MERKNAD:** For innledende Ventricular Threshold Test (Ventrikulær terskeltest) etter implantering av pulsgeneratoren stilles feltet Test Type (Testtype) inn til Auto. Velg ønsket testtype fra alternativene i feltet Test Type (Testtype) og juster eventuelle andre programmerbare verdier etter behov.

### Testresultater og elektrodevarsler

En lagret EGM fra nyeste vellykkede ambulante test lagres i Arrhythmia Logbook (Arytmiloggboken) ("Arytmiloggbok" på side 4-2). Se skjermbildet Daily Measurements (Daglige målinger) for den resulterende terskelverdien. Hvis ønskelig, kan EGM gjennomgås for å bestemme hvor tapet av registrering fant sted.

Opptil 12 måneder med ambulante Threshold Test (Terskeltest)-resultater samt testfeilkoder og elektrodevarsler finnes i skjermbildene Daily Measurement (Daglig måling) og Trends (Trender). En feilkode oppgis for hver dag testingen feiler på, for å gi ytterligere informasjon om grunnen til at testen feilet. I tillegg oppgis feilkoder på skjermbildet Threshold Test (Terskeltest) hvis fullføringen av en beordret test av automatisk registrering ikke er vellykket. Feilkoder for Threshold Test (Terskeltest) er listet opp nedenfor (Tabell 2–3 Feilkoder for terskeltest på side 2-20).

Følgende tilfeller utløser varselet Kontroller RV-elektrode:

- Terskel > Programmert amplitude vises hvis RVAC er i modusen Daily Trend (Daglig trend) og resultatene av den ambulatoriske testen for de siste 4 etterfølgende dagene overskrider den manuelt programmerte fastsatte effekten.
- Suspensjon av automatisk registrering vises hvis det ikke har blitt utført noen vellykkede tester i løpet av 4 sammenhengende dager i modusen Auto eller Daily Trend (Daglig trend).

Tabell 2–3. Feilkoder for terskeltest

| Kode   | Arsak  |
|--|--|
| N/R: device telem. (Ikke-rapporterbart: enhetstelemetri) | Telemetri påbegynt under en ambulant test  |
| N/R: comm. lost (Ikke-rapporterbart: tapt kommunikasjon) | Telemetri ble tapt under en beordret test  |
| > 3,0 V  | Terskelen ble målt til mellom 3,5 V og 3,1 V for beordrede eller ambulante tester  |
| N/R: no capture (Ikke-rapporterbart: ingen registrering) | Registrering ble ikke oppnådd ved startamplityden for beordrede eller ambulante tester                                     |
| N/R: mode switch (Ikke-rapporterbart: modusbytte)        | ATR enten startet eller stoppet (testing vil ikke feile hvis ATR allerede er aktivert og forblir aktivert under testingen) |

Tabell 2–3. Feilkoder for terskeltest (Fortsettelse)

| Kode  | Årsak  |
|---|--|
| No data collected (Ingen data innsamlet)                      | Minimum pacingamplitude ble oppnådd uten å tape registrering for en ambulant test, eller verken Auto eller Daily Trend (Daglig trend) er skrudd på for å innhente et ambulant testresultat   |
| N/R: battery low (Ikke-rapporterbart: lavt batterinivå)       | Testen ble hoppet over grunnet Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet)  |
| N/R: noise (Ikke-rapporterbart: støy)                         | For mange sammenhengende forekomster av sensekanalstøy eller sykluser med utløst responsstøy fant sted   |
| N/R: incompat. mode (Ikke-rapporterbart: inkompatibel modus)  | Testen feilet fordi enheten var i en inkompatibel Bradymodus (Magnet Mode (Magnetmodus))   |
| N/R: rate too high (Ikke-rapporterbart: for høy frekvens)     | Frekvensen var for høy i begynnelsen av testen eller under testen  |
| N/R: user cancelled (Ikke-rapporterbart: avbrutt av brukeren) | Beordret test ble stoppet av brukeren  |
| N/R: intrinsic beats (Ikke-rapporterbart: intrinsiske slag)   | For mange hjertesykluser fant sted under testen  |
| N/R: test delayed (Ikke-rapporterbart: forsinket test)        | Testen ble forsinket på grunn av aktivert telemetri, en allerede pågående VT-episode, modusen Electrocautery (Elektrokauterisering), MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) eller at RVAC ble aktivert mens enheten var i modusen Storage (Oppbevaring) |
| N/R: respiration (Ikke-rapporterbart: respirasjon)            | Respirasjonsartefakten var for høy   |
| N/R: low ER (Ikke-rapporterbart: lav ER)                      | Utløst responssignal kunne ikke vurderes riktig  |
| Auto N/R (Auto ikke-rapporterbart)                            | Minimum pacingamplitude ble oppnådd uten å tape registrering for en beordret test, eller telemetri avbrytes manuelt under en beordret test   |
| Invalid Failure Code (Ugyldig feilkode)                       | Uventet feil   |

## Sensitivitet

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Funksjonen Sensitivity (Sensitivitet) kan programmeres til enten AGC-sensing eller Fixed (Fastsatt) sensing. Funksjonen Sensitivity (Sensitivitet) gjør det mulig for pulsgeneratoren å detektere intrinsiske hjertesignaler som overskrider den programmerte verdien for FixedSensitivity (Fast sensitivitet) eller den dynamisk økende sensitiviteten til AGC. Justering av verdien for Sensitivity (Sensitivitet) endrer det atrielle og/eller ventrikulære sensingområdet til høyere eller lavere sensitivitet. Detekterings- og timingsavgjørelser er basert på de sensed hjertesignalene. Selv om verdiene for atriell og ventrikulær Sensitivity (Sensitivitet) programmeres uavhengig av hverandre, må sensingmetodetypen som brukes (AGC eller Fixed (Fastsatt)) være den samme for alle kamre.

- Høy sensitivitet (lav programmert verdi) – når Sensitivity (Sensitivitet) er programmert til en svært sensitiv innstilling, kan pulsgeneratoren detektere signaler som ikke er relatert til hjertedepolarisering (oversensing, som sensing av myopotensialer)
- Lav sensitivitet (høy programmert verdi) – når Sensitivity (Sensitivitet) er programmert til en mindre sensitiv innstilling, kan pulsgeneratoren ikke detektere hjertedepolariseringssignalet (undersensing)

**OBS:** Når en enkelt VDD-elektrode brukes med en tokammerenhet, kan det hende at den atrielle elektroden ikke vil være i kontakt med den atrielle veggen. I dette tilfellet har det målte depolariseringssignalet en relativt lav Amplitude (Amplitude) og kan kreve en mer sensitiv innstilling.

**MERKNAD:** *Bruk av VDD-elektroder er ikke i henhold til bruksvilkårene som kreves for MR-betinget status. Se MRI teknisk bruksanvisning for advarsler, forholdsregler og annen informasjon om MRI-skanning.*

Skulle det bli nødvendig å justere parameteren for Sensitivity (Sensitivitet) i et kammer, må du alltid velge den innstillingen som gir riktig sensing av intrinsisk aktivitet og løser problemet med oversensing/undersensing på best måte.

Hvis riktig sensing ikke kan gjenopptas med en justering, eller hvis det observeres undersensing eller oversensing etter implementering av endringen, vurder ett av følgende (mens du tar hensyn til individuelle pasientkarakteristika):

- Omprogrammer Sensing Method (Sensingmetode) fra Fixed (Fastsatt) til AGC eller fra AGC til Fixed (Fastsatt)

**MERKNAD:** *Den valgte innstillingen for Sensing Method (Sensingmetode) gjelder for alle kamre. Ved endring av Sensing Method (Sensingmetode) må du verifisere at sensingen foregår riktig for alle kamre.*

- Omprogrammer AGC-sensitivetsverdien eller Fixed (Fastsatt) sensitivetsverdi
- Evaluer senseelektrodekonfigurasjonen (Unipolar versus Bipolar eller Bipolar versus Unipolar)
- Omprogrammer Refractory (Refraktær) eller blankingperiode på tvers av kamre slik at problemet med observert undersensing eller oversensing løses
- Reposisjonering elektroden
- Implanter en ny senseelektrode

Etter justering av Sensitivity (Sensitivitet) må du kontrollere pulsgeneratoren med hensyn til riktig sensing og pacing.

**OBS:** Etter enhver justering av sensitivitet-parameteren eller modifisering av senseelektroden, må korrekt sensing alltid kontrolleres. Hvis sensitivitet programmeres til høyeste verdi (laveste sensitivitet), kan det føre til forsinket detektering eller undersensing av hjerteaktivitet. På samme måte kan programmering til laveste verdi (høyeste sensitivitet) føre til oversensing av ikke-hjertesignaler.

### Unipolar sensing

Når den unipolare sensingkonfigurasjonen er programmert, detekteres hjertesignalene mellom elektrodetuppen og pulsgeneratorkanalen. I den unipolare sensingkonfigurasjonen kan pacemakeren hovedsakelig skjelle mindre intrinsiske hjertesignaler enn i den bipolare konfigurasjonen. Den unipolare konfigurasjonen er imidlertid også mer sensitiv for myopotensialer. Grunnet relativt kort avstand mellom tuppen og ringelektroden, vil sensitiviteten i bipolare konfigurasjoner være høyest for signaler som oppstår i nærheten av elektrodetuppen og -ringen. Dette resulterer i mindre sannsynlighet for at pulsgeneratoren vil sense myopotensialer og andre signaler som ikke er relatert til hjertedepolarisering.

**MERKNAD:** *Vurder å bruke Fixed (Fast) sensing i stedet for AGC for pacemakeravhengige pasienter eller pasienter med elektroder programmert til unipolar.*

**MERKNAD:** *Blankingperiodeatferd vil variere avhengig av hvilken Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjon) som er valgt. Se blanking på tvers av kamre for mer detaljer ("Blanking på tvers av kamre" på side 2-79).*

**OBS:** Amplityden til og forekomsten av myopotensial støy er høyere i unipolare elektrodekonfigurasjoner, sammenlignet med bipolare elektrodekonfigurasjoner. For pasienter med en unipolar elektrodekonfigurasjon og myopotensial oversensing under aktivitet som involverer brystmuskler, anbefales det å programmere Sensitivity (Sensitivitet) til Fixed (Fast).

## Automatic Gain Control

Pulsgeneratoren har et alternativ for bruk av Automatic Gain Control (AGC) for å justere sensitiviteten dynamisk i både atriet og ventrikkelen. Pulsgeneratoren har separate AGC-kretser for hvert kammer. Ved valg av sensingmetoden AGC gjelder metoden for alle kamre.

Hjertesignaler kan variere bredt i størrelse og frekvens. Pulsgeneratoren må derfor være i stand til å:

- Sense et intrinsisk slag, uavhengig av frekvens eller størrelse
- Tilpasse seg for å sense signaler med varierende amplitude, men ikke overreagere på avvikende slag
- Sense intrinsisk aktivitet etter et pacet slag
- Ignorere T-bølger
- Ignorere støy

Den programmerbare verdien for AGC er minimumsverdien for sensitivitet (bunn) som kan oppnås mellom et slag og det neste slaget. Denne programmerbare verdien er ikke en fastsatt verdi som er til stede gjennom hjertesyklusen. Sensitivitetsnivået begynner heller ved en høyere verdi (basert på toppen til en senset hendelse eller en fastsatt verdi for en pacet hendelse) og dekrementerer mot den programmerte bunnverdien (Figur 2–8 AGC-sensing på side 2-24).

Med Fixed (Fastsatt) sensing vil signalamplityde under innstillingen for FixedSensitivity (Fastsatt sensitivitet) ikke senses, verken under pacing eller sensing. AGC derimot vil vanligvis nå den programmerbare bunnverdien under pacing (eller ved lave amplitydesignaler). Men når moderate eller høye amplitydesignaler senses, blir AGC vanligvis mindre sensitiv, og funksjonen vil ikke nå den programmerbare bunnverdien.

I enkammerpulsgeneratore tilpasses AGC (og tilknyttet Refractory (Refraktær)-periode) automatisk, slik at den aktuelle kammerespesifikke AGC-profilen brukes basert på den valgte modusen [f.eks. ventrikulær AGC brukes i VVI(R), mens atriell AGC brukes i AAI(R)]. Dette sikrer at AGC fungerer likt for atriet eller ventrikkelen i både to- og enkammerpulsgeneratore ("Refraktær" på side 2-75).

AGC-kretsen i hvert respektive kammer behandler et elektrogramsignal via en totrinnsprosess for å optimalisere sensing av potensielt raskt foranderlige hjertesignaler. Prosessen er illustrert i figuren nedenfor (Figur 2–8 AGC-sensing på side 2-24):

- Første trinn
  1. AGC benytter et rullende gjennomsnitt av tidligere signaltopper til å beregne et søkeområde der den neste toppen sannsynligvis vil forekomme.
    - Hvis det forrige slaget er senset, inkorporeres det i det rullende toppgjennomsnittet.
    - Hvis det forrige slaget er pacet, beregnes toppgjennomsnittet ved å bruke det rullende gjennomsnittet og en pacet toppverdi. Den pacede toppverdien avhenger av innstillingene:
      - For nominelle og mer sensitive innstillinger er dette en fastsatt verdi (utgangsverdi på 4,8 mV i RV og utgangsverdi på 2,4 mV i RA).
      - For mindre sensitive innstillinger er dette en høyere verdi beregnet ved bruk av den programmerte AGC-bunnverdien (for eksempel: hvis RV-sensitivitet er programmert til den minst sensitive innstillingen eller den høyeste verdien på 1,5 mV, vil pacet toppverdi = 12 mV).

Deretter brukes toppgjennomsnittet til å bestemme et område med MAKS (maksimums)- og MIN (minimums)-grenser.

- Andre trinn

2. AGC senser toppverdien for det intrinsiske slaget (eller bruker den beregnede toppverdien for et pacet slag som beskrevet ovenfor)

3. Funksjonen opprettholder sensitivetsnivået på toppverdien (eller MAKS) gjennom den absolutte refraktærperioden + 15 ms.

4. Den faller til 75 % av den sensede toppverdien eller beregnet toppgjennomsnitt for pacede hendelser (kun ventrikulære pacede hendelser).

5. AGC blir mer sensitiv ved 7/8 av det forrige trinnet.

6. Sensede slagtrinn er 35 ms for RV og 25 ms for atriet. Pacede slagtrinn justeres basert på pacingintervallet for å sikre et sensevindu på cirka 50 ms på MIN-nivået.

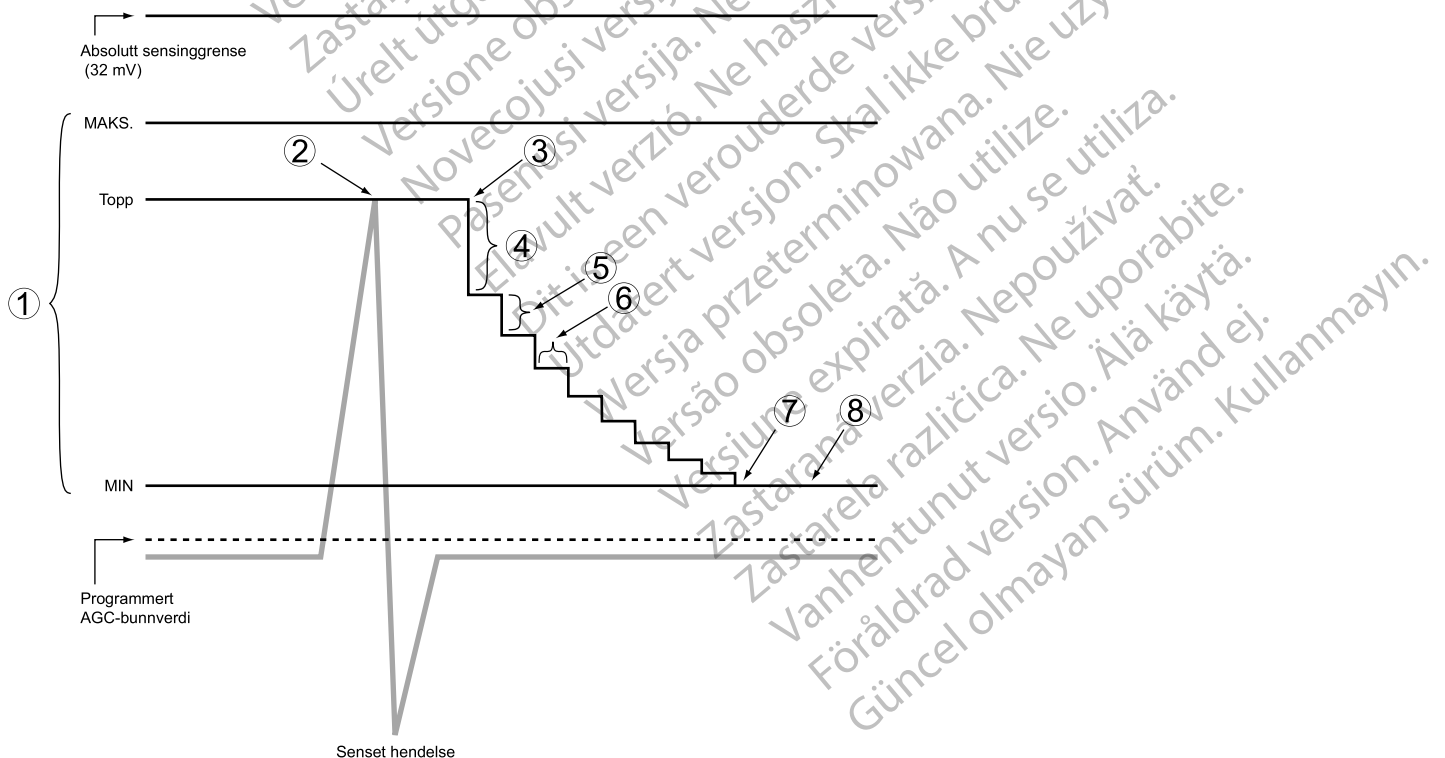
7. Funksjonen når MIN-verdien (eller programmert AGC-bunnverdi).

- Den programmerte AGC-bunnverdien vil ikke bli nådd hvis MIN-verdien er høyere.

8. AGC forblir på MIN-verdien (eller programmert AGC-bunnverdi) inntil et nytt slag senses eller pacingintervallet utløper, og en pacingpuls leveres.

**MERKNAD:** Hvis et nytt slag senses mens sensitivetsnivået går nedover, starter AGC på nytt igjen med trinn 1.

**MERKNAD:** Hvis amplityden til et signal er under sensitivitetsterskelen som gjelder på det tidspunktet signalet forekommer, vil det ikke bli sensed.



Figur 2-8. AGC-sensing



En ikke-programmerbar dynamisk støyalgoritme er aktivert i frekvenskanaler der AGC-sensing brukes. Den dynamiske støyalgoritmen er beregnet på å hjelpe til å filtrere vekk vedvarende støy. Den dynamiske støyalgoritmen er en separat støykanal for hvert kammer som kontinuerlig måler grunnlinjesignalet som er til stede, og er utformet for å justere sensitivitetsgrunnverdien for å minimalisere effektene av støy. Støy

Algoritmen bruker karakteristikaene til et signal (frekvens og energi) til å klassifisere det som støy. Algoritmen er utformet for å redusere effekten av vedvarende støy når den er til stede, noe som kan hjelpe til å forhindre oversensing av myopotensialer og assosiert hemming av pacing. Støy som påvirker sensingbunnverdien, kan være synlig på intrakardielle EGM-er, men vil ikke bli markert som sensede slag. Hvis støyen er betydelig, kan bunnverdien imidlertid bli hevet til et nivå over det intrinsiske elektrogrammet, og den programmerte Noise Response (Støyrespons)-atferden (asynkron pacing eller Inhibit Pacing (Hem pacing)) vil finne sted ("Støyrespons" på side 2-82).

**MERKNAD:** Den dynamiske støyalgoritmen sikrer ikke at AGC alltid vil skille mellom intrinsisk aktivitet og støy på en nøyaktig måte.

#### Fastsatt sensing

Med Fixed (Fastsatt) sensing vil verdien for Sensitivity (Sensitivitet) ikke tilpasses automatisk slik det gjøres i AGC, og den dynamiske støyalgoritmen vil ikke bli benyttet. Tilstedeværelsen av vedvarende støy vil resultere i programmert Noise Response (Støyrespons)-atferd: asynkron pacing eller Inhibit Pacing (Hem pacing) ("Støyrespons" på side 2-82). For manuell programmering må Sensitivity (Sensitivitet) programmeres til en verdi som forhindrer sensing av eksterne signaler, men sikrer nøyaktig sensing av intrinsiske hjertesignaler. Signaler med en amplitude som ligger under innstillingen for FixedSensitivity (Fastsatt sensitivitet) vil ikke bli senset.

**ADVARSEL:** Om programmert til en fast atriell Sensitivity-verdi (Sensitivitet) på 0,15 mV, eller en fast sensitivitetsverdi på 2,0 mV eller mindre i en unipolar elektrodekonfigurasjon, kan pulsgeneratoren være mer mottagelig for elektromagnetisk interferens. Denne økte mottakeligheten bør tas i betraktning ved fastsettelse av oppfølging av pasienter som krever en slik innstilling.

## MIDLERTIDIG BRADYPACING

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Pulsgeneratoren kan programmeres med midlertidige pacingparameterverdier som er ulike fra programmerte Normal Settings (Normale innstillinger). Dette lar deg undersøke vekslende pacingterapier samtidig som tidligere programmerte Normal Settings (Normale innstillinger) opprettholdes i pulsgeneratorens minne. Under funksjonen Temporary (Midlertidig) er alle andre bradykardifunksjoner som ikke er listet opp på skjermen, deaktivert.

Følg følgende trinn for å bruke denne funksjonen:

1. Fra fanen Tests (Tester) velger du fanen Temp Brady (Midl. brady) for å vise de midlertidige parameterne.
2. Velg ønskede verdier. Disse verdiene er uavhengige fra andre pacingfunksjoner.

**MERKNAD:** Interaktive grenser for midlertidig bradykardi må korrigeres før midlertidig pacing kan finne sted.

**MERKNAD:** Hvis Off (Av) velges som Temporary Brady Mode (Midlertidig bradymodus), vil pulsgeneratoren ikke sense eller pace når modusen for midlertidig pacing er aktivert.

- Opprett telemetrikommunikasjon og velg deretter Start-knappen. Pacing begynner på de midlertidige verdiene. En dialogboks angir at midlertidige parametere brukes, og en Stop (Stopp)-knapp vises.

**MERKNAD:** *Temporary (Midlertidig) pacing kan ikke startes når en takyarytmiepisode pågår.*

**MERKNAD:** *Akutterapi er den eneste funksjonen som kan startes før funksjonen Temporary (Midlertidig) er stoppet.*

- Velg Stopp-knappen for å stoppe midlertidig pacingmodus. Modusen for midlertidig pacing stopper også når du beordrer akutterapi fra PRM, trykker på tasten DIVERT THERAPY eller hvis telemetri ikke lenger er tilgjengelig.

Når modusen for midlertidig pacing stoppes, går pacingen tilbake til de tidligere programmerte normale innstillingene.

## MINUTTVENTILASJON/RESPIRASJONSENSOR OG SIGNALARTEFAKTMONITOR

### Minuttventilasjons-/respirasjonssensor (MV/respirasjonssensor)

Pulsgeneratoren bruker minuttventilasjon (MV) / respirasjonssensor til å måle transtorakal impedans. De resulterende målingene av transtorakal impedans brukes til to formål:

- For å innhente respirasjonsrelaterte data for bruk til generering av trender, slik som Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens).
- Til å måle minuttventilasjon (MV), som er produktet av respirasjonsfrekvens og tidalvolum. MV kan brukes til å øke pacingfrekvensen for å møte pasientens tilsvarende fysiologiske behov. Se Minuttventilasjon ("Minuttventilasjon" på side 2-38) for mer informasjon.

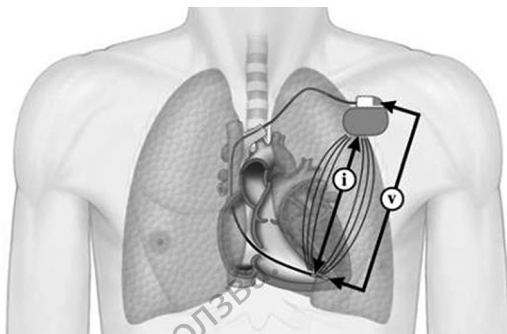
ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter omfatter Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens)-trenden og pacing med MV-frekvensrespons. På programmererskjermen refereres sensoren til som Minute Ventilation (Minuttventilasjon) eller MV Sensor (MV-sensor), og den kan programmeres fra skjermbildene Brady Settings (Bradyinnstillinger) og Minute Ventilation Sensor Details (Detaljer om minuttventilasjonssensor) (Figur 2–10 Detaljer om minuttventilasjonssensor på side 2-30).

ESSENTIO-, ALTRUA 2- og ADVANTIO-enheter har pacing med MV-frekvensrespons. På programmererskjermen refereres sensoren til som Minute Ventilation (Minuttventilasjon) eller MV Sensor (MV-sensor), og den kan programmeres fra skjermbildene Brady Settings (Bradyinnstillinger) og Minute Ventilation Sensor Details (Detaljer om minuttventilasjonssensor) (Figur 2–10 Detaljer om minuttventilasjonssensor på side 2-30).

Når MV/respirasjonssensoren er programmert til On (På) eller Passive (Passiv) (MV), ca. hvert 50 ms (20 Hz), leverer enheten en magnetiseringsstrøm-pulsform som ligger under terskelverdien, mellom RA- eller RV-ringlektroden og enheten (MV/respirasjonssensorsignalet). Anvendelsen av strøm mellom ringlektroden og enheten vil danne et elektrisk felt over toraks, avpasset etter respirasjon. Under inspirering er den transtorakale impedansen høy, og under ekspirering er den lav. Enheten måler resulterende spenningsavpasninger mellom elektrodetuppelektroden og enheten.

**MERKNAD:** *Hvis en RA-elektrode ikke brukes, vil bare RV-vektoren være tilgjengelig.*

**MERKNAD:** *Elektroder kan programmeres til Unipolar eller Bipolar, men en fungerende bipolar elektrode må være til stede.*



i er magnetiseringsstrømeffekt (strøm), V er måling av resulterende spenning (volt)

#### Figur 2-9. Måling av transtorakal impedans med RV-elektroden

Når RA/RV-pacingelektroden og elektrodeterminaltilkoblingene fungerer som de skal, blir signalet fra MV/respirasjonssensoren riktig filtrert, og blir derfor ikke detektert av pacemakeren eller vist på elektrogrammer (eGM). Avbrudd relatert til integriteten av elektroden eller tilkoblingen mellom pacemaker og elektrode kan imidlertid skape en tilstand med forbigående høy impedans. En tilstand med høy impedans kan føre til at signalet fra MV/respirasjonssensoren blir synlig på EGM-er og kan bli utsatt for oversensning på RA- og/eller RV-kanalene.

MV/respirasjonssensoren har to mekanismer for måling av integriteten til sensorvektorene (ring til enhet og tupp til enhet):

- Når enhetsdiagnostikken på signalartefaktmonitoren (SAM) er programmert til On (På), overvåker SAM kontinuerlig EGM for sensorartefakter. Se "Enhetsens atferd når SAM er på" på side 2-30 for detaljert informasjon.
- Når SAM er programmert til Off (Av), utfører enheten vektorimpedansmålinger av MV/respirasjonssensoren ca. hver time for å vurdere integriteten til elektroden og elektrodetilkoblingen. Se "Enhetsens atferd når SAM er av" på side 2-31 for detaljert informasjon.

**OBS:** For maksimal følsomhet ved detektering og forhindring av potensiell signalartefaktgenerert oversensning, anbefales det at signalartefaktmonitoren (SAM) programmeres til På hver gang MV/respirasjonssensoren er programmert til på eller Passiv. Dersom signalartefaktmonitoren blir slått Av, kan pasienten ha økt risiko for oversensning, med mindre MV/respirasjonssensoren også er programmert til Av.

#### Programmerbare parametere for MV/respirasjonssensor

Følgende parametere for MV/respirasjonssensoren er programmerbare.

For enheter der pacing med MV-frekvensrespons er tilgjengelig, kan MV-sensoren programmeres til On (Av), Passive (Passiv), Off (Av) eller ATR Only (Kun ATR):

- On (På): aktiverer RightRate-pacing og respirasjonsrelatert trending. Hvis enheten er programmert til en ikke-frekvensadaptiv modus, er innstillingen On (På) ikke tilgjengelig.
- Passive (Passiv): aktiverer kun respirasjonsrelatert trending.
- ATR Only (Kun ATR): aktiverer kun pacing med frekvensrespons under ATR-fallback. Hvis pulsgeneratoren er fast programmert til en ikke-frekvensadaptiv modus, men en frekvensadaptiv ATR-fallbackmodus er valgt, vil MV-feltet vise ATR Only (Kun ATR).

- Off (Av): ingen pacing med frekvensrespons eller respirasjonsrelatert trending er tilgjengelig.

Excitation Current (Magnetiseringsstrøm) kontrollerer amplituden til signalet fra MV/respirasjonssensoren og kan settes til 80 uA eller 320 uA.

Vector Selection (Vektorvalg) kontrollerer hvordan MV/respirasjonssensorens vektor bestemmes av enheten, og kan settes til:

- A Only (Kun A): MV/respirasjonssensoren er begrenset til RA-vektorer.
- RV Only (Kun RV): MV/respirasjonssensoren er begrenset til RV-vektorer.
- Auto Select (Automatisk valg): enten A eller RV bestemmes automatisk av enheten. Atferden for vektorvalg når Auto Select (Automatisk valg) er aktivert, avhenger av om signalartefaktmonitoren er On (På) eller Off (Av). Se SAM-enhetsdiagnostikk ("Enhetsdiagnostikk for signalartefaktmonitor" på side 2-29) for mer detaljer.

**OBS:** Programmer MV-sensoren til Off (Av) under mekanisk ventilasjon. Ellers kan følgende oppstå:

- Feil MV-sensordreven frekvens
- Villedende respirasjonsbasert trending

**OBS:** Alt medisinsk utstyr, all behandling, terapi eller diagnostiske tester der det føres elektrisk strøm inn i pasienten, kan interferere med pulsgeneratorens funksjon.

- Eksterne pasientmonitører (f.eks. respirasjonsmonitører, overflate-EKG-monitører, hemodynamiske monitører) kan forårsake:
  - Feil MV-sensordrevet frekvens
  - Villedende respirasjonsbasert trending

For å løse mistenkte interaksjoner med MV-frekvensdriving og/eller MV/respirasjonssensor-basert diagnostikk, skal MV/respirasjonssensoren deaktiveres ved å programmeres til Av. Hvis en PRM ikke er tilgjengelig og pulsgeneratoren pacer med den sensordrevne frekvensen, skal en magnet festes til pulsgeneratoren for å starte midlertidig asynkron, ikke-frekvensresponsiv pacing.

### Status for MV/respirasjonssensor

MV/respirasjonssensoren starter kalibrering ved første aktivering etter enhetsimplantasjon og etter sensorsuspensjon på grunn av støy eller andre forhold. Se ytterligere informasjon om kalibrering i "Minuttventilasjon" på side 2-38. Status for sensoren angis av den aktuelle statusmeldingen for MV/respirasjonssensoren, som oppsummert i Statusmeldinger for MV/respirasjonssensor (Tabell 2–4 Meldinger for MV/respirasjonssensorstatus på side 2-29). Sensorstatus rapporteres på skjermbildet Minute Ventilation Sensor Details (Detaljer om minuttventilasjonssensor) (enheter med MV-frekvensresponsiv pacing (Figur 2–10 Detaljer om minuttventilasjonssensor på side 2-30)) eller Respiratory Sensor Details (Detaljer om respirasjonssensor) (enheter uten MV-frekvensresponsiv pacing).

Alle meldingene oppdateres i sanntid for ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter. Meldingene Suspended: Noise Detected (Suspendert: Støy detektert), Suspended: Telemetry (Suspendert: Telemetri) og Rate Hold: Telemetry >(Telemetri) oppdateres i sanntid, mens de resterende oppdateres etter avlesing for FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Tabell 2-4. Meldinger for MV/respirasjonssensorstatus

| Sensor Status (Sensorstatus)   | MV-sensordrevet pacing | Datainnsamling fra MV-/respirasjonssensoren for trending <sup>a</sup> |
|--|------------------------|---|
| Av   | Nei                    | Nei   |
| Initializing (Initialisering)<br>(ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)                                    | Nei                    | Nei   |
| Auto Calibration in Progress (Auto-kalibrering pågår)  | Nei                    | Ja  |
| Calibrated (Kalibrert)   | Ja <sup>b</sup>        | Ja  |
| Suspended (Suspendert)   | Nei                    | Nei   |
| Suspended: No Valid Lead<br>(Suspendert: Ingen gyldig elektrode)<br>(ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter) | Nei                    | Nei   |
| Suspended: Noise Detected<br>(Suspendert: Støy detektert)  | Nei                    | Ja  |
| Suspended: Telemetry   | Nei <sup>c</sup>       | Ja  |
| Deaktivert av enhetsdiagnostikk  | Nei                    | Nei   |
| Rate Hold: Telemetry   | Nei <sup>d e</sup>     | Ja  |
| Manual Calibration in Progress<br>(Manuell kalibrering pågår)  | Nei <sup>e</sup>       | Ja  |

- a. Individuelle trender bestemmer om data som er samlet inn under suspensjon, er gyldige og skal tas med i trendresultatene.
- b. Hvis MV/respirasjonssensoren innstilles på Passive (Passiv), skjer ingen MV/respirasjonssensorstyrt pacing.
- c. Induktiv telemetri (stavtelemetri) kan midlertidig interferere med enhetens MV/respirasjonssensorfunksjon. MV-drevne pacingfrekvenser kan holde seg på gjeldende frekvens og innsamling av trenddata for respirasjonsfrekvens suspenderes i cirka ett minutt rett etter en avlesning eller programmeringskommando (Rate Hold). Lengre forsinkelser (opptil flere minutter) indikeres av statusen Suspended Telemetry (Suspendert: Telemetri). Hvis endringer i MV-drevet frekvens ønskes før frekvensopprettholdings- eller suspensjonsperioder, lar du den MV-drevne frekvensen nå den ønskede frekvensen før du benytter induktiv telemetri, eller bruker RF-telemetri for å kommunisere med enheten.
- d. Frekvensen vil holde seg på den gjeldende MV-indikerte verdien i opptil ett minutt. Ytterligere MV-baserte frekvensendringer vil ikke finne sted med denne sensorstatusen.
- e. Statusen gjelder bare enheter med MV-frekvensresponsiv pacing.

## Enhetsdiagnostikk for signalartefaktmonitor

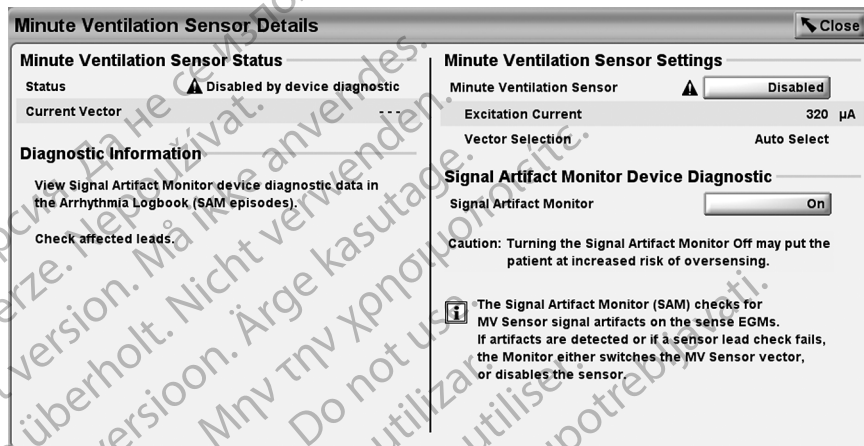
Signalartefaktmonitoren (SAM) er en enhetsdiagnostikk som overvåker EGM for MV/respirasjonssensorsignalartefakter og måler impedansverdier for MV/respirasjonssensorvektorelektroder. Hvis det detekteres artefakter eller en vektorelektrodeimpedans for MV/respirasjonssensoren er utenfor gyldig område, bytter SAM enten MV/respirasjonssensorvektoren eller deaktiverer sensoren (Figur 2-10 Detaljer om minuttventilasjonssensor på side 2-30). Dessuten opprettes en episode som inneholder EGM-er og diagnostiske elektrodeimpedansdata.

SAM er nominelt On (På) når MV/respirasjonssensoren er programmert til On (På) eller Passive (Passiv) (MV). Signalartefakter kan genereres når MV/respirasjonssensoren settes til en hvilken som helst annen verdi enn Off (Av). Derfor anbefales det å la SAM være On (På) med mindre MV/respirasjonssensoren er programmert til Off (Av). Anbefalte SAM-innstillinger er oppført nedenfor (Tabell 2-5 Anbefalte innstillinger for signalartefaktmonitor (SAM) på side 2-30).

**OBS:** Dersom signalartefaktmonitoren blir slått Av, kan pasienten ha økt risiko for oversensing, med mindre MV/respirasjonssensoren også er programmert til Av.

Tabell 2-5. Anbefalte innstillinger for signalartefaktmonitor (SAM)

| MV-sensorinnstilling | Mulig å generere signalartefakt | Anbefalt SAM-innstilling |
|----------------------|---------------------------------|--------------------------|
| På                   | Ja                              | På                       |
| Passive (Passiv)     | Ja                              | På                       |
| ATR Only (Kun ATR)   | Ja                              | På                       |
| Av                   | Nei                             | Ikke relevant            |



Figur 2-10. Detaljer om minuttventilasjonssensor

### Enhetens atferd når SAM er på

The SAM-en overvåker kontinuerlig EGM for signalartefakter fra MV/respirasjonsensoren som kan føre til oversensing. Ved detektering av artefakt måles impedansverdiene for MV/respirasjonsensorvektorene, og pacede elektrodeimpedanser måles også. Det opprettes en SAM-episode som registrerer EGM-et med artefakt og alle tilhørende vektor- og elektrodeimpedansverdier.

Avhengig av innstillingen for vektorvalg for MV/respirasjonsensoren, er to resultater mulig (som beskrevet i Tabell 2-6 Resultat av EGM-artefaktdetektering av SAM på side 2-31):

- De aktivere sensorvektorene veksler fra A til V, eller
- Sensoren deaktiveres av SAM.

**MERKNAD:** Impedansmålinger registrert av SAM er uavhengig av daglige elektrodeimpedansmålinger. De vises ikke på de daglige trendgrafene for elektrodeimpedans og utløser ikke elektrodesikkerhetsbryteren (se "Elektrodesikkerhetsbryter" på side 2-67).

Tabell 2-6. Resultat av EGM-artefaktdetektering av SAM

| Hvis vektorvalg for MV-/respirasjonssensoren er satt til | Og den aktive vektoren var | Enhetens svar på EGM-artefakt som detekteres   |
|--|----------------------------|--|
| Auto Select (Automatisk valg)                            | A                          | SAM-episode opprettet<br><br>Mål MV/respirasjonssensorens RV-vektorimpedansverdier: <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Hvis innenfor gyldig område:</b> Bytt den aktive sensorvektoren til RV<sup>a b</sup></li> <li>• <b>Hvis utenfor gyldig område:</b> andre SAM-episode opprettet og MV/respirasjonssensoren er deaktivert</li> </ul> |
| Auto Select (Automatisk valg)                            | RV                         | <b>SAM-episode opprettet og MV/respirasjonssensoren deaktivert</b>   |
| A Only (Kun A)   | A                          |  |
| RV Only (Kun RV)   | RV                         |  |

a. Hvis vektorbytte for MV-/respirasjonssensoren forekommer, vil en automatisk 6-timers kalibrering finne sted (ingen pacing med MV-frekvensrespons finner sted under den 6 timer lange kalibreringsperioden).

b. Akseptable MV/respirasjonssensor vektorimpedansverdier er 100–1500  $\Omega$  for ring-til-enhet-vektoren og 200–2000  $\Omega$  for tupp-til-enhet-vektoren. Disse verdiene påvirkes ikke av grenser for impedansvarsel som er programmert for daglige målinger av elektrodeimpedans.

Under en programmerøkt utføres ikke aktiv overvåking for artefakter. Hvis innstillingene for MV/respirasjonssensoren programmeres, kan det utløse en måling av sensorvektorimpedans. Hvis den resulterende vektorimpedansen for MV/respirasjonssensoren er utenfor gyldig område, opprettes en SAM-episode, og sensorvektoren kan byttes eller sensoren deaktiveres avhengig av innstillingene for vektorvalg.

En deaktivert MV/respirasjonssensor forblir i den tilstanden til den omprogrammes manuelt fra skjermbildet MV Sensor Details (MV-sensordetaljer) (Figur 2–10 Detaljer om minuttventilasjonssensor på side 2-30). Ingen MV-frekvensresponsiv pacing og ingen respirasjonsrelatert trending skjer mens sensoren er deaktivert.

#### Enhetens atferd når SAM er av

Hvis SAM er programmert til Off (Av), utføres vektorimpedansmålinger av MV-/respirasjonssensoren hver time (Tabell 2–7 Enhetsrespons til impedansverdi utenfor området funnet under timesjekk av elektrode på side 2-31). Når Vector Selection (Vektorvalg)-parameteren er satt til Auto Select (Automatisk oppsett), og den målte impedansen for vektoren som brukes (f. eks. RA) er utenfor området, vurderes impedansen for den alternative vektoren (f. eks. RV) for å avgjøre om den vektoren kan brukes. Hvis den målte impedansen for den alternative vektoren er i området, blir den alternative vektoren den aktive vektoren. Hvis begge vektorene er utenfor området, suspenderes sensoren i en time. Elektrodeintegritet vil fortsette å bli testet hver time for å evaluere om MV-/respirasjonssensoren skal bruke en av vektorene eller forbli suspendert. Hvis vektorbytte for MV-/respirasjonssensoren forekommer, vil en automatisk 6-timers kalibrering finne sted (ingen pacing med MV-frekvensrespons finner sted under den 6 timer lange kalibreringsperioden).

Tabell 2-7. Enhetsrespons til impedansverdi utenfor området funnet under timesjekk av elektrode

| Hvis vektorvalg for MV-/respirasjonssensoren er satt til | Og den aktive vektoren er | Er enhetsrespons til en impedans utenfor området   |
|--|---------------------------|--|
| Auto Select (Automatisk valg)                            | A eller RV                | Bytt til alternativ vektor hvis den alternative vektorens impedans er innenfor området <sup>a</sup><br><br>Hvis impedansen for den alternative vektoren er utenfor området, suspenderes MV-/respirasjonssensoren. Test på nytt etter en time |
| A Only (Kun A)   | A                         | MV-/respirasjonssensoren er suspendert, test på nytt etter en time   |

Tabell 2–7. Enhetsrespons til impedansverdi utenfor området funnet under timesjekk av elektrode (Fortsettelse)

| Hvis vektorvalg for MV-/respirasjonssensoren er satt til | Og den aktive vektoren er | Er enhetsrespons til en impedans utenfor området |
|--|---------------------------|--|
| RV Only (Kun RV)   | RV                        |  |

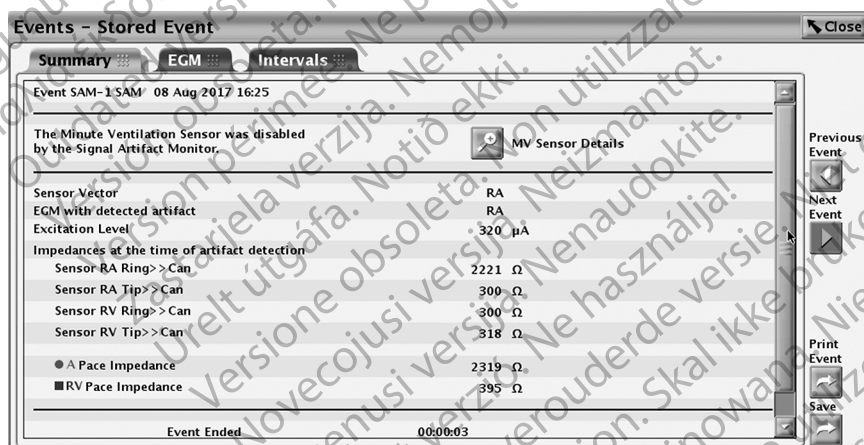
- a. Hvis vektorbytte for MV-/respirasjonssensoren forekommer, vil en automatisk 6-timers kalibrering finne sted (ingen pacing med MV-frekvensrespons finner sted under den 6 timer lange kalibreringsperioden).

I motsetning til når SAM er programmert til On (På), finner ingen overvåking for EGM-artefakter sted, og ingen SAM-episoder opprettes.

### Episoder ved signalartefaktovervåking

SAM-episodedetaljer registreres i arrytmiloggboken ("Arytmiloggbok" på side 4-2). For å vise detaljer om SAM-episoder velger du den ønskede episoden i skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok). Skjermbildet Event Summary (Hendelsessammendrag) viser detaljert informasjon om SAM-episoden (Figur 2–11 Sammendrag av episoder ved signalartefaktovervåking på side 2-32).

Fanen Summary (Sammendrag) inneholder en kobling til skjermbildet med sensordetaljene. Skjermbildet viser programmeringsalternativer for MV/respirasjonssensor og SAM (Figur 2–10 Detaljer om minuttventilasjonssensor på side 2-30). Se programmerbare parametere for MV-/respirasjonssensor ("Programmerbare parametere for MV/respirasjonssensor" på side 2-27) for mer informasjon om programmeringsalternativer.



Figur 2–11. Sammendrag av episoder ved signalartefaktovervåking

To typer SAM-episoder kan genereres, MV/respirasjonssensordeaktivert eller MV/respirasjonssensorvektorvekslet. Begge typene omfatter en EGM samt impedansverdier registrert ved episodeopprettelse for:

- Tilgjengelige MV/respirasjonssensorvektorer
- Pacingelektroder

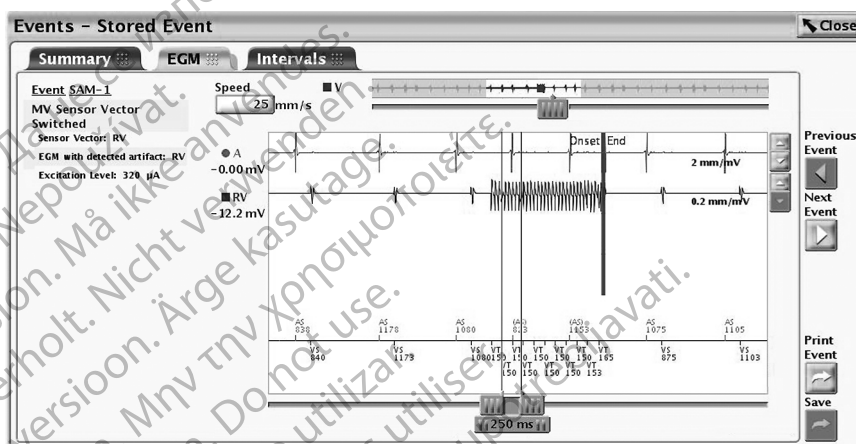
**MERKNAD:** For VDD-enheter fungerer MV/respirasjonssensoren ikke på RA-elektroden, og impedanser for RA-sensorvektoren er ikke tilgjengelige i SAM-episoden.

EGM-fanen viser EGM registrert ved opprettelsen av SAM-episoden. Når enhetsforholdene fører til at sensoreksitasjonssignalet oppdages på sensekanalen, er signalartefakten synlig på den tilsvarende kurven som et regelmessig, hyppig gjentakende (20 Hz) mønster av topper som kan ligne ikke-fysiologisk støy (Figur 2–12 Episoder ved signalartefaktovervåking EGM på side 2-



33). Amplituden og varigheten av sensorsignalartefakten på EGM kan variere, og kan moduleres av postural, respiratorisk eller hjertebevegelse.

Enkelte SAM-episoder kan generere EGM-er uten synlig signalartefakt. Dette er forventet atferd når målingen av sensorvektorimpedans ble utløst av noe annet enn en oppdaget signalartefakt. Når for eksempel SAM er On (På) og innstillingen for MV-/respirasjonssensoren endres fra Off (Av) eller Disabled (Deaktivert) til On (På) eller Passive (Passiv), utløses en måling av sensorvektorimpedans. Hvis impedans(er) utenfor området oppdages, opprettes en SAM-episode.



Figur 2–12. Episoder ved signalartefaktovervåking EGM.

### Episodedata og programmeringshensyn ved signalartefaktovervåking

SAM-episodedata (impedansverdier for de individuelle sensorvektorene) kan bidra til å bestemme kilden til forbigående forhold med høy impedans. Generelt kan forhold med forbigående høy impedans skyldes brudd på elektrodelederen, underinnsettning av elektrodeterminalen eller aksial/radial bevegelse av elektrodeterminalens ringelektrode i pacemakerens koblingsblokk.

Når MV/respirasjonssensoren er deaktivert av SAM:

- Fra skjermbildet Leads Status Summary (Elektrodestatussammendrag) ("Elektrodestatus" på side 3-6) kontrollerer du for forbigående forhold med høy impedans eller vesentlige endringer over tid i de daglige målingene av elektrodeimpedans.
- Utfør elektrodetesting fra skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) ("Elektrodetester" på side 3-10).

Ved mistanke om problem med elektroden bør det, for å redusere potensiell signalartefaktgenerert oversensning fra MV/respirasjonssensoren, vurderes å programmere til motsatt parameter for vektorvalg, eller programmere MV/respirasjonssensoren til Off (Av).

Hvis de daglige målingene av og trendene for elektrodeimpedans virker normale, bør pasientens behov for MV/respirasjonssensor-assosierte trender og/ eller MV-frekvensresponsiv pacing vurderes. Hvis dette ikke er nødvendig, slår du MV/respirasjonssensoren Off (av) og fortsetter å overvåke elektroden.

Hvis respirasjonsrelaterte trenddata og/eller MV-frekvensresponsiv pacing er ønskelig, lar du SAM være programmert til On (På). Skjermbildet Minute Ventilation Sensor Details (Detaljer om minuttventilasjonssensor) kan brukes til å justere MV/respirasjonssensor Vector Selection (Vektorvalg)-parameteren til å bruke motsatt elektrode (Figur 2–10 Detaljer om minuttventilasjonssensor på side 2-30). Excitation Current (Magnetiseringsstrøm) kontrollerer

amplituden til signalet fra MV/respirasjonssensoren og kan også justeres. Hvis Excitation Current (Magnetiseringsstrøm) programmeres til 80uA, kan det redusere amplituden på magnetiseringsstrømpulsene hvis de vises på EGM, slik at sannsynligheten for at artefakter oversenses reduseres. En lavere amplitude på magnetiseringsstrømpulsen kan imidlertid gi hyppigere suspensjon av MV/respirasjonssensoren på grunn av ekstern støy forstyrrer sensorens funksjon.

Hvis du vil vite mer om programmering av Vector Selection (Vektorvalg) og Excitation Current (Magnetiseringsstrøm), kan du kontakte Boston Scientific (se kontaktinformasjonen på bakomslaget).

Alle programmeringsavgjørelser skal være basert på den enkelte pasientens indikasjoner og terapibehov.

## PACING MED ADAPTIV FREKVENNS OG SENSORTRENDING

### Pacing med adaptiv frekvens

I pacingmoduser med adaptiv frekvens (dvs. alle moduser som ender på R) brukes sensorer til å detektere endringer i pasientens aktivitetsnivå og/eller fysiologiske behov og øke pacingfrekvensen tilsvarende. Pacing med adaptiv frekvens er beregnet på pasienter som viser kronotropisk inkompetanse og som kan dra nytte av økte pacingfrekvenser som faller sammen med økt aktivitetsnivå og/eller fysiologiske behov.

Enheten kan programmeres til å bruke Accelerometer (Akselerometer), Minute Ventilation (Minuttventilasjon) eller en blanding av begge. Den kliniske fordelene med at pacing med adaptiv frekvens benytter en av disse sensorene har blitt vist i tidligere kliniske studier.

**OBS:** Rate Adaptive Pacing (Tilpasset frekvenspacing) må brukes med varsomhet hos pasienter som ikke tolererer økte pacingfrekvenser.

Når frekvensadaptive parametere programmeres, øker pacingfrekvensen som respons på økt aktivitetsnivå og/eller fysiologiske behov, for å så reduseres etter behov.

**MERKNAD:** Aktivitet som involverer minimal bevegelse av overkroppen, slik som sykling, kan resultere i kun en moderat pacingrespons fra akselerometeret.

### Akselerometer

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Motion-Based Pacing (Bevegelsesbasert pacing) bruker et akselerometer til å detektere bevegelser som assosieres med en pasients fysiske aktivitet, og genererer et elektronisk signal som er proporsjonalt med graden av kroppsbevegelse. Basert på akselerometerinput estimerer pulsgeneratoren pasientens energiforbruk som følge av trening, og gjør deretter dette om til en økning i frekvens.

Pulsgeneratoren oppfatter kroppsbevegelser ved hjelp av et integrert kretsakselerometer. Akselerometersensoren responderer på aktivitet i frekvensområdet for typisk fysiologisk aktivitet (1–10 Hz). Akselerometeret evaluerer både frekvensen og amplituden til sensorsignalet.

- Frekvensen reflekterer hvor ofte en aktivitet finner sted (f.eks. antallet steg som ble tatt per minutt under en rask gåtur)
- Amplituden reflekterer bevegelsesstyrken (f.eks. de mer bestemte skrittene som tas under gåing)

Etter detektering gjør en algoritme om den målte akselerasjonen til en frekvensøkning over LRL.

Da akselerometeret ikke er i kontakt med pulsgeneratorkannen, responderer det ikke på enkelt statistisk trykk på enhetskannen.

Det fins tre Accelerometer (Akselerometer)-innstillinger: On (På), Passive (Passiv) og ATR Only (Kun ATR). Hvis pulsgeneratoren er fast programmert til en ikke-frekvensadaptiv modus, er det mulig å programmere modusen ATR Fallback (ATR-fallback) til en frekvensadaptiv modus ved bruk av akselerometersensoren. Dersom det er tilfelle, viser feltet Accelerometer (Akselerometer) ATR Only (Kun ATR). Hvis Passive (Passiv) velges, vil Accelerometer (Akselerometeret) ikke gi frekvensrespons, men enheten vil fortsette å samle inn data for Sensor Trending (Sensortrending).

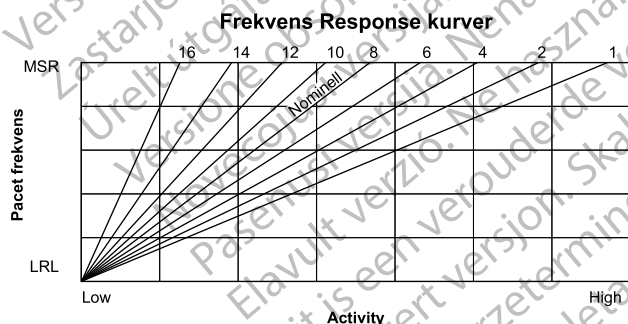
De følgende programmerbare parameterne kontrollerer pulsgeneratorens respons på sensorverdiene som genereres av Accelerometer (Akselerometeret):

- Responsfaktor
- Aktivitetsterskel
- Reaction Time (Reaksjonstid)
- Gjenopprettingstid

#### Responsfaktor (Akselerometer)

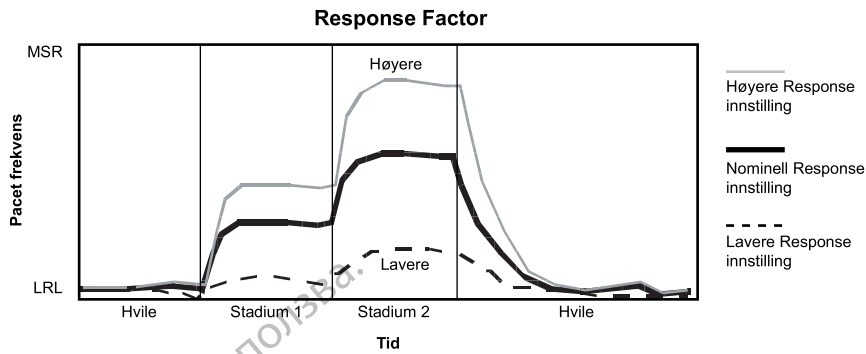
Response Factor (Responsfaktor) (akselerometer) bestemmer pacingfrekvensen som vil gjelde over LRL ved ulike nivåer av pasientaktivitet (Figur 2-13 Response Factor og pacet frekvens på side 2-35).

- Høy Response Factor (Responsfaktor) – resulterer i at mindre aktivitet kreves for at pacingfrekvensen skal nå MSR
- Lav Response Factor (Responsfaktor) – resulterer i at mer aktivitet kreves for at pacingfrekvensen skal nå MSR



Figur 2-13. Response Factor og pacet frekvens

Pacingfrekvensen som oppnås kan begrenses enten av det detekterte aktivitetsnivået eller den programmerte verdien for MSR. Hvis detektert aktivitetsnivå resulterer i en stabil frekvenstilstand under MSR, kan pacingfrekvensen fortsatt øke når detekterte aktivitetsnivåer øker (Figur 2-14 Response Factor ved belastningstest på side 2-36). Responsen med stabil tilstand er uavhengig av den programmerte reaksjonen og gjenopprettingstidene.



Denne figuren viser effekten av høyere og lavere innstillinger under en teoretisk to-trinns belastningstest.

**Figur 2-14. Response Factor ved belastningstest**

Dersom LRL programmeres opp eller ned, flyttes hele responsen opp eller ned uten å endre form.

### Aktivitetsterskel

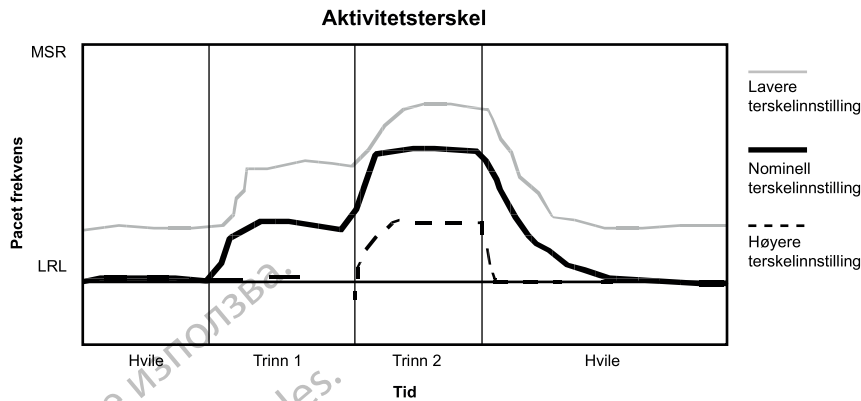
Activity Threshold (Aktivitetsterskel) forhindrer frekvensøkning forårsaket av eksterne bevegelser med lav intensitet (f.eks. bevegelser forårsaket av respirasjon, hjerteslag eller i noen tilfeller skjelving assosiert med Parkinsons sykdom).

Activity Threshold (Aktivitetsterskel) representerer aktivitetsnivået som må overskrides før sensordrevet pacingfrekvens vil øke. Pulsgeneratoren vil ikke overskride pacingfrekvensen over LRL før aktivitetssignalet øker slik at det overskrider verdien for Activity Threshold (Aktivitetsterskel). En Activity Threshold (Aktivitetsterskel)-innstilling bør muliggjøre frekvensøkning ved mindre aktivitet, slik som gåing, men være høy nok til at pacingfrekvensen ikke øker feil når pasienten ikke er aktiv (Figur 2-15 Activity Threshold og frekvensrespons på side 2-36 og Figur 2-16 Aktivitetsterskel ved treningstest på side 2-37).

- Lavere innstilling – mindre bevegelse kreves for at pacingfrekvensen skal øke
- Høyere innstilling – mer bevegelse kreves for at pacingfrekvensen skal øke



**Figur 2-15. Activity Threshold og frekvensrespons**



Denne figuren viser effekten av økte eller reduserte innstillinger for Activity Threshold (Aktivitetsterskel) som respons på en teoretisk totrinns-treningstest.

**Figur 2-16. Aktivitetsterskel ved treningstest**

### Reaksjonstid

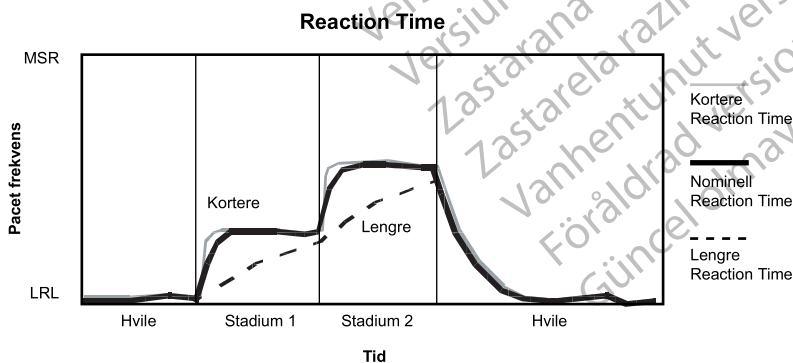
Reaction Time (Reaksjonstiden) bestemmer hvor fort pacingfrekvensen vil øke til et nytt nivå etter at en økning i aktivitetsnivå har blitt detektert.

Reaction Time (Reaksjonstiden) påvirker kun tiden som kreves for at en frekvensøkning skal finne sted. Verdien som velges bestemmer tiden som kreves for at pacingfrekvensen skal bevege seg fra LRL til MSR for maksimalt aktivitetsnivå (Figur 2-17 Reaction Time og pacet frekvens på side 2-37 og Figur 2-18 Reaction Time ved belastningstest på side 2-37).

- Kort Reaction Time (Reaksjonstid): resulterer i en rask økning i pacingfrekvens
- Lang Reaction Time (Reaksjonstid): resulterer i en langsommere økning i pacingfrekvens



**Figur 2-17. Reaction Time og pacet frekvens**

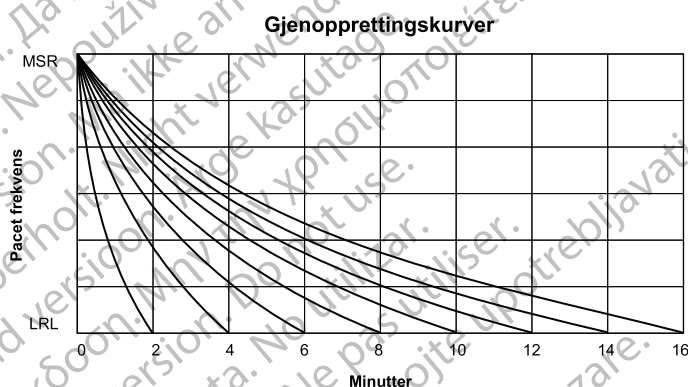


**Figur 2-18. Reaction Time ved belastningstest**

## Gjenopprettingstid

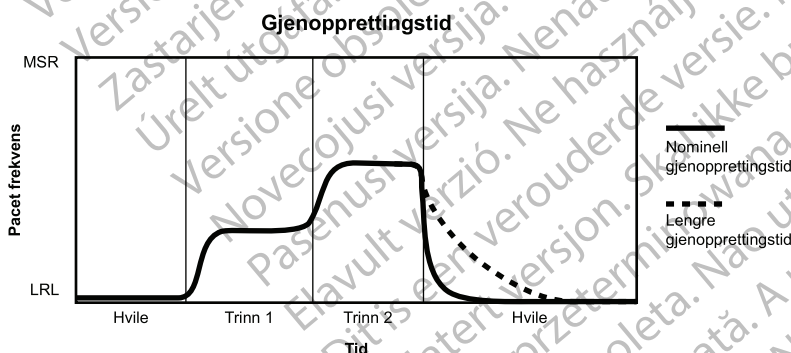
Recovery Time (Gjenopprettingstid) bestemmer tiden som kreves for at pacingfrekvensen skal reduseres fra MSR til LRL ved fravær av aktivitet. Når pasientaktiviteten avsluttes, brukes Recovery Time (Gjenopprettingstid) til å forhindre en plutselig reduksjon av pacingfrekvens (Figur 2–19 Gjenopprettingstid og pacingfrekvens på side 2-38 og Figur 2–20 Gjenopprettingstid ved treningstest på side 2-38).

- Kort Recovery Time (Gjenopprettingstid) – resulterer i en raskere reduksjon av pacingfrekvens etter at pasientaktivitet avtar eller stopper opp
- Lang Recovery Time (Gjenopprettingstid) – resulterer i en saktere reduksjon av pacingfrekvens etter at pasientaktivitet avtar eller stopper opp



Det fins 15 tilgjengelige innstillinger. Kun innstillinger med like tall vises.

Figur 2–19. Gjenopprettingstid og pacingfrekvens



Figuren viser effekten av høyere og lavere innstillinger under en teoretisk totrinns-treningstest.

Figur 2–20. Gjenopprettingstid ved treningstest

## Minuttventilasjon (MV)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Pulsgeneratoren bruker Minute Ventilation/Respiratory Sensor (Minuttventilasjon/respirasjonsensor) til å evaluere transtorakal impedans og måle minuttventilasjon (MV), som er produktet av respirasjonsfrekvens og tidalvolum. Basert på MV-måling beregner pulsgeneratoren den sensorindikerte pacingfrekvensen.

For en detaljert beskrivelse av funksjonen til minuttventilasjon/respirasjonsensor, se Minuttventilasjon/respirasjonsensor ("Minuttventilasjons-/respirasjonssensor" på side 2-26). For å aktivere MV-drevet pacing må pacingmodusen settes til en frekvensadaptiv modus (en hvilken som helst modus som slutter på R), og minuttventilasjon/respirasjonsensor må programmeres til On (På).

**OBS:** Ikke programmer MV-sensoren til På før etter at pulsgeneratoren har blitt implantert og systemintegriteten har blitt testet og bekreftet.

**OBS:** For pasienter med luftveissykdommer eller unormal respirasjon skal kardiologen bruke medisinsk vurdering ved programmering av MV-sensoren til På. For å dempe upassende sensordrevne hastigheter, kan det være at kardiologen må evaluere frekvensresponsen og vurdere en lavere responsfaktor.

**OBS:** Programmer MV-sensoren til Off (Av) under mekanisk ventilasjon. Ellers kan følgende oppstå:

- Feil MV-sensordreven frekvens
- Villedende respirasjonsbasert trending

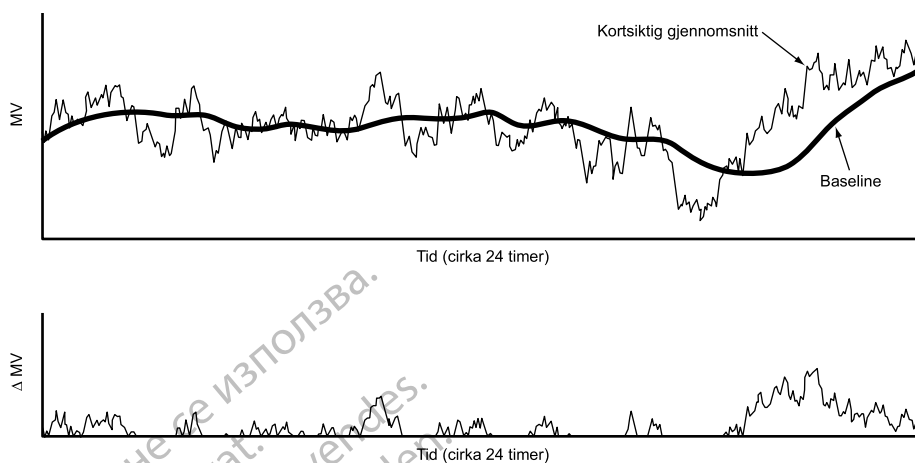
**OBS:** Alt medisinsk utstyr, all behandling, terapi eller diagnostiske tester der det føres elektrisk strøm inn i pasienten, kan interferere med pulsgeneratorens funksjon.

- Eksterne pasientmonitører (f.eks. respirasjonsmonitører, overflate-EKG-monitører, hemodynamiske monitører) kan forårsake:
  - Feil MV-sensordrevet frekvens
  - Villedende respirasjonsbasert trending

For å løse mistenkte interaksjoner med MV-frekvensdriving og/eller MV/respirasjonsensor-basert diagnostikk, skal MV/respirasjonsensoren deaktiveres ved å programmeres til Av. Hvis en PRM ikke er tilgjengelig og pulsgeneratoren pacer med den sensordrevne frekvensen, skal en magnet festes til pulsgeneratoren for å starte midlertidig asynkron, ikke-frekvensresponsiv pacing.

#### Algoritme for MV-frekvensrespons

Pulsgeneratoren beholder et langsiktig glidende gjennomsnitt (grunnlinje) av disse MV-målingene (oppdatert hvert 4. minutt) samt et kortsiktig (cirka 30-sekunders) glidende gjennomsnitt, som oppdateres hvert 7,5. sekund. Hvor stor ulikheten er mellom det kortsiktige gjennomsnittet og den langsiktige grunnlinjen brukes til å avgjøre hvor mye frekvensen skal økes over LRL eller reduseres ned til LRL. Etter en periode med anstrengelse og høy MV-frekvensdriving synker pasientens kortsiktige gjennomsnitt og faller til slutt under grunnlinjen. Når den synker, reduseres den MV-sensorindikerte frekvensen til LRL. Økningen eller reduksjonen av den sensorindikerte frekvensen finner sted ved maksimum 2 min<sup>-1</sup> per syklus (Figur 2-21 Forskjellen mellom MV-kortsiktig gjennomsnitt og MV-grunnlinje på side 2-40). Algoritmen støtter pustefrekvens på opptil 72 min<sup>-1</sup>.



Topp: Grunnlinjen (langsigtig gjennomsnitt) følger driften til det kortsiktige gjennomsnittet. Bunn: Forskjellen mellom det kortsiktige og langsigtige gjennomsnittet brukes til å øke sensordrevet frekvens etter belastning.

Figur 2-21. Forskjellen mellom MV-kortsiktig gjennomsnitt og MV-grunnlinje

**MERKNAD:** Ved anvendelse av en magnet når Magnet Response (Magnetrespons) har blitt programmert til Pace Async (Asynkron pacing) vil pacemakeren pace asynkront på magnetfrekvensen og den vil ikke respondere på MV-data.

For å kunne aktivere MV-sensoren krever systemet en måling av grunnlinjen eller hvile-MV (sensorkalibrering). Metoder for kalibrering omfatter manuell og automatisk kalibrering.

#### Automatic (Automatisk) kalibrering

En automatisk, 6-timers kalibrering vil finne sted når MV er programmert til On (På) eller Passive (Passiv). I løpet av den 6-timer lange kalibreringstiden vil ingen MV-drevet frekvensrespons eller timsjekker av elektrodeintegritet finne sted.

- For ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter: Ved implantering vil enten den første sjekken av sensorelektrodeintegritet med akseptable elektrodeimpedansverdier eller en ikke fullført manuell kalibrering starte en 2 timer lang venteperiode etterfulgt av den 6 timer lange kalibreringen. Denne 2-timers perioden angis med sensorstatusen Initializing (Initialisering) og er beregnet på å muliggjøre fullføring av implanteringsprosedyren.
- For FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter: Hvis MV er innstilt på On (På) ved implantering, følger en 2 timer lang venteperiode etter elektrodetilkobling etterfulgt av den 6 timer lange kalibreringen. Denne 2-timers perioden angis med sensorstatusen Suspended (Suspendert) og er beregnet på å muliggjøre fullføring av implanteringsprosedyren.

**MERKNAD:** Hvis MV er programmert til On (På) eller Passive (Passiv) når enheten går inn i MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus), vil en automatisk 6-timers kalibrering begynne etter at enheten har gått ut av MRI-beskyttelsesmodus. Hvis MV-drevet frekvensrespons ønskes tidligere, kan en manuell kalibrering utføres.

#### Manual (Manuell) kalibrering

Når MV er programmert til On (På), kan sensoren kalibreres manuelt. Fra skjermbildet RightRate Pacing Details (RightRate-pacingdetaljer) velger du Start Sensor Calibration (Start sensorkalibrering) for å begynne den manuelle kalibreringsprosessen. Manuell kalibrering kan ta så lite som 2 minutter eller så mye som 5 minutter å fullføre, avhengig av hvorvidt støy oppdages



under datainnsamling. Pasienten må hvile i stillhet og puste normalt i noen minutter før og under den manuelle kalibreringen.

- For ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter: Hvis den manuelle kalibreringen initieres, utføres en integritetssjekk av sensorelektroden.
- For FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter: Hvis den manuelle kalibreringen initieres, utføres en integritetssjekk av sensorelektroden hvis sensorstatusen er Suspended (Suspendert). Ellers starter manuell kalibrering med den gjeldende MV-vektoren.

Hvis en integritetssjekk av sensorelektroden utføres, starter den manuelle kalibreringen på den første MV-vektoren med impedanser i gyldig område. Hvis en MV-vektor med impedanser i gyldig område ikke kan finnes, feiler den manuelle kalibreringen på grunn av manglende MV-elektrodevektor.

De mulige resultatene av den manuelle kalibreringen og den tilsvarende MV-atferden er beskrevet i Tabell 2-8 Resultater av manuell kalibrering på side 2-41 som følger:

Tabell 2-8. Resultater av manuell kalibrering

| Resultater av manuell kalibrering                                 | MV-atferd  |
|---|--|
| Vellykket kalibrering   | Den MV-drevne frekvensresponsen begynner å virke innen ett minutt.   |
| Kalibrering mislykket på grunn av ingen gyldig MV-elektrodevektor | <p>Hvis SAM er On (På):</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• SAM-episode(r) blir opprettet.</li> <li>• MV-sensoren deaktiveres.</li> <li>• Sensorstatusen er deaktivert av enhetsdiagnostikken.</li> </ul> <p>Hvis SAM er Off (Av):</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• For ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter er sensorstatus Suspended: No Valid Lead (Suspendert: Ingen gyldig elektrode).</li> <li>• For FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter er sensorstatus Suspended (Suspendert).</li> <li>• Pulsgeneratoren ser etter en gyldig vektor hver time, og den 6 timer lange kalibreringen vil begynne når en gyldig vektor har blitt detektert.</li> </ul> |
| Kalibrering mislykket på grunn av støy                            | <p>Sensorstatus er Suspended: Noise Detected (Suspendert: Støy detektert).</p> <p>Den 6-timer lange automatiske kalibreringen vil begynne automatisk når støy ikke lenger detekteres.</p>  |

**MERKNAD:** Den Manual (Manuelle) kalibreringsmetoden vil ikke være tilgjengelig etter innledende avlesing når informasjon som Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok) hentes frem fra enheten. Dette indikeres med et nedtonet ikon for Start Sensor Calibration (Start sensorkalibrering) og kan vare i sekunder til minutter, avhengig av mengden data som hentes frem.

Det fins ingen klinisk forskjell mellom kalibreringsmetodene Automatic (Automatisk) og Manual (Manuell). En vellykket Manual (Manuell) kalibrering muliggjør enkel innhenting av en grunnlinje og umiddelbar start av MV-drevet frekvensrespons når kalibreringen er ferdig. Ingen av kalibreringsmetodene krever at telemetrikommunikasjon opprettholdes for den tiden kalibreringen varer.

**OBS:** For å oppnå en nøyaktig MV-baseline etter alle kirurgiske prosedyrer som involverer pulsgeneratoren eller elektrodene, bør en ny, manuell kalibrering utføres. Elektrodemetning, luftinntak i lommen, pulsgeneratorbevegelse på grunn av utilstrekkelig suturering, eksternt defibrillering eller kardioversjon eller andre pasientkomplikasjoner (for eksempel pneumothorax) krever en ny MV-baseline for passende MV-adferd.

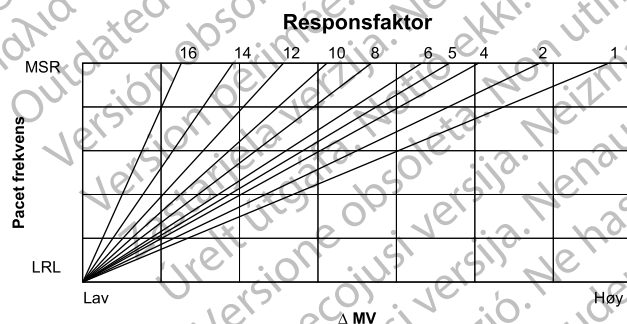
For å oppnå optimal frekvensrespons kan en rekke parametre for Minute Ventilation (Minuttventilasjon) programmeres via feltet RightRate Pacing (RightRate-pacing) i skjermbildet RightRate Pacing Settings (Innstillinger for frekvensadaptiv pacing). Disse omfatter:

- Responsfaktor
- Ventilatorisk terskel
- Ventilatorisk terskelrespons
- Kondisjonsnivå

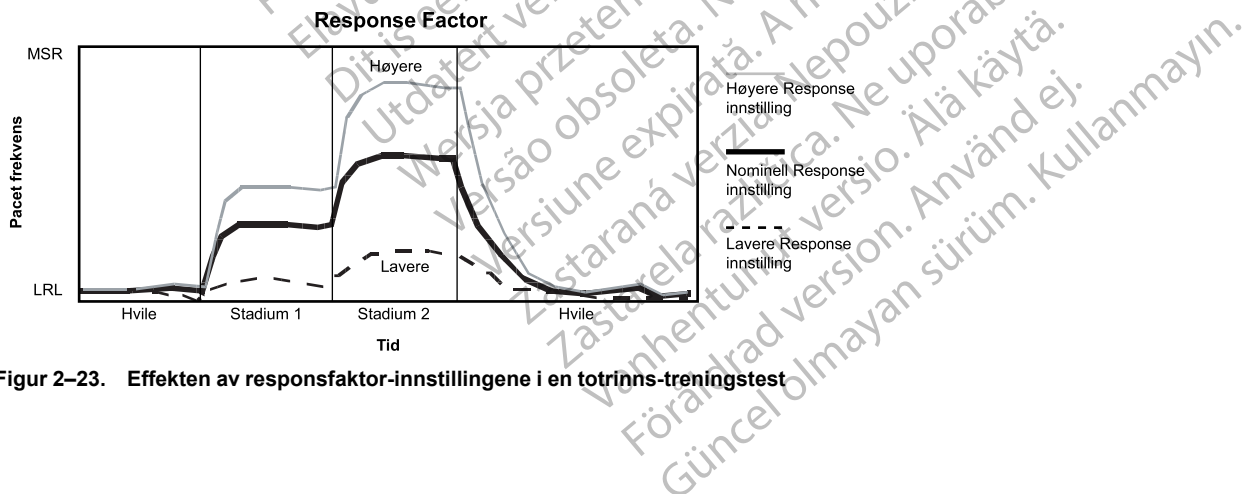
### Responsfaktor (Minuttventilasjon)

En økning i MV over grunnlinjen grunnet en økning i metabolske krav vil bli detektert av pulsgeneratoren og konvertert av generatorens algoritme til en økt pacingfrekvens. Forholdet mellom den detekterte økningen i MV og den resulterende økningen i sensorindikert frekvens etableres av MV-Response Factor (Responsfaktoren).

Response Factor (Responsfaktor)-parameteren bestemmer pacingfrekvensen som vil forekomme over LRL ved ulike økte nivåer av MV. Høyere responsfaktorverdier vil resultere i høyere sensorfrekvenser for et gitt MV-nivå (Figur 2–22 Forholdet mellom den programmerte responsfaktor-innstillingen og frekvensrespons på side 2-42). Effekten av høyere og lavere innstillinger for Response Factor (Responsfaktor) på sensordrevet pacingfrekvens under en teoretisk totrinns-treningstest er illustrert nedenfor (Figur 2–23 Effekten av responsfaktor-innstillingene i en totrinns-treningstest på side 2-42).



Figur 2–22. Forholdet mellom den programmerte responsfaktor-innstillingen og frekvensrespons



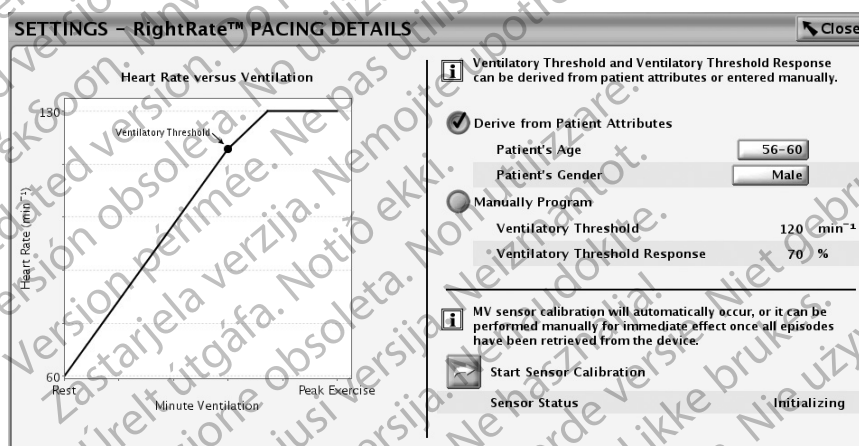
Figur 2–23. Effekten av responsfaktor-innstillingene i en totrinns-treningstest

## Ventilatorisk terskel og ventilatorisk terskelrespons

Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) er en fysiologisk term som beskriver det tidspunktet under trening der pustefrekvensen øker raskere enn hjertefrekvensen (noen ganger referert til som anaerob terskel eller laktatterskel).

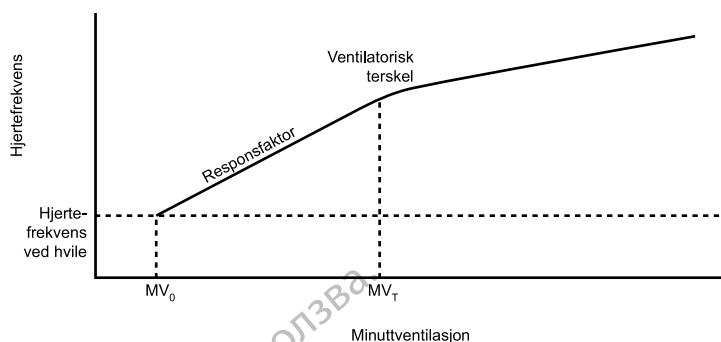
Response Factor (Responsfaktor) kontrollerer MV-frekvensresponsen for sensorfrekvenser mellom LRL og Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel). Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons) kontrollerer MV-frekvensresponsen når sensorfrekvensen er over Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel).

Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) og Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons) kan enten programmeres manuelt eller avledes automatisk fra pasientinformasjon. Klinikeren kan velge Derive from Patient Attributes (Utled fra pasientattributter) fra skjermbildet RightRate Pacing Details (RightRate-pacingdetaljer) for å få innstillinger basert på pasientens alder og kjønn (og Fitness Level (Kondisjonsnivå), se nedenfor). Etter som parametrene endres vil grafen tilpasse seg tilsvarende for å vise effekten av den nye programmeringen på den samlede frekvensresponsen (Figur 2-24 Ventilatorisk terskel og Ventilatorisk terskelrespons på side 2-43). Hvis Date of Birth (Fødselsdato) eller Gender (Kjønn) justeres på skjermbildet Patient Information (Pasientinformasjon), vil de nye verdiene også bli gjenspeilet på skjermbildet RightRate Pacing Details (RightRate-pacingdetaljer).



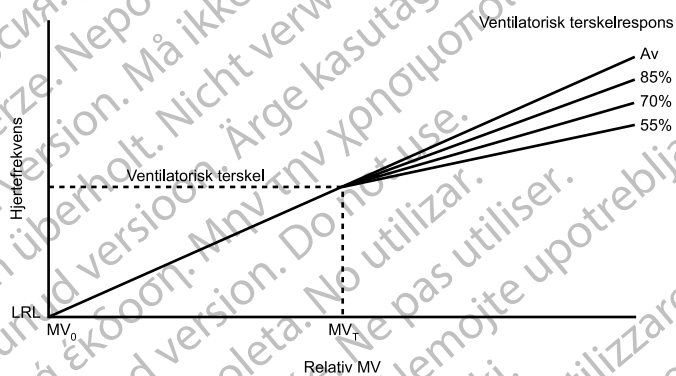
Figur 2-24. Ventilatorisk terskel og Ventilatorisk terskelrespons

Det fysiologiske forholdet mellom MV og frekvens er tilnærmet bilineært som vist (Figur 2-25 Vanlig fysiologisk forhold mellom MV og hjertefrekvens på side 2-44). Under treningsnivåer opptil Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) kan dette forholdet approksimeres med et lineært forhold. Ved belastningsnivåer over Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) er forholdet fremdeles tilnærmet lineært, men med en redusert helning. Forholdet mellom de to helningene varierer fra person til person og avhenger av flere faktorer, slik som kjønn, alder samt treningshyppighet og -intensitet. Det er mulig å programmere pulsgeneratoren til en helning over Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) som er mindre bratt og dermed utformet for å etterlikne det fysiologiske forholdet mellom respirasjonsfrekvens og hjertefrekvens. Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons) er programmert som en prosentandel av Response Factor (Responsfaktoren). Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons) er virksom ved frekvenser over Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) og vil resultere i en mindre aggressiv respons på MV ved høyere frekvenser (Figur 2-26 Ventilatorisk terskelrespons på side 2-44).



$MV_0$  = hvile-MV;  $MV_T$  = MV på Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel)

**Figur 2-25. Vanlig fysiologisk forhold mellom MV og hjertefrekvens**



Response Factor (Responsfaktoren) er lineær fra hviletilstanden opptil Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) ( $MV_0$  = hvile-MV;  $MV_T$  = MV på Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel)).

**Figur 2-26. Ventilatorisk terskelrespons**

### Kondisjonsnivå

Valgt Fitness Level (Kondisjonsnivå) vil automatisk bestemme riktig faktor for Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskel) og frekvensen MV-grunnlinjen vil bli fastsatt ved.

**Tabell 2-9. Anbefalte kondisjonsnivåinnstillinger**

| Anbefalt innstilling for Fitness Level (Kondisjonsnivå) | Pasientaktivitetsnivå  |
|---|--|
| Sedentary (Stillesittende)                              | Lite eller ingen fysisk aktivitet                                  |
| Active (Aktiv)  | Regelmessig gåing og aktiviteter med lav påvirkning                |
| Athletic (Atletisk)                                     | Moderat intensitet, ikke-konkurranserelatert jogging/sykling       |
| Endurance Sports (Utholdenhetssport)                    | Anstrengende, konkurranserelaterte aktiviteter, slik som maratoner |

Grunnlinjen (langsiktig gjennomsnitt) er fastsatt for opptil 4,5 timer. Dette gjør det mulig for aktive pasienter som trener lenge (f.eks. langdistanseløpere) å opprettholde en passende sensordrevet frekvens under treningsperioden. Grunnlinjen fastsettes når den sensorindikerte frekvensen er over  $110 \text{ min}^{-1}$  for Fitness Level (Kondisjonsnivå)-innstillingen til Endurance Sports (Utholdenhetssport) eller  $90 \text{ min}^{-1}$  for de andre tre Fitness Level (Kondisjonsnivå)-innstillingene (Tabell 2-9 Anbefalte kondisjonsnivåinnstillinger på side 2-44). Etter 4,5 timer eller når sensorfrekvensen faller under  $90 \text{ min}^{-1}$  eller  $110 \text{ min}^{-1}$  som angitt ovenfor, vil grunnlinjetilpasningen bli reaktivert.

Når Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) og Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons) programmeres automatisk med valget Derive from Patient Attributes (Utled fra pasientattributter) på programmereren (Figur 2–24 Ventilatorisk terskel og Ventilatorisk terskelrespons på side 2-43), avgjør kombinasjonen av Fitness Level (Kondisjonsnivå), Patient Age (Pasientens alder) og Patient Gender (Pasientens kjønn) faktorprosentandelen for Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons).

### Evaluering av fysisk aktivitet

Etter medisinsk evaluering kan helsepersonell be pasienter om å utøve lett til moderat fysisk aktivitet, slik som en tur i korridoren eller gå opp og ned trappetrinn for å vurdere pulsgeneratorens frekvensrespons. Denne evalueringen brukes som grunnlag for programmeringen av frekvensadaptiv pacing for pasientens detekterte aktivitetsnivå. For pasienter som utøver utholdenhetssport kan anstrengende fysisk aktivitet gi en mer nøyaktig vurdering av frekvensrespons.

Før evalueringen av fysisk aktivitet starter:

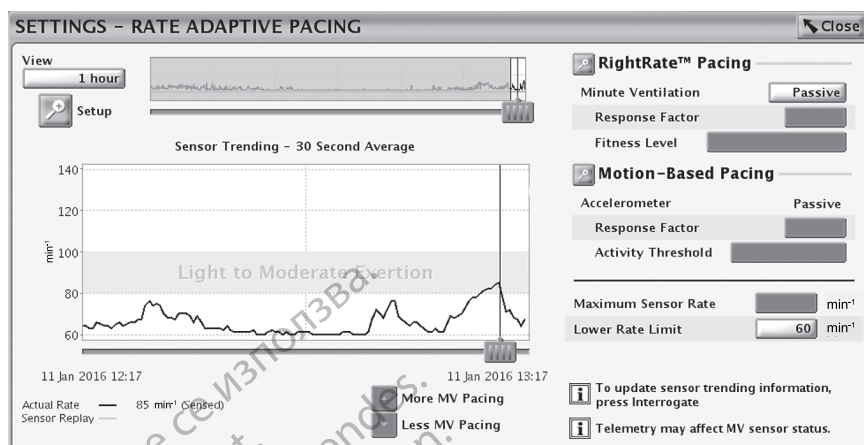
- Forviss deg om at pasientene er friske nok til å delta.
- Gjennomgå og vurder å skrive ut pasientens tidligere 25-timers sensortrendingdata. Se Sensortrending ("Sensortrending" på side 2-49) for mer informasjon.
- Opptaksmetoden Beat to Beat (Slag-til-slag) (som beskrevet i "Sensortrending" på side 2-49) anbefales under evaluering av fysisk aktivitet for å optimalisere sensorfrekvensene manuelt.

**MERKNAD:** *Sensor Trending (Sensortrending)-resultater kan skrives ut via fanen Reports (Rapporter).*

Etter evalueringen av fysisk aktivitet avleser du pasientens enhet som beskrevet i "Arbeide med trenddata" og gjennomgår frekvensresponsdataene. Disse frekvensresponsdataene kan sammenlignes med de tidligere 25-timersdataene før testen. Det anbefales å tilbake stille Recording Method (Opptaksmetode) til modusen som ble brukt før evalueringen av fysisk aktivitet (f.eks. 30-Second Average (30 sekunders gjennomsnitt)).

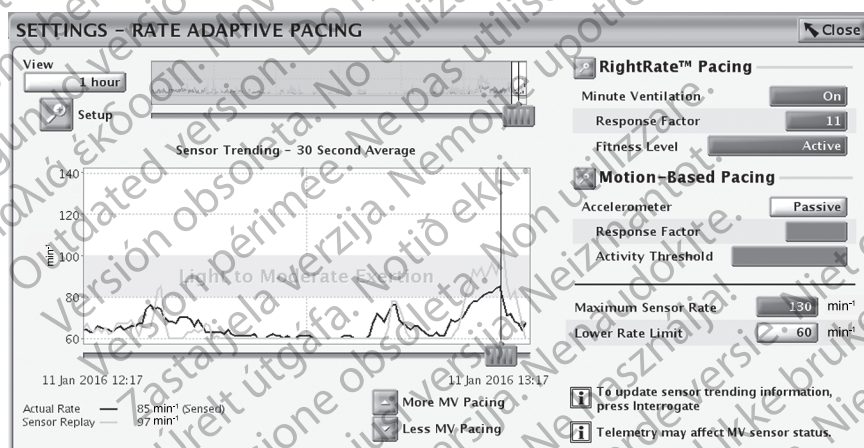
### Optimere frekvensrespons for fysisk aktivitet

Sensor Trending (Sensortrending) gir en grafisk visning av pulsgeneratorens frekvensrespons på pasientens detekterte aktivitetsnivå under trening ("Sensortrending" på side 2-49). Grafen Sensor Trending (Figur 2–27 Frekvensrespons før MV-sensoren er programmert til On (På) på side 2-46) viser frekvensresponsdata for en pasient før MV-sensoren programmeres til On (På). Actual Rate (Faktisk frekvens)(svart linje) angir pasientens hjerterefrekvens i DDD-modus når MV-sensoren er programmert til Passive (Passiv); pasientens hjerterefrekvens var ca. 85 min<sup>-1</sup> etter fysisk aktivitet.



Figur 2-27. Frekvensrespons før MV-sensoren er programmert til On (På)

Grafen Sensor Trending (Figur 2-28 Frekvensrespons etter MV-sensoren er programmert til On (På) på side 2-46) viser hjerterefrekwensrespons for den samme pasienten etter at MV-sensoren ble programmert til On (På). Sensor replay (Sensorgjenavspilling) (oransje linje) fremstiller den sensordrevne hjerterefrekwensresponsen som var ca. 105 min<sup>-1</sup> etter fysisk aktivitet.



Figur 2-28. Frekvensrespons etter MV-sensoren er programmert til On (På)

For pasienter som er kronotropisk inkompetente, kan man vurdere å programmere enheten til å rangere responsiv modus (f.eks. DDDR) med MV-sensoren til On (På). For eksempel kan kronotropisk inkompetente pasienter, som de hjerterefrekwens < 100 min<sup>-1</sup> under fysisk aktivitet og siste 24 timer, ha nytte av enhetsoptimering for frekvensadaptiv pacing.

Når MV-sensoren er satt til On (På), kan frekvensresponsen optimeres for å oppnå en passende hjerterefrekwens under fremtidig mosjon. Vurder å programmere frekvensresponsfaktoren for en maksimal Sensor Replay (Sensorgjenavspilling)-frekvens ut fra pasientens kliniske tilstand (f. eks. 70 % til 80 % av pasientens aldersforutsette maksimale hjerterefrekwens (APMHR)). Denne programmeringen kan gjøre inkrementelt etter pasientens kliniske tilstand under klinisk oppfølging. Merk at sensorfrekvensen er begrenset av MSR og LRL. Vurder derfor å optimere på nytt med disse funksjonene når du omprogrammerer enheten.

### Dobbel sensorsamkjøring

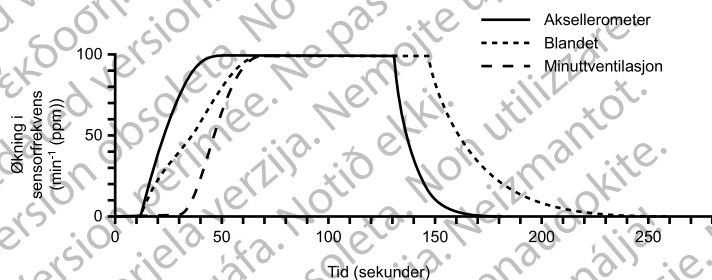
Når både Accelerometer (Akselerometer)- og MV-sensoren er programmert til On (På) for frekvensadaptiv pacing, samkjøres de to sensorindikerte frekvensene for å gi en frekvensavhengig, veid gjennomsnittrespons. Som et resultat av dette vil den samkjørte responsen alltid tilsvare én av frekvensene eller ligge mellom de to frekvensene. Når

akselerometerresponsen er lavere enn MV-responsen, vil sensorsamkjøring være 100 % MV-basert. Hvis akselerometerresponsen er større enn MV-responsen, vil samkjøringen strekke seg fra cirka 80 % akselerometer og 20 % MV når akselerometerfrekvensen er på LRL, til cirka 40 % akselerometer og 60 % MV når akselerometerfrekvensen er på MSR.

De følgende eksemplene illustrerer samkjøringsalgoritmeoperasjonen.

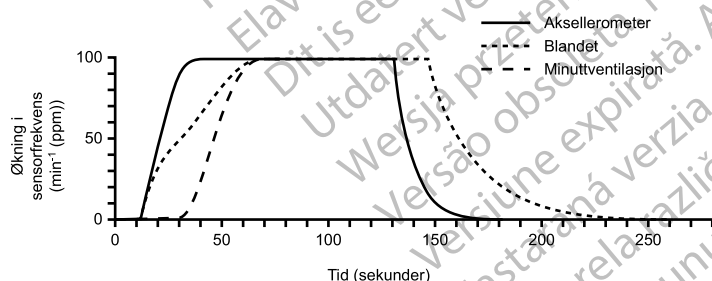
### Eksempel 1

Akselerometeret detekterer bevegelser med en samtidig MV-økning (Figur 2–29 Samkjørt respons med akselerometerreaksjonstid på 30 sekunder på side 2-47). Etter trening foretar den samkjørte responsen en rask (innen 4 sekunder) økning av frekvensen basert på akselerometerresponsen. Samtidig som frekvensen fortsetter å øke, vil den samkjørte responsen bevege seg mot MV-responsen, men den vil alltid forbli mellom akselerometer- og MV-responsen. Ved høyere frekvenser vil endringer i akselerometerinput ha mindre effekt på den samkjørte responsen (kun 40 % på MSR), mens endringer i MV vil ha en mer betydelig effekt. Ved opphør av trening vil akselerometerfrekvensen reduseres som angitt av parameterne for Recovery Time (Gjenopprettingstid) og, i dette eksempelet, falle til under MV-responsen. Som et resultat av dette vil algoritmen veksle over til en 100 % MV-samkjøring under gjenopprettingsfasen så lenge akselerometerresponsen forblir under MV-responsen. Ved bruk av dobbel sensorsamkjøring må du opprettholde den nominelle akselerometerverdien på 2 minutter. Dette gjør det mulig for det fysiologiske MV-signalet å kontrollere frekvensadaptiv pacing under restitusjonsfasen etter trening.



Figur 2–29. Samkjørt respons med akselerometerreaksjonstid på 30 sekunder

Responsstyrken i begynnelsen av treningen kan kontrolleres ved å programmere en kortere Accelerometer Reaction Time (Reaksjonstid for akselerometer) (Figur 2–30 Samkjørt respons med akselerometerreaksjonstid på 20 sekunder på side 2-47).

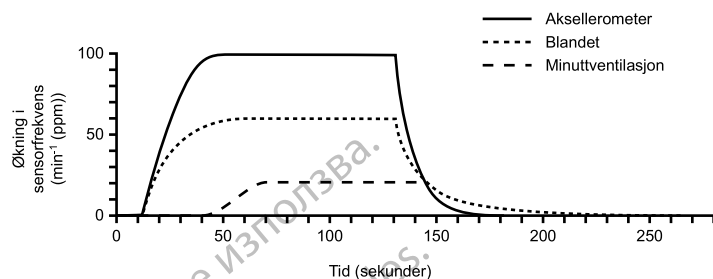


Figur 2–30. Samkjørt respons med akselerometerreaksjonstid på 20 sekunder

### Eksempel 2

Akselerometeret detekterer bevegelser med lite MV-økning (Figur 2–31 Samkjørt respons: Akselerometeret detekterer bevegelser med lite eller ingen økning i MV på side 2-48). Responsen til den samkjørte sensoren er begrenset til cirka 60 % av akselerometerresponsen.

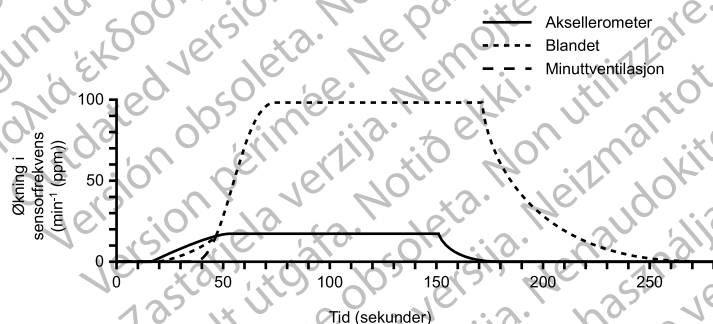
Når akselerometerresponsen faller til under MV-responsen under restitusjonstiden, vil den samkjørte responsen være 100 % MV-drevet.



Figur 2-31. Samkjørt respons: Akselerometeret detekterer bevegelser med lite eller ingen økning i MV

### Eksempel 3

MV øker med litt økning i akselerometerfrekvens (Figur 2-32 Samkjørt respons: MV-økning der akselerometeret detekterer lite eller ingen bevegelse på side 2-48). Innledningsvis vil den samkjørte responsen øke med akselerometerresponsen, men etter som MV-responsen øker over akselerometerresponsen, vil den samkjørte responsen være 100 % MV-drevet. Dette gir riktig respons under økning av metabolske krav under forhold med lite eller ingen bevegelse av overkroppen.



Figur 2-32. Samkjørt respons: MV-økning der akselerometeret detekterer lite eller ingen bevegelse

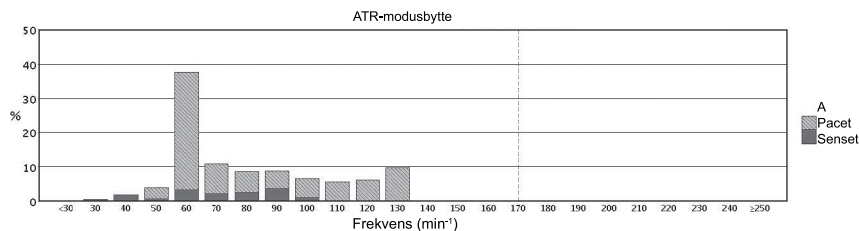
### Oppfølgende enhetsvurderinger

Når MV-sensoren eller Accelerometer (Akselerometer) er programmert, kan parametere forbundet med frekvensrespons justeres ved påfølgende enhetskontroller. Vurder å kontrollere histogrammene og justere parametere hvis pasienten klager over kortpustethet eller tretthet ved mosjon, eller rapporterer om høy hjertefrekvens i lengre tidsrom. Vurder også å tilbake stille histogrammene hver gang parametere forbundet med frekvensrespons justeres (se "Histogrammer" på side 4-9).

### Lav og høy responsfaktor

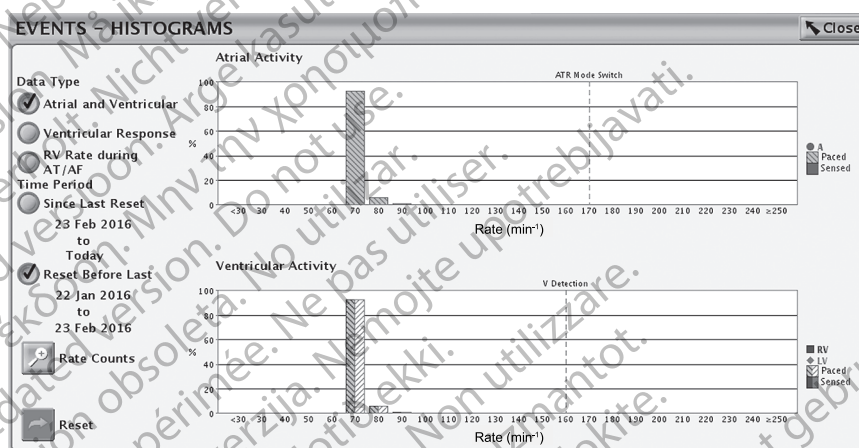
Histogrammer kan gi en indikasjon på at parametere forbundet med frekvensrespons (f.eks. Response Factor (Responsfaktor), MSR, osv.) kan justeres for å oppnå ønsket hjertefrekvens. Økt pacing ved MSR kan indikere at Response Factor (Responsfaktor) er satt for høyt (Figur 2-33 Høy responsfaktor på side 2-49), eller at MSR er satt for lavt som vist (Figur 2-34 Lav responsfaktor på side 2-49). I histogrammet som vist i Figur 2-33 Høy responsfaktor på side 2-49, vurder om det er riktig å senke Response Factor (Responsfaktor) eller øke MSR.





Figur 2–33. Høy responsfaktor

I histogrammene som vist i Figur 2–34 Lav responsfaktor på side 2-49, kan Response Factor (Responsfaktor) være for lav som indikert av en stor prosentandel av slag i en dunk, f.eks. > 70 %. I så fall kan du vurdere en progressiv økning av programmert Response Factor (Responsfaktor).



Figur 2–34. Lav responsfaktor

## Sensortrending

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

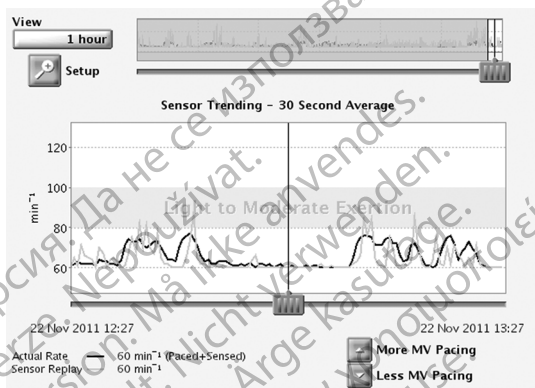
Sensor Trending (Sensortrending) gir en grafisk visning av pulsgeneratorens frekvensrespons på pasientens detekterte aktivitetsnivå og/eller fysiologiske behov og gir nyttig informasjon under treningstesting. Disse dataene gjør det mulig for klinikerne å tilpasse den sensordrevne pacingfrekvensen slik at den tilsvarer pasientens virkelige behov.

Grafen Sensor Trending (Sensortrending) og parameterne for Sensor Trending Setup (Sensortrendingoppsett) kan vises via skjermbildet Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens).

Grafen Sensor Trending (Sensortrending) (Figur 2–35 Sensortrendinggraf med belastningsområde på side 2-50) angir et fastsatt område for hjertefrekvenser (80–100 min<sup>-1</sup>) for Light to Moderate Exertion (Lett til moderat belastning). Dette området kan brukes som en veiledning for målhjertefrekvenser som tilsvarer vanlig gange og andre aktiviteter med lav intensitet, og kan hjelpe å identifisere pasienter med kronotropisk inkompetanse.<sup>12</sup> Dette området kan variere grunnet faktorer som pasientens alder og treningstype.<sup>2</sup>

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.

Opp- og ned-knappen (Figur 2–35 Sensortrendinggraf med belastningsområde på side 2-50) for More MV Pacing (Mer MV-pacing) og Less MV Pacing (Mindre MV-pacing) er en alternativ metode for manuelt valg av RightRate-responsfaktor. Hvert trykk på knappen endrer RightRate Response Factor (RightRate-responsfaktor) med én. Opp-knappen øker Response Factor (Responsfaktoren), mens ned-knappen reduserer Response Factor (Responsfaktoren). Hvis du ønsker ytterligere informasjon om sensoroptimalisering, se avsnittet om arbeid med trendingdata nedenfor.



Figur 2–35. Sensortrendinggraf med belastningsområde

Oppsett av Sensor Trending(Sensortrending) inkluderer følgende alternativer:

- Recording Method (Registreringsmetode) – programmerbar:
  - 30-Second Average (30 sekunders gjennomsnitt) – registrerer og plotter gjennomsnittsfrekvensen hvert 30. sekund.
  - Beat to Beat (Slag-til-slag) – registrerer og plotter frekvensen for hvert slag.
- MERKNAD:** *Beat to Beat (Slag-til-slag) anbefales under bruk av gange i ganger eller kortere perioder med aktivitet for å optimalisere sensorfrekvensene manuelt.*
- Off (Av) – ingen trendingdata samles inn.
- Duration (Durasjon) – ikke-programmerbart og basert på valgt Recording Method (Registreringsmetode):
  - Når Recording Method (Registreringsmetode) settes til Off (Av) eller 30-Second Average (30 sekunders gjennomsnitt) – Durasjonen er på cirka 25 timer.
  - Når Recording Method (Registreringsmetode) settes til Beat to Beat (Slag-til-slag) – durasjonen er på cirka 40 minutter ved 75 min<sup>-1</sup>.
- Data Storage (Datalagring) – programmerbar:
  - Continuous (Kontinuerlig) – inneholder de nyeste dataene som er tilgjengelige. Lagring starter når oppsettet bekreftes og utfører kontinuerlig registrering av den nyeste informasjonen samt overskriver de eldste dataene frem til informasjonen hentes frem. Dette valget lar deg vise data for registreringsperioden frem til rett før innhenting av data.
  - Fixed (Fastsatt) – lagring starter når oppsettet bekreftes og fortsetter inntil enhetsminnet er fullt. Dette lar deg vise data fra utgangoppsettet for en fastsatt tidsperiode.

Pulsgeneratoren samler inn og lagrer frekvens- og sensordata som deretter vises på PRM i et grafisk format som pasientens Actual Rate (Faktisk frekvens) og Sensor Replay (Sensorgjenavspilling) under registreringstiden.

Actual Rate (Faktisk frekvens) (svart linje) angir pasientens hjertefrekvens under aktivitet (enten pacet eller senset). Sensor Replay (Sensorgjenavspilling) (oransje linje) fremstiller den sensordrevne hjertefrekvensresponsen med gjeldende sensorparameterinnstillinger. Etter som glidebryteren langs grafens horisontale akse flyttes, vises faktisk og sensorindikert hjertefrekvens for spesifikke datapunkter. I tillegg vil de atrielle hendelsene som er representert ved et spesifikt datapunkt (enkeltslaggjennomsnitt eller 30 sekunders gjennomsnitt) bli klassifisert og vist ved siden av Actual Rate (Faktisk frekvens). Hendelser klassifiseres og vises som én eller flere av følgende: Pacet, senset, senset i ATR. Denne hendelsestypen reflekterer ventrikulære hendelser i VVI(R)-moduser.

Gjeldende sensorparametere kan justeres for å vise den resulterende endringen i sensorfrekvensatferd uten å måtte gjenta en treningstest.

Pulsgeneratoren kan samle inn og lagre data i frekvensadaptive og ikke-frekvensadaptive moduser. Ikke-frekvensadaptive moduser innhentes trending via sensorinnstillingen Passive (Passiv). Passive (Passiv) muliggjør sensordatainnhenting som kan brukes til å optimalisere sensorene ved fravær av sensordrevet frekvensrespons. Når sensorinnstillingen er Passive (Passiv), vil Sensor Replay (Sensorgjenavspilling)-data imidlertid ikke bli vist på grafen før en frekvensresponsiv modus velges.

Pulsgeneratoren registrerer Sensor Trending (Sensortrending)-data når stavtelemetri eller RF-telemetri er aktivert.

Når hjertefrekvensen er helt sensordrevet, kan små forskjeller mellom Actual Rate (Faktisk frekvens) og Sensor Replay (Sensorgjenavspilling) fortsatt bli observert fordi disse beregnes uavhengig av hverandre ved hjelp av litt ulike metoder.

#### Arbeid med sensortrendingdata

Funksjonen Sensor Trending (Sensortrending) brukes ved å følge disse trinnene:

1. Etter en treningsøkt navigerer du til grafen Sensor Trending (Sensortrending) og trykker på "avles" for å oppdatere trendinginformasjon. Trendingdata hentes frem ved innledende avlesing. Hvis en økt forblir aktiv mens pasienten driver lett til moderat fysisk aktivitet, trykker du på "avles" på nytt for å oppdatere trendinginformasjonen.
2. Velg View (Vis)-knappen for å utvide eller komprimere mengden data som vises på én gang. Start- og sluttdatoen og -tidspunktet nederst på grafen vil endre seg for å gjenspeile perioden som representeres på grafen. 30 Second AverageRecording Method (Registreringsmetoden 30 sekunders gjennomsnitt) har valg for 1 til 25 timer, og Beat to BeatRecording Method (Registreringsmetoden Slag-til-slag) har valg for 5 til 40 minutter.
3. Hvis du vil tilpasse hvilke data som vises på grafen, eller vise spesifikke datapunkter, flytter du glidebryteren eller glidebryterne langs de horisontale aksene nederst på visningsvindue.
4. Tilpass sensorparameterne til høyre for grafen for å se hvordan endringer i frekvensadaptive pacingparametere vil påvirke sensorrespons (oransje linje). Etter som disse parameterne og/eller MSR og LRL endres på skjermen, vil applikasjonen modifisere grafen for å illustrere de resulterende effektene. Hvis pasientens hjertefrekvens er riktig for aktiviteten som utføres, er det ikke nødvendig med sensoroptimalisering.
5. Når en pasients hjertefrekvens er innenfor det ønskede området for aktiviteten som utføres, velger du Program (Programmer).

**MERKNAD:** *Sensor Trending (Sensortrending)-resultater kan skrives ut via fanen Reports (Rapporter). Både Present (Nåværende) parametere (programmert på nåværende tidspunkt) og Replay (Gjenavspilling)-parametere (tilpasset av kliniker) oppgis i tillegg til den aktuelle grafen som vist på programmeringsskjermen.*

**MERKNAD:** Sensorjustering må ikke baseres på data som samles inn under MV-kalibreringsperioden.

## ATRIETAKYRESPONS

### ATR-modusbytte

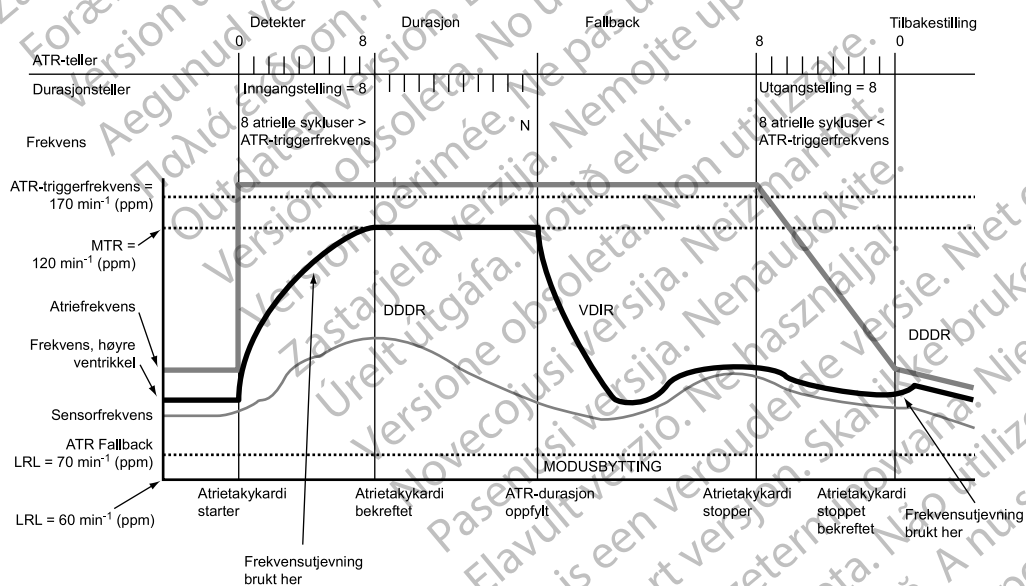
Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

ATR er utformet for å begrense tiden som den ventrikulære pacingfrekvensen er på MTR eller utviser øvre-frekvensatferd (2:1-blokk eller Wenckebach) som respons på en patologisk atriell arytmi.

Ved tilstedeværelse av detektert atriell aktivitet som overskrider ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens), skifter pulsgeneratoren pacingmodus fra en følgemodus til en ikke-følgemodus som følger:

- Fra DDD(R) til DDI(R) eller VDI(R)
- Fra VDD(R) til VDI(R)

Et eksempel på ATR-atferd er vist (Figur 2–36 ATR-atferd på side 2-52).



Figur 2–36. ATR-atferd

**MERKNAD:** Parameterinnstillinger som reduserer det atrielle sensevinduet kan hemme ATR-terapi.

### ATR-triggerfrekvens

ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) bestemmer frekvensen som pulsgeneratoren begynner å detektere atrietakykardier ved.

Pulsgeneratoren overvåker atrielle hendelser gjennom pacingsyklusen, bortsett fra under den atrielle blankingperioden og støyavvisningsintervallene. Atrielle hendelser som er raskere enn Trigger Rate (Triggerfrekvens) øker antallet ATR-detekterte tilfeller. Atrielle hendelser som er langsommere enn Trigger Rate (Triggerfrekvensen) reduserer antallet.

Når ATR-detekteringstilleren når den programmerte inngangstillingen, begynner ATR Duration (ATR-durasjon). Når ATR-detekteringstilleren teller ned fra den programmerte verdien for Exit Count (Utgangstilling) til null på et hvilket som helst tidspunkt, avsluttes ATR Duration (ATR-durasjon) og/eller fallback, og ATR-algoritmen tilbakestilles. En hendelsesmarkør genereres når ATR-detekteringstilleren inkrementeres eller dekrementeres.

### ATR-durasjon

ATR Duration (ATR-durasjon) er en programmerbar verdi som bestemmer antallet ventrikulære sykluser der atrielle hendelser fortsetter å bli evaluert etter at innledende detektering (inngangstilling) er oppfylt. Denne funksjonen er beregnet på å unngå modusbytte grunnet korte, ikke-vedvarende episoder med atrietakykardi. Hvis ATR-telleren når null under ATR Duration (ATR-durasjon), vil ATR-algoritmen bli tilbakestilt, og ingen modusbytte vil finne sted.

Hvis atrietakykardien vedvarer i løpet av den programmerte ATR Duration (ATR-durasjonen), finner det sted et modusbytte, og Fallback Mode (Fallback-modus) samt Fallback Time (Fallback-tid) begynner.

### Inngangstilling

Entry Count (Inngangstilling) bestemmer hvor raskt en atriell arythmi detekteres i utgangspunktet.

Jo lavere den programmerbare verdien er, jo færre raske atrielle hendelser kreves for å oppfylle innledende detektering. Når antallet detekterte raske atrielle hendelser er likt den programmerbare Entry Count (Inngangstillingen), begynner ATR Duration (ATR-durasjon), og Exit Count (Utgangstilling) aktiveres.

**OBS:** Vis varsomhet når du programmerer Entry Count (Inngangstilling) til lave verdier i kombinasjon med kort ATR Duration (ATR-durasjon). Denne kombinasjonen tillater modusendring med meget få raske atrielle slag. Dersom Entry Count (Inngangstilling) for eksempel var programmert til 2 og ATR Duration (ATR-durasjon) til 0, kan ATR-modusendring oppstå på 2 hurtige atrielle intervaller. I disse tilfellene kan en kort serie med premature atrielle intervaller forårsake at enheten skifter modus.

### Utgangstilling

Exit Count (Utgangstilling) bestemmer hvor raskt ATR-algoritmen avsluttes når atriell arythmi ikke lenger detekteres.

Jo lavere den programmerte verdien er, jo raskere vil pulsgeneratoren returnere til en atriell følgemodus etter at en atriell arythmi avsluttes. Når antallet detekterte langsomme atrielle hendelser er likt den programmerbare Exit Count (Utgangstillingen), vil ATR Duration (ATR-durasjon) og/eller Fallback bli avsluttet, og ATR-algoritmen vil bli tilbakestilt. ATR Exit Count (ATR-utgangstillingen) dekrementeres ved atrielle hendelser som er langsommere enn ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) eller ved en ventrikulær hendelse som forekommer oftere enn to sekunder etter den siste atrielle hendelsen.

**OBS:** Vis varsomhet når du programmerer Exit Count (Utgangstilling) til lave verdier. Dersom Exit Count (Utgangstilling) for eksempel var programmert til 2, kan noen få sykluser med atriell undersensing forårsake terminering av modusendring.

### Fallback-modus

Fallback Mode (Fallback-modus) er ikke-følgepacingmodusen som pulsgeneratoren automatisk bytter til når ATR Duration (ATR-durasjon) er oppfylt.

Etter å ha byttet modus vil pulsgeneratoren automatisk redusere den ventrikulære pacingfrekvensen. Denne reduksjonen kontrolleres av Fallback Time (Fallback-tid)-parameteren.

**MERKNAD:** Verdier for fallback-modus med tokammerpacing er kun tilgjengelige når pacingmodusen Normal (Normal) også er stilt inn til tokammers.

**MERKNAD:** ATR Fallback (ATR-fallback)-modus kan programmeres til frekvensresponsiv innstilling selv om den permanente bradymodusen er ikke-frekvensresponsiv. I disse tilfellene vil sensorparameterne indikere ATR Only («Kun ATR»).

### Fallback-tid

Fallback Time (Fallback-tid) kontrollerer hvor raskt pacingfrekvensen avtar fra MTR til ATR Fallback LRL (ATR-fallback-LRL) under fallback. Den pacede frekvensen avtar til den høyeste av de sensorindikerte frekvensene, VRR-frekvensen eller ATR Fallback LRL (ATR-fallback-LRL).

Under fallback er følgende funksjoner deaktivert:

- Rate Smoothing (Frekvensutjevning) – deaktivert frem til fallback når ATR Fallback LRL (ATR-fallback-LRL) eller den sensorindikerte frekvensen. Hvis VRR er aktivert, er Rate Smoothing (Frekvensutjevning) deaktivert under modusbyttet
- Rate Hysteresis (Frekvenshysterese)
- AV Search + (AV-søk +)
- APP/ProACT
- PVARP Extension (PVARP-forlengelse)

### Fallback LRL

ATR Fallback LRL (ATR-fallback-LRL) er den programmerte lavere frekvensen som frekvensen reduseres til under modusbytte. ATR Fallback LRL (ATR-fallback-LRL) kan programmeres til høyere eller lavere enn den permanente verdien for LRL.

Frekvensen reduseres til den høyeste av verdiene for den sensorindikerte frekvensen (når aktuelt), VRR-frekvensen (hvis aktivert) og ATR Fallback LRL (ATR-fallback-LRL).

### Slutt på en ATR-episode

End (Slutt) på ATR-episode identifiserer tidspunktet der pulsgeneratoren går tilbake til AV-synkron drift fordi den atrielle arytmiene ikke lenger detekteres.

Når arytmiene avsluttes, dekrementeres ATR Exit Count (ATR-utgangstelling) fra den programmerte verdien til den når 0. Når ATR Exit Count (ATR-utgangstelling) når 0, veksler pacingmodusen automatisk til den programmerte følgemodusen, og AV-synkron drift gjenopptas.

**MERKNAD:** Hvis RYTHMIQ er aktivert, veksler pacingmodusen automatisk tilbake til modusen som var til stede før ATR-modusbyttet [AAI(R)- eller DDD(R)-modus].

## Ventrikulær frekvensregulering (VRR)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter.

VRR er utformet for å redusere V–V-sykluslengdevariasjonen under delvis ledede atrielle arytmier ved å foreta en mindre økning av den ventrikulære pacingfrekvensen.

VRR-algoritmen beregner et VRR-indikert pacingintervall basert på en veid sum av den gjeldende V–V-sykluslengden og de forrige VRR-indikerte pacingintervallene.

- Pacede intervaller har mer innflytelse enn sensede intervaller, slik at pacede hendelser forårsaker en reduksjon av VRR-indikert frekvens.
- For sensede intervaller kan den VRR-indikerte frekvensen økes, men innflytelsen dempes av den forrige historien.
- VRR-indikert frekvens er ytterligere avgrenset av LRL og VRRMPR.

Når VRR er programmert til på i følgemoduser, er den kun aktiv når et ATR-modusbytte har funnet sted. Når følgemodusdriften gjenopptas ved opphør av den atrielle arytmi, blir VRR inaktiv. I følgemoduser der både Rate Smoothing (Frekvensutjevning) og VRR er programmert til på, er Rate Smoothing (Frekvensutjevning) deaktivert når VRR er aktivert under ATR, og reaktiveres når ATR avsluttes.

Når VRR er programmert til på i ikke-følgemoduser, er den kontinuerlig aktivert og oppdaterer den VRR-indikerte pacingfrekvensen samt det utjevnete gjennomsnittet ved hver hjertesykklus.

### Maksimal pacingfrekvens for ventrikulær frekvensregulering (VRR MPR)

VRR MPR begrenser den maksimale pacingfrekvensen for VRR.

VRR opererer mellom LRL og MPR.

### Atriell flutterrespons (AFR)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter.

Atrial Flutter Response (Atriell flutterrespons) er beregnet på å:

- Forhindre pacing i den utsatte perioden etter en atriell sensehendelse. Pacing i den utsatte perioden kan finne sted hvis en atriell pacingpuls er planlagt kort etter en refraktær atriell sensehendelse.
- Gi umiddelbar ikke-følgning av atrielle frekvenser som er høyere enn AFR Trigger Rate (AFR-triggerfrekvensen).

Ikke-følgatferd opprettholdes så lenge atrielle hendelser kontinuerlig overskrider AFR Trigger Rate (AFR-triggerfrekvensen).

*Eksempel:* Når AFR er programmert til  $170 \text{ min}^{-1}$ , vil en detektert atriell hendelse inne i PVARP eller et tidligere utløst AFR-intervall starte et AFR-vindu på 353 ms ( $170 \text{ min}^{-1}$ ). Atriell detektering inne i AFR klassifiseres som en sense innenfor den refraktære perioden og følges ikke. Atriell følgning kan kun finne sted etter at både PVARP og AFR-vinduet utløper. Pacede atrielle hendelser som er planlagt innenfor et AFR-vindu, utsettes inntil AFR-vinduet utløper. Hvis færre enn 50 ms gjenstår før den påfølgende ventrikulære pacingpulsen, hemmes den atrielle pacingpulsen for syklusen.

Ventrikulær pacing påvirkes ikke av AFR og vil finne sted som planlagt. Det brede programmerbare området for AFR-triggerfrekvenser muliggjør passende sensing av langsomme atrielle fluttere. Høyfrekvent atriell sensing kan kontinuerlig reutløse AFR-vinduet, som i effekt resulterer i atferd som tilsvarer VDI(R)-fallback-modusen.

**MERKNAD:** For atrielle arytmier som møter de programmerte AFR-frekvenskriteriene, vil bruk av AFR-funksjonen resultere i langsomme ventrikulære pacingfrekvenser.

**MERKNAD:** Når både AFR og ATR er aktivert ved tilstedeværelse av atrielle arytmier, kan ikke-følgeatferd for ventrikulær pacing finne sted tidligere, men ATR Mode Switch (ATR-modusbytte) kan ta lenger tid. Grunnen til dette er at funksjonen ATR Duration (ATR-durasjon) teller ventrikulære sykluser som møter durasjonskravet, mens AFR-funksjonen saktner ned den ventrikulære pacingresponsen på raske atrielle arytmier.

## Avslutning av PMT

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

PMT Termination (Avslutning av PMT) detekterer og forsøker å avbryte pacemakermedierte takykardiforhold (PMT-forhold).

AV-synkronitet kan bli tapt av mange grunner, inkludert atrieflimmer, PVC-er, PAC-er, atriell oversensing eller tap av atriell registrering. Hvis pasienten har en intakt retrograd ledningsbane når AV-synkronitet er tapt, kan det usynkroniserte slaget ledes retrograd til atriet, noe som vil resultere i for tidlig atriell depolarisering. I pacingmodusene DDD(R) og VDD(R) kan enheten detektere og følge retrogradledede P-bølger som faller utenfor PVARP. Den gjentatte syklusen med sensing og følgning av retrograd ledning er kjent som PMT, som kan resultere i utløste ventrikulære pacingfrekvenser som er så høye som MTR. Programmering av visse refraktære perioder (f.eks. PVARP after PVC (PVARP etter PVC)) kan redusere sannsynligheten for følgning av retrograde hendelser. Rate Smoothing (Frekvensutjevning) kan også være nyttig for kontroll av pulsgeneratorens respons på retrograd ledning.

Når pulsgeneratorens respons på retrograd ledning ikke har blitt kontrollert av enhetsprogrammering, brukes PMT Termination (Avslutning av PMT) (når programmert til On (På)) til å detektere og avslutte PMT innen 16 sykluser fra start når følgende forhold har blitt oppfylt:

- 16 sammenhengende ventrikulære pacingpulser telles på MTR etter atrielle sensed hendelser
- Alle de 16 V–A-intervallene befinner seg innenfor 32 ms (før eller etter) av det andre V–A-intervallet målt ved MTR under de 16 ventrikulære paced hendelsene (for å skille Wenckebach-atferd fra PMT)

Når begge forholdene er oppfylt, stiller pulsgeneratoren PVARP til en fastsatt innstilling på 500 ms for én hjertesykklus som et forsøk på å bryte PMT. Hvis ikke begge forholdene er oppfylt, fortsetter pulsgeneratoren å overvåke sammenhengende ventrikulære pacingpulser for tilstedeværelse av en PMT.

Når PMT Termination (Avslutning av PMT) er programmert til On (På), lagrer pulsgeneratoren PMT-episoder i Arrhythmia Logbook (Arytmiloggboken).

**MERKNAD:** Selv om V–A-intervallevurderingen hjelper til å skille mellom virkelig PMT (stabile V–A-intervaller) og øvre-frekvensatferd grunnet sinustakykardi eller normal treningsrespons (vanligvis ustabile V–A-intervaller), er det mulig at en pasients intrinsiske atrielle frekvens kan møte PMT-detekteringskriterier. Hvis PMT Termination (Avslutning av PMT) er programmert til på i slike tilfeller, vil algoritmen erklære rytmen å være en PMT og forlenge PVARP ved den 16. syklusen.

**MERKNAD:** Da retrograde ledningsperioder kan variere i løpet av pasientens liv grunnet endringer i medisinsk tilstand, kan det være nødvendig med noen programmeringsendringer.

Hvis retrograd ledning er tydelig i en lagret EGM, kan du evaluere elektrogrammet og/eller utføre en terskeltest for å bekrefte riktig atriell pacing og sensing. Hvis lagrede EGM-er ikke er



tilgjengelige for gjennomsyn, følger du disse trinnene for å bruke PRM som en hjelp i V–A-intervallevurdering:

1. I skjermbildet Tests (Tester) velger du fanen Temp Brady (Midl. brady).
2. Programmer en passende atriell sensingmodus som gir atrielle markører (VDD, DDD eller DDI).
3. Programmer maksimal PVARP til en verdi som er kortere enn gjennomsnittlig retrograd ledningstid.

**MERKNAD:** I vitenskapelig litteratur foreslås en gjennomsnittlig retrograd ledningstid på  $235 \pm 50$  ms (med et område på 110–450 ms).<sup>3</sup>

4. Programmer LRL for å sikre pacing over den intrinsiske atrielle frekvensen (f.eks. 90, 100, 110...).
5. Begynn å skrive ut sanntids-EKG.
6. Velg Start-knappen for å aktivere de midlertidige parameterne.
7. Når testing er fullført for den spesifiserte verdien for LRL, velger du Stop (Stopp)-knappen.
8. Stopp utskriften av sanntids-EKG.
9. Evaluer EKG-stripen for V–A-ledning (VP etterfulgt av en AS). Se etter stabile og jevne intervaller som tyder på retrograd ledning.
  - Hvis retrograd ledning ble identifisert, sammenligner du den retrograde V–A-intervalltiden med den programmerte refraktære perioden. Vurder å programmere PVARP til riktig verdi slik at den retrograde hendelsen ikke følges.
  - Hvis retrograd ledning ikke ble identifisert, kan PMT-episoden være et resultat av normal øvre-frekvensatferd. Gå gjennom histogrammene for å se hvor ofte frekvensen er på MTR og vurder å heve MTR (hvis klinisk riktig).
10. Hvis nødvendig, gjentar du denne prosedyren med ulike LRL-verdier ettersom retrograd ledning kan forekomme på ulike frekvenser.

## Atriell pacingpreferanse (APP) og ProAct

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter.

Funksjonene Atrial Pacing Preference (Atriell pacingpreferanse) (APP) og ProAct er utformet for å understøtte pacing ved å øke pacingfrekvensen. APP og ProAct bruker algoritmer som fungerer på liknende måte, men ProAct-algoritmen reagerer på premature atriekontraksjoner (PAC-er), mens APP-algoritmen reagerer på atrielle ikke-PAC-type-senseforekomster.

APP og ProAct er utformet for å redusere antallet atrielle arytmiepisoder.

### PAC-bestemmelse

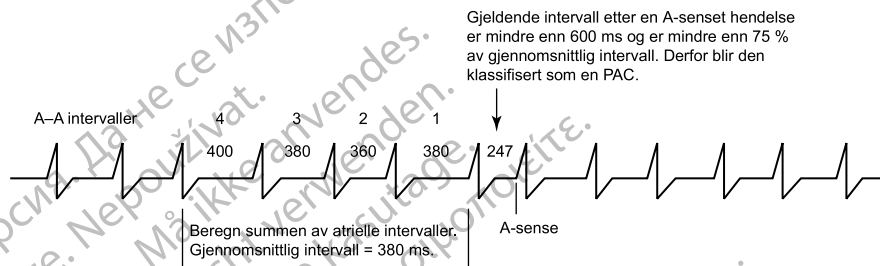
Pulsgeneratoren bestemmer PAC-forekomst ved å beregne gjennomsnittet av 4 A–A-intervaller før en atriell senset hendelse. Både atrielle pacède og atrielle sensed hendelser brukes ved bestemmelse av A–A-intervaller (Figur 2–37 PAC-detektering på side 2-58). Når en atriell senset

3. Furman S, Hayes D.L., Holmes D.R., A Practice of Cardiac Pacing. 3. utg. Mount Kisco, New York: Futura Publishing Co.; 1993:74-75.

hendelse finner sted, klassifiseres den som PAC hvis det forrige A–A-intervallet er mindre enn 75 % av det gjennomsnittlige intervallet (beregnet på de fire foregående intervallene) og er mindre enn 600 ms. En atriell pacet hendelse klassifiseres ikke som PAC.

**MERKNAD:** PAC-er detekteres ikke hvis et ATR Mode Switch (ATR-modusbytte) pågår.

**MERKNAD:** Hvis noen av A–A-intervallene som brukes ved beregning av intervallgjennomsnittet, er lengre enn 2000 ms, er intervallengden som brukes ved beregningen 2000 ms.



Figur 2–37. PAC-detektering

### Atriell pacingpreferanse (APP)

Atrial Pacing Preference (Atriell pacingpreferanse) er en algoritme som er utformet for å understøtte atriell pacing ved å øke den atrielle pacingfrekvensen når ikke-PAC-type-, ikke-refraktære atrielle sensede hendelser finner sted.

Når en AS–VS-hendelse finner sted, vil APP korte ned A–A-intervallet for den neste syklusen med 10 ms for å hjelpe å sikre atriell pacing. Når en AS–VP-hendelse finner sted, vil APP korte ned V–V-intervallet for den neste syklusen med 10 ms.

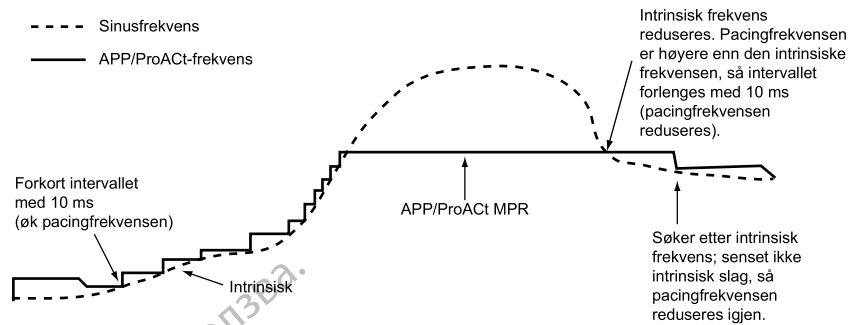
I tillegg reduseres pacingfrekvensen gradvis tilbake ned til LRL ved å forlenge V–A-intervallet med 10 ms hvis 4 sammenhengende hjertesykluser finner sted, der hver av syklusene faller innenfor én av de følgende kategoriene:

- En refraktær atriell sensinghendelse som den eneste atrielle hendelsen
- Ikke-atriell hendelse
- A PAC
- En atriell pace
- Flere atrielle hendelser der den siste atrielle hendelsen er en ikke-refraktær atriell sensehendelse innledet med minst én PAC

Dette nye V–A-intervallet brukes enten frem til en intrinsisk atriell senset hendelse finner sted, og algoritmen forkorter A–A- eller V–V-intervallet, eller frem til V–A-intervallet forlenges igjen med 10 ms som beskrevet.

Når APP/ProACT er aktivert, er SBR og Rate Hysteresis (Frekvenshysteresis) ikke tillatt. I tillegg vil Rate Smoothing Up (Frekvensutjevning opp) bli ignorert ved pacingfrekvenser som er lavere enn APP/ProACT Max Pacing Rate (Maks pacingfrekvens).

Et eksempel på APP/ProACT-driften er vist nedenfor (Figur 2–38 Atriell pacingpreferanse på side 2-59).



Figur 2-38. Atriell pacingpreferanse

APP er tilgjengelig i modusene DDI(R) og DDD(R). APP/ProACT-pacingfrekvensen begrenses av den programmerbare innstillingen for APP/ProACTMPR.

### ProACT

ProACT øker pacingfrekvensen ved tilstedeværelse av PAC-er for å øke sannsynligheten for atriell pacing.

Hvis den forrige atrielle hendelsen var en PAC, beregner ProACT-algoritmen 75 % av V–V-intervallet før PAC og bruker dette beregnede V–V-intervallet på den neste syklusen for å støtte atriell pacing. Pacingfrekvensen reduseres gradvis tilbake ned til LRL ved å forlenge V–V-intervallet med 10 ms hvis 4 sammenhengende sykluser finner sted med en ikke-PAC-type-senseforekomst, uten noen atriell hendelse eller en atriell pacingpuls. Dette nye V–V-intervallet brukes enten frem til en PAC finner sted, og algoritmen forkorter V–V-intervallet, eller frem til V–V-intervallet forlenges igjen med 10 ms som beskrevet.

### APP/ProACT-maksimal pacingfrekvens (MPR)

Den APP/ProACT-angitte frekvensen begrenses av den programmerbare APP/ProACTMax Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens)-verdien (MPR).

## FREKVENSFORSTERKNINGER

### Frekvenshysterese

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Rate Hysterese (Frekvenshysterese) kan forlenge enhetens levetid ved å redusere antallet pacingstimuli. I tokammermodeller er denne funksjonen tilgjengelig i DDD-, DDI-, VVI- og AAI-modus. I enkammermodeller er denne funksjonen tilgjengelig i VVI- og AAI-modus. I DDD-, DDI- og AAI-modus aktiveres Rate Hysterese (Frekvenshysterese) ved en ikke-refraktær atriell sensed enkelthendelse.

**MERKNAD:** Rate Hysterese (Frekvenshysterese) aktiveres og deaktiveres av ventrikulære hendelser i VVI-modus (f.eks. intrinsisk aktivitet, pacet aktivitet).

I DDD-, DDI- og AAI-modus deaktiveres Rate Hysterese (Frekvenshysterese) av en enkelt atriell pacingpuls med Hysterese Rate (Hystereseffrekvens). I DDD-modus deaktiveres Hysterese (Hysterese) av en atriell frekvens over MTR.

Når Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned) er aktivert, fortsetter Rate Hysterese (Frekvenshysterese) å virke frem til pacing med Hysterese Rate (Hystereseffrekvens) finner sted. Dette gjør det mulig for Rate Smoothing (Frekvensutjevning) å kontrollere overgangen til Hysterese Rate (Hystereseffrekvens).

## Hystereseforskyvning

Hysteresis Offset (Hystereseforskyvning) brukes til å senke erstatningsfrekvensen under LRL når pulsgeneratoren senser intrinsisk atriell aktivitet.

Dersom intrinsisk aktivitet under LRL finner sted, vil Hysteresis Offset (Hystereseforskyvning) tillate hemming av pacing frem til LRL minus Hysteresis Offset (Hystereseforskyvning) er nådd. Som et resultat av dette kan pasienten dra nytte av lengre perioder med sinusrytme.

## Søk hysterese

Når Search Hysteresis (Søk hysterese) er aktivert, vil pulsgeneratoren periodevis senke erstatningsfrekvensen med programmert Hysteresis Offset (Hystereseforskyvning) for å avdekke potensiell intrinsisk atriell aktivitet under LRL. Det programmerte antallet søkesykluser må være konsekutivt atrielt pacet for at et søk skal finne sted.

*Eksempel:* Ved en frekvens på 70 min<sup>-1</sup> og et søkeintervall på 256 søkesykluser hadde et søk for intrinsisk atriell aktivitet funnet sted cirka hvert 3,7 minutt ( $256 \div 70 = 3,7$ ).

Under Search Hysteresis (Søk hysterese) senkes pacingfrekvensen med Hysteresis Offset (Hystereseforskyvning) for opptil 8 hjertesykluser. Hvis intrinsisk aktivitet senses i løpet av søkeperioden, vil Hysteresis (Hysterese) forbli aktivert frem til en atriell pacingpuls med hystereseforskyvningsfrekvensen finner sted.

Rate Smoothing (Frekvensutjevning) er deaktivert under søkesyklusene. Dersom ingen intrinsisk atriell aktivitet detekteres under 8-sykluserssøket, bringes pacingfrekvensen opp til LRL. Dersom Rate Smoothing Up (Frekvensutjevning opp) er aktivert, kontrollerer funksjonen pacingfrekvensøkningen.

## Frekvensutjevning

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Rate Smoothing (Frekvensutjevning) kontrollerer pulsgeneratorens respons på atrielle og/eller ventrikulære frekvensvariasjoner som forårsaker plutselige endringer i pacingintervaller. Rate Smoothing (Frekvensutjevning) er en viktig forsterkning av ATR fordi funksjonen i betydelig grad kan redusere frekvensvariasjoner som assosieres med begynnelsen på og opphøret av atrielle arytmier.

Uten Rate Smoothing (Frekvensutjevning) vil en plutselig, stor økning i atriell frekvens forårsake en samtidig plutselig økning i pacet ventrikulær frekvens som vil være like høy som programmert MTR. Pasienter som opplever store variasjoner i ventrikulær pacet frekvens, kan få symptomer under disse episodene. Rate Smoothing (Frekvensutjevning) kan forhindre disse plutselige frekvensendringene og de medfølgende symptomene (slik som palpitasjoner, dyspné og svimmelhet).

I et normalt ledningssystem forekommer det begrensede syklus-til-syklus-frekvensvariasjoner. Den pacede frekvensen kan imidlertid endre seg drastisk fra ett slag til det neste ved tilstedeværelse av ett av følgende:

- Sinoatrial reduksjon slik som sinuspause eller -arrest, sinoatrialt blokk og brady-taky-syndrom
- PAC-er og/eller PVC-er
- Pacemaker-Wenckebach
- Intermitterende, korte SVT-er som avsluttes av seg selv og atrieflutter/-flimmer
- Retrograde P-bølger
- Pulsgeneratorsensing av myopotensialsignaler, EMI, krysstale osv.

I enkammermoduser opererer Rate Smoothing (Frekvensutjevning) mellom:

- LRL og MPR når enheten er programmert til VVI eller AAI
- LRL og MSR når enheten er programmert til VVIR eller AAIR

I tokammermoduser opererer Rate Smoothing (Frekvensutjevning) mellom:

- LRL og den største av MSR eller MTR når enheten er programmert til DDD(R) eller VDD(R)
- LRL og MPR når enheten er programmert til DDI
- LRL og MSR når enheten er programmert til DDIR

Rate Smoothing (Frekvensutjevning) gjelder også mellom Hysteresis Rate (Hysteresefrekvens) og LRL når Hysteresis (Hysterese) er aktivert, bortsett fra under Search Hysteresis (Søk hysterese).

Når Rate Smoothing (Frekvensutjevning) er programmert til On (På), fungerer den bortsett fra:

- Under de 8 syklusene med Search Hysteresis (Søk hysterese) for frekvens
- Under ATR Fallback (ATR-fallback) frem til fallback når ATRLRL, den sensorindikerte frekvensen eller VRR-intervallet
- Under VRR når denne er aktivert
- Etter utløsning av PMT Termination (Avslutning av MPT)
- Rett etter programmerte økninger i LRL
- Når den intrinsiske frekvensen er over MTR
- Når APP/ProACT er aktivert, brukes Rate Smoothing Up (Frekvensutjevning opp) ikke for pacingfrekvenser som ligger under APP/ProACT Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens)

**MERKNAD:** Rate Smoothing (Frekvensutjevning) kan ikke programmeres til On (På) når Sudden Brady Response (Plutselig bradyrespons) er programmert til On (På).

#### Programmerbare verdier

Verdier for Rate Smoothing (Frekvensutjevning) er en prosentandel av RV R–R-intervallet (3 % til 25 % i 3 % inkrementer) og kan programmeres uavhengig for:

- Økning – Rate Smoothing Up (Frekvensutjevning opp)
- Reduksjon – Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned)
- Av

Pulsgeneratoren lagrer de nyeste R–R-intervallene i minnet. R-bølger kan enten være intrinsiske eller pacede. Basert på dette R–R-intervallet og den programmerte verdien for Rate Smoothing (Frekvensutjevning) begrenser enheten variasjonen i pacet frekvens på slag-til-slag-basis.

Det er viktig å få rede på pasientens fysiologiske syklus-til-syklus-variasjon og programmere parameteren for Rate Smoothing (Frekvensutjevning) til en verdi som beskytter mot patologiske intervallendringer, men likevel tillater fysiologiske intervallendringer som respons på økt aktivitet eller treningsnivå.

### Frekvensutjevning opp

Rate Smoothing Up (Frekvensutjevning opp) kontrollerer den største pacingfrekvensøkningen som er tillatt når den intrinsiske frekvensen eller sensorfrekvensen øker.

### Frekvensutjevning ned

Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned) kontrollerer den største pacingfrekvensreduksjonen som er tillatt når den intrinsiske frekvensen eller sensorfrekvensen avtar.

**MERKNAD:** Når Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned) er programmert til On (På) og Rate Smoothing Up (Frekvensutjevning opp) er programmert til Off (Av), vil pulsgeneratoren automatisk forhindre raske intrinsiske slag (f.eks. PVC-er) fra å tilbake stille Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned)-erstatningsfrekvensen raskere enn 12 % per syklus.

### Maksimal pacingfrekvens for frekvensutjevning (MPR)

Rate Smoothing Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens for frekvensutjevning) setter en grense for den maksimale pacingfrekvensen som Rate Smoothing (Frekvensutjevning) kan oppnå.

Parameteren for Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned) krever en programmert MPR når enheten er i AAI, VVI eller DDI. Rate Smoothing (Frekvensutjevning) vil deretter kun bli brukt mellom MPR og LRL eller Hysteresis Rate (Hystereseffrekvens) (hvis aktuelt).

Når både VRR og Rate Smoothing (Frekvensutjevning) er programmert til VVI(R)- eller DDI(R)-modus, har VRR prioritet.

### Eksempel på frekvensutjevning basert på en tokammerfølgemodus

Basert på det nyeste R–R-intervallet som er lagret i minnet, og den programmerte verdien for Rate Smoothing (Frekvensutjevning), setter pulsgeneratoren opp de to synkroniseringsvindueene for den neste syklusen: ett for atriet og ett for ventrikkelen. Synkroniseringsvindueene er definert nedenfor:

Ventrikulært synkroniseringsvindu: forrige R–R-intervall  $\pm$  verdien for Rate Smoothing (Frekvensutjevning)

Atrielt synkroniseringsvindu: (forrige R–R-intervall  $\pm$  verdien for Rate Smoothing (Frekvensutjevning)) – AV Delay (AV forsinkelse)

De følgende eksemplene forklarer hvordan disse vindueene beregnes (Figur 2–39 Synkroniseringsvindu for frekvensutjevning på side 2-63):

- Forrige R–R-intervall = 800 ms
- AV Delay (AV forsinkelse) = 150 ms
- Rate Smoothing Up (Frekvensutjevning opp) = 9 %
- Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned) = 6 %

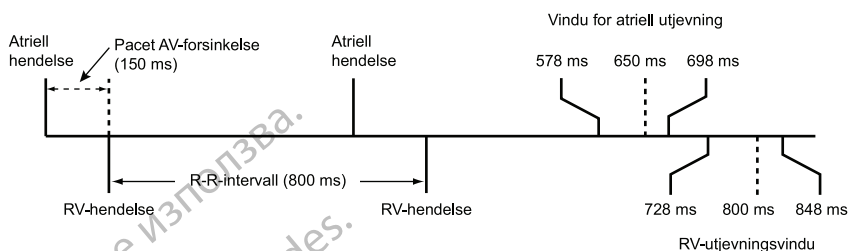
Vindueene beregnes som følger:

Ventrikulært synkroniseringsvindu = 800 – 9 % til 800 + 6 % = 800 ms – 72 ms til 800 ms + 48 ms = 728 ms til 848 ms

Atrielt synkroniseringsvindu = Ventrikulært synkroniseringsvindu – AV Delay (AV forsinkelse) = 728 ms – 150 ms til 848 ms – 150 ms = 578 ms til 698 ms

Timing for begge vinduene initialiseres på slutten av hver ventrikulær hendelse (R–R-intervall).

Hvis pacet aktivitet skal finne sted, må den finne sted innenfor riktig synkroniseringsvindu.



Figur 2–39. Synkroniseringsvindu for frekvensutjevning

## Plutselig bradyrespons

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter.

Sudden Brady Response (Plutselig bradyrespons) (SBR) er utformet for å respondere på plutselige fall i intrinsiske atrielle frekvenser ved å anvende pacing på en høyere frekvens.

SBR er tilgjengelig i DDD(R)-moduser. SBR fastslås når det atrielle kammeret har blitt kontinuerlig senset i ett minutt (ikke-programmerbart), etterfulgt av en plutselig reduksjon i atriell frekvens slik at atriell pacing finner sted på LRL eller den sensorindikerte frekvensen for et programmerbart antall sykluser. Reduksjonen av atriell frekvens før de pacede hendelsene må overskride  $10 \text{ min}^{-1}$  (ikke-programmerbart).

SBR-algoritmen utfører kontinuerlig overvåking av gjennomsnittet av den atrielle frekvensen, og dette gjennomsnittet oppdateres ved hver kardielle syklus. Dette gjennomsnittet brukes både til å bestemme om den atrielle frekvensen har avtatt med mer enn  $10 \text{ min}^{-1}$  og til å bestemme frekvensen for SBR-terapi.

**MERKNAD:** Sudden Brady Response (Plutselig bradyrespons) er ikke tilgjengelig når Rate Smoothing (Frekvensutjevning) og/eller APP/ProAct er aktivert.

**MERKNAD:** Sudden Brady Response (Plutselig bradyrespons) vil ikke bli aktivert basert på en reduksjon i atriell frekvens under ATR-Fallback (ATR-fallback).

**MERKNAD:** Sudden Brady Response (Plutselig bradyrespons) vil ikke bli aktivert basert på en reduksjon i atriell frekvens når RYTHMIQ drives i AAI(R)-modus. På samme måte avsluttes SBR-terapi når en RYTHMIQ-modusendring fra DDD(R) til AAI(R) med VVI-backup finner sted.

### SBR Atrial Paces Before Therapy (atrielle SBR-pacingpulser før terapi)

Kriteriene for SBR Atrial Paces Before Therapy (atrielle SBR-pacingpulser før terapi) gjelder når reduksjonen i atriell frekvens har blitt detektert og LRL eller sensorindikert pacingfrekvens begynner. Atriell pacing må finne sted for det programmerbare antallet sammenhengende intervaller før SBR-kriteriene er møtt. Denne parameteren brukes til å sikre at frekvensen forblir på LRL eller den sensorindikerte frekvensen før levering av terapi. Hvis atrielle sensinghendelser finner sted under disse intervallene, tilbakestilles algoritmen, og SBR-terapi anvendes ikke.

### SBR Atrial Pacing Rate Increase (Økning i atriell SBR-pacingfrekvens)

SBR Atrial Pacing Rate Increase (Økning i atriell SBR-pacingfrekvens) beregnes ved å bruke pasientens gjennomsnittlige atrielle frekvens før frekvensfallet og legge til en programmerbar positiv forskyvning (Figur 2–40 Plutselig bradyrespons på side 2-64).

Pacing anvendes i DDD(R)-modus ved den høyeste av de følgende frekvensene:

- Den forrige gjennomsnittlige atrielle frekvensen pluss SBR Atrial Pacing Rate Increase (Økning i atriell SBR-pacingfrekvens) (må ikke overskride MTR), eller
- Den sensorindikerte frekvensen (kun DDDR-modus)



Figur 2-40. Plutselig bradyrespons

### SBR-terapi varighet

SBR Therapy Duration (SBR-terapi varighet) er det programmerbare tidsintervallet der SBR-pacingterapifrekvens vil bli levert. Etter levering av pacingterapi vil den atrielle pacingfrekvensen bli økt ved bruk av en 12 % faktor for Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned) (ikke-programmerbar) frem til LRL eller den sensorindikerte frekvensen nås.

**MERKNAD:** Rate Hysteresis (Frekvenshysterese) er ikke aktivert under SBR Therapy Duration (SBR-terapi varighet).

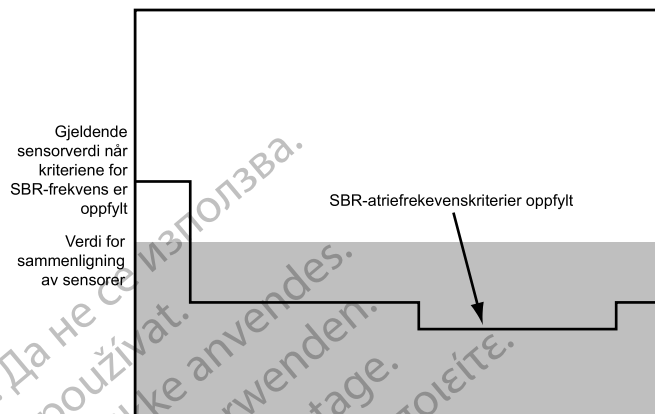
**MERKNAD:** SBR Therapy Duration (SBR-terapi varighet) vil bli avsluttet hvis en manuell test eller en PaceSafe Threshold Test (Terskeltest) utføres.

### SBR Inhibit During Rest (SBR-hemming under hvile)

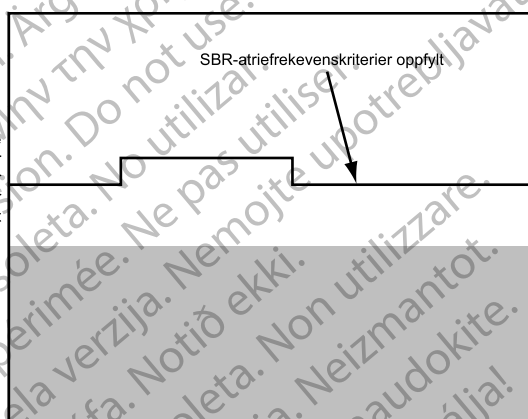
SBR Inhibit During Rest (SBR-hemming under hvile) er utformet for å skille mellom et naturlig fall i frekvens (søvn) og et patologisk fall. Funksjonen gjør det mulig å hemme SBR-terapi når kriteriene for SBR-frekvens og -varighet er møtt, men pasientens gjeldende måling for MV/Respiratory Sensor (MV-/respirasjonssensor) er lavere enn en derivert sammenligningsverdi for MV/Respiratory Sensor (MV-/respirasjonssensor). MV-/respirasjonssensoren må stilles inn til On (På) (eller Passive (Passiv) for MV-sensoren) for at SBR Inhibit During Rest (SBR-hemming under hvile) skal bli programmert til On (På). Når MV/Respiratory Sensor (MV-/respirasjonssensor) er aktivert, bestemmer pulsgeneratoren den laveste målte sensorgrunnlinje verdien for hver dag over en 1-ukesperiode (rullende 7-dagers vindu). MV-/respirasjonssensorsammenligningsverdien stilles deretter inn til 50 % over denne laveste ukentlige sensorgrunnlinjen. Denne MV-/respirasjonssensorsammenligningsverdien oppdateres hver dag, slik at algoritmen tilpasser seg til langsiktige endringer i pasientens sensorgrunnlinje. I de tilfellene der kriteriene for atriell SBR-frekvens og -varighet er møtt, sammenlignes den gjeldende MV/Respiratory Sensor (MV-/respirasjonssensor)-målingen med sensorsammenligningsverdien. Hvis gjeldende MV/Respiratory Sensor (MV-/respirasjonssensor)-måling er lavere enn sammenligningsverdien, hemmes SBR-terapi (Figur 2-41 SBR-terapihemming ved sensorsammenligning på side 2-65). Hvis den nåværende MV/Respiratory Sensor (MV-/respirasjonssensor)-målingen er større enn eller lik



sammenligningsverdien, startes SBR-terapi (Figur 2–42 SBR-terapi levert etter sensorsammenligning på side 2-65).



Figur 2–41. SBR-terapihemming ved sensorsammenligning



Figur 2–42. SBR-terapi levert etter sensorsammenligning

## ELEKTRODEKONFIGURASJON

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Pulsgeneratoren har uavhengig programmerbare elektrodekonfigurasjoner for følgende:

- Atrium (i tokammermodeller)
- Høyre ventrikkel

Den atrielle elektroden og RV-elektroden kan stilles inn til Unipolar pacing og/eller Bipolar pacing og sensing. I tillegg kan den atrielle elektroden programmeres til en elektrodekonfigurasjon for Bipolar eller Unipolar pacing med den atrielle senseelektrodekonfigurasjonen stilt inn til Off (Av).

Inputimpedansen er > 100 K $\Omega$  for hvert sense-/paceelektrodepar.

I tokammerenheter som er programmert til AAI(R), er konfigurasjonen for ventrikulær senseelektrode tilgjengelig for å støtte VT-detektering. Denne parameteren vil være tilgjengelig med mindre parameteren for Ventricular Tachy EGM Storage (Ventrikulær taky-EGM-lagring) er stilt inn til Off (Av).

Hvis den atrielle eller ventrikulære elektrodetyper er spesifisert som Unipolar på skjermbildet Patient Information (Pasientinformasjon), er programmering til Bipolar konfigurasjon for enten

pacing eller sensing ikke tillatt. Visse funksjoner og programmeringsvalg krever at en bipolar elektrode identifiseres enten i Patient Information (Pasientinformasjon) eller med en bipolar elektrodekonfigurasjon. Hvis Patient Information (Pasientinformasjon) ikke angis, kan Unipolar-programmering derfor resultere i parameterinteraksjon.

**MERKNAD:** Hvis en unipolar pacingkonfigurasjon kreves ved implantering, må du se til at konfigurasjonen programmeres til Unipolar før implanteringen finner sted.

**OBS:** Hvis Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjon) er programmert til Bipolar når en unipolar elektrode er implantert, vil pacing ikke finne sted.

**MERKNAD:** Hvis en separat ICD er til stede, er programmering av pacemakerens Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjon) til Unipolar kontraindisert.

Når pacingkonfigurasjonen er programmert til Unipolar, vil pacingstimulusen bli anvendt mellom elektrodetuppen og pacemakeren. Når pacingkonfigurasjonen er programmert til Bipolar, vil stimulusen bli anvendt mellom elektrodetuppen og elektroderingen. I den unipolare pacingkonfigurasjonen skal pacingartefakter være godt synlige på overflate-EKG, noe som vil hjelpe til med fortolkningen. Det er imidlertid mer sannsynlig at unipolar pacing ved høye effekter vil forårsake muskelstimulering enn at bipolar pacing vil gjøre det.

Når sensekonfigurasjonen er programmer til Unipolar, detekteres hjertesignaler mellom elektrodetuppen og pacemakeren. I Unipolar sensingkonfigurasjon vil pacemakeren hovedsakelig skjelne mindre intrinsiske hjertesignaler enn i den bipolare konfigurasjonen. Den unipolare konfigurasjonen er imidlertid også mer sensitiv for myopotensialer, noe som kan forårsake pacemakerhemming. Når sensingkonfigurasjonen er programmert til Bipolar, vil den relativt korte avstanden mellom tuppen og ringelektrodeene gjøre at sensitiviteten vil være høyest for signaler som har sitt utspring i nærheten av elektrodetuppen og -ringen. Dette resulterer i mindre sannsynlighet for at pacemakeren vil sense myopotensialer og andre signaler som ikke er relatert til hjertedepolarisering.

**MERKNAD:** Blankingperiodeatferden vil variere noe avhengig av hvilken Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjon) som velges ("Blanking på tvers av kamre" på side 2-79).

## Bruk av atriell informasjon

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Atriell sensing kan innstilles på On (På) eller Off (Av) i dobbelt- eller ett-kammers bradykardimodus. Pulsgeneratoren vil respondere på atriell sensing uavhengig av om en atriell elektrode er implantert.

Det kan forekomme kliniske situasjoner der den atrielle elektrodeinformasjonen ikke er nyttig (f. eks. kronisk atrieflimmer, feil eller forskjøvet atriell elektrode, tett atriell port).

**OBS:** Hvis en atrieelektrode ikke implanteres (porten plugges i stedet), eller en atrieelektrode oppgis, men forblir koblet til koblingsblokken, må enheten programmeres ut fra antallet og typen elektroder som faktisk er i bruk.

Hvis en atriell elektrode ikke skal brukes, bruker du følgende programmeringsanbefalinger for å sikre riktig enhetsatferd:

- Programmer Brady Mode (Bradymodus) til VVI eller VVI(R) for å forhindre atriell pacing og sikre at den atrielle informasjonen ikke brukes til drift av bradypacing.
- Programmer den atrielle sense-Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjonen) til Off (Av) for å forhindre atriell sensing og minimalisere periodisering av atrielle tellinger. Dette vil også deaktivere V>A-detekteringsforsterkningen [alle takyhendelser vil bli merket som VT (V>A)].

**OBS:** Sensing av høye atrielle frekvenser kan påvirke levetiden til enheten. Derfor blir den atrielle Sense-elektrodekonfigurasjonen stilt inn til Off (Av) ved programmering fra en atriell sensingmodus til en ikke-atriell sensingmodus.

**OBS:** Når atriell sensing er programmert til Off (Av) i en DDI(R)- eller DDD(R)-modus, vil all atriell pacing som finner sted, være asynkron. I tillegg vil funksjoner som krever atriell sensing, kanskje ikke virke som forventet.

**MERKNAD:** En atriell EP Test (EP-test) må ikke utføres hvis den atrielle sense-Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjonen) er programmert til Off (Av).

- Programmerer MV/respirasjonssensorens Vector Selection (Vektorvalg)-parameter til RV Only (Kun RV).
- Programmerer de daglige elektrodemålingene av Atrial Intrinsic Amplitude (Atriell intrinsisk amplitude) og Atrial Pace Impedance (Atriell paceimpedans) til Off (Av) for å deaktivere atriell diagnostikk (f.eks. Atrial Amplitude (Atriell amplitude) og Impedance (Impedans)).
- Under oppfølgingsvisitter må du vurdere å velge bort atriell sanntids-EGM.

Hvis en atriell elektrode brukes i fremtiden, må disse programmeringsjusteringene evalueres på nytt, og pulsgeneratoren må programmeres riktig for bruk med en atriell elektrode.

## Elektrodesikkerhetsbryter

(Sikkerhetsbryter for elektrode)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Funksjonen Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) gjør det mulig for pacemakeren å overvåke elektrodeintegritet og bytte Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjon) for pacing og sensing fra Bipolar til Unipolar hvis impedanskriteriene indikerer uakseptabelt høye eller lave elektrodeimpedanser.

Elektrodeintegritet overvåkes én gang per dag ved å måle elektrodeimpedans. Funksjonen Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) kan programmeres til On (På) i enten atriets eller den høyre ventrikkelen.

Når den målte impedansen er lavere enn eller lik den programmerte innstillingen for Low (Lav) impedansegrense eller høyere enn eller lik den programmerte innstillingen for High (Høy) impedansegrense for en Daily Measurement (Daglig måling), vil både pacing- og sensingkonfigurasjonene automatisk bytte om til Unipolar for det kammeret. Når konfigurasjonen har blitt skiftet, vil den forbli Unipolar til den programmeres manuelt til Bipolar igjen.

**MERKNAD:** Reprogrammering tilbake til Bipolar kan resultere i uventet atferd grunnet elektrodeintegritetsfeilen som utløste Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryteren).

Hvis en Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) har forekommet, oppgis informasjon på følgende plasseringer i programmereren:

- Dialogboksen Summary på den første avlesningen
- Leads (Elektrode)-delen av summary-fanen
- Grafen Daily Measurement (Daglig måling) uavhengig av den horisontale markørposisjonen
- Knappen Lead Safety Switch Details (Detaljer for elektrodesikkerhetsbryter) fra skjermbildet for elektrodeinnstillinger

Datoen Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) forekom på, samt den målte elektrodeimpedansverdien utenfor området, oppgis. I tillegg vises et OBS-symbol ved siden av Pace and SenseLead Configuration (Elektrodekonfigurasjonen) for elektroden det gjelder, der Unipolar vises som den gjeldende programmerte parameteren for den elektroden.

OBS-meldinger for Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) forblir på PRM-skjermen inntil økten avsluttes og vil ikke være til stede ved påfølgende økter med mindre en ytterligere Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) finner sted.

Videre testing av elektrodeintegritet og -ytelse kan utføres via skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester). Testing vil bli utført i Unipolar frem til Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjonen) manuelt stilles tilbake til Bipolar.

**OBS:** Dersom det brukes velfungerende elektroder med stabile målte impedansverdier nær de programmerte impedansgrensene, bør du vurdere å programmere Lead Safety Switch (Elektrodens sikkerhetsbryter) til Off (Av) eller endre impedansgrensene for å unngå at den bytter til en uønsket Unipolar Lead Configuration (Unipolar elektrodekonfigurasjon).

**MERKNAD:** Hvis daglige elektrodeimpedansmålinger deaktiveres i et bestemt kammer, deaktiveres også funksjonen Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) i det aktuelle kammeret.

**ADVARSEL:** Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryteren) bør programmeres til Off (Av) for pasienter med en ICD. Unipolar pacing på grunn av Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryteren) er kontraindikert for pasienter med en ICD.

## Automatisk elektrodegjennkjening

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter.

Automatisk elektrodegjennkjening (ALR) detekterer ved implantatet om den innsatte RV-elektroden er unipolar eller bipolar, og sikrer at konfigurasjonen av RV Pace/RV Sense-elektrode samsvarer med den detekterte elektrodetyperen.

ALR er nominelt On (På) og kan programmeres til On/Off (På/Av) til en elektrode er detektert. ALR-parameteren kan settes til On/Off (På/Av) i skjermbildet for innstilling av Leads (Elektroder) eller dialogboksen Change Device Mode (Endre enhetens modus) når modusen oppbevaringsmodus avsluttes manuelt.

**ADVARSEL:** Automatic Lead Recognition (Automatisk elektrodegjennkjening) skal programmeres til Av før implantering hos pasienter med ICD. Unipolar pacing er kontraindikert hos pasienter med ICD.

Når ALR oppdager en bipolar impedansmåling innenfor området (200-2000  $\Omega$ , inklusive), beholdes den programmerte bipolare RV-elektrodekonfigurasjonen. Hvis det oppdages en bipolar impedansmåling utenfor området, konfigurerer ALR parametrene for RV-pacing og RV-sensing til unipolar pacing og sensing. Dette gjør det mulig å starte RV-sensing og pacing å starte uten programmeringsinteraksjon når RV-elektroden er festet.

Enheden fortsetter å måle impedansen for bipolar RV-elektrode i en periode på to timer for å bekrefte gjenkjening av en unipolar elektrode. Dette gjør det mulig å gjenkjenne en implantert bipolar elektrode etter løsning av eventuelle problemer med elektrodeintegritet. Ved en bipolar impedansmåling gjenoprettes den bipolare konfigurasjonen, og ALR evaluerer ikke lenger RV-elektrodeimpedans. Hvis ingen måling av bipolar RV-elektrodeimpedans gjøres i løpet av to timer, beholdes de unipolare RV Pace- og RV Sense-parametrene, og RV-elektrodekonfigurasjonen forblir unipolar til den omprogrammeres manuelt.

**MERKNAD:** Hvis RV Pace settes til Unipolar, er ALR ikke aktuelt og blir ikke utført. Hvis RV Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) settes til Off (Av) for å hindre unipolar pacing, utføres heller ikke ALR.

Hvis ALR bekrefter en unipolar RV-elektrode ved start av en økt med stavtelemetri, inkluderes relatert informasjon på følgende steder:

- Dialogboksen Summary (Sammendrag) på den første avlesningen: viser den automatiske unipolare RV-elektrodekonfigurasjonen
- Skjermbildet for innstillinger av Leads (Elektroder)
- Skjermbildet Lead Switch Details (Detaljer for elektrodebryter)
- Rapporter

Når en elektrode er detektert, viser skjermbildet for innstilling av Leads (Elektroder) følgende ALR-status:

- Completed (Fullført): hvis ALR gjenkjente en unipolar eller bipolar elektrode ved implantering
- Off (Av): hvis ALR ikke ble brukt til programmering ved implantering

Hvis ALR gjenkjenner innsetting av en unipolar elektrode under en programmererøkt, angir en dialogboks at ALR pågår og gir følgende valg:

- Confirm Unipolar (Bekreft unipolar): denne innstillingen beholder den unipolare RV Pace/RV Sense-konfigurasjonen
- Program Bipolar: denne innstillingen programmerer RV Pace/RV Sense til bipolar for feilsøking av elektroder

Hvis et av alternativene velges, åpnes skjermbildet Brady Settings (Bradyinnstillinger) for feilsøking.

## AV-FORSINKELSE

AV Delay (AV forsinkelse) er den programmerbare tidsperioden fra enten en pacet eller senset høyre atriell hendelse finner sted til en pacet RV-hendelse.

AV Delay (AV forsinkelse) er utformet for å hjelpe til å bevare hjertets AV-synkronitet. Hvis en senset høyre ventrikulær hendelse ikke finner sted under AV Delay (AV forsinkelse) etter en atriell hendelse, leverer pulsgeneratoren en ventrikulær pacingpuls når AV Delay (AV forsinkelse) utløper.

AV Delay (AV forsinkelse) kan programmeres til én av eller begge de følgende operasjonene:

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

AV Delay (AV forsinkelse) gjelder i DDD(R)-, DDI(R)-, DOO- eller VDD(R)-modus.

**MERKNAD:** Funksjonen Automatisk høyre ventrikulær PaceSafe-registrering kan forlenge den programmerte AV Delay (AV forsinkelsen) for å skille mellom et fusjonsslag eller støy og ventrikulær registrering.

**MERKNAD:** Lange fastsatte AV-intervaller kan velges for å unngå unødvendig RV-pacing. Programmering av lange fastsatte AV-intervaller kan imidlertid i noen tilfeller være assosiert med PMT, diastolisk mitralinsuffisiens eller pacemaker-syndrom. Vurder AV Search + (AV-søk +) som et alternativ til programmering av lange fastsatte AV-intervaller for å unngå unødvendig RV-pacing.

## Pacet AV-forsinkelse

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) tilsvarer AV Delay (AV forsinkelsen) etter en atriell pacingpuls.

Når minimumsverdien for AV Delay (AV forsinkelse) er lavere enn maksimumsverdien for AV Delay (AV forsinkelse), skaleres Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) dynamisk i henhold til den gjeldende pacingfrekvensen. Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse) gir en mer fysiologisk respons til frekvensendringer ved å automatisk korte ned Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) eller Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) ved hvert intervall under økning i atriell frekvens. Dette hjelper til å minimalisere forekomsten av store frekvensendringer ved den øvre frekvensgrensen og muliggjør én-til-én-følgning på høyere frekvenser.

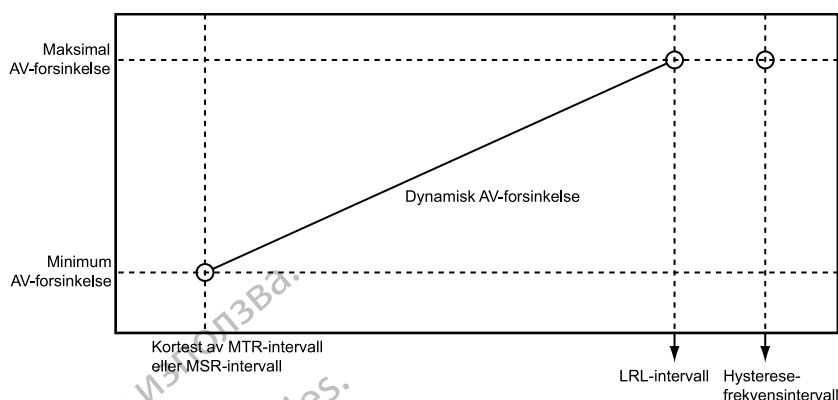
Pulsgeneratoren beregner automatisk et lineært forhold basert på intervallengden til den forrige A–A- eller V–V-syklusen (avhengig av den forrige hendelsestypen) og de programmerte verdiene for følgende:

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

Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse) justeres ikke etter en PVC når den forrige hjertesyklusen ble begrenset av MTR.

Hvis den atrielle frekvensen ligger på eller under LRL (f.eks. hysteres), brukes maksimal AV Delay (AV forsinkelse). Hvis den atrielle frekvensen ligger på eller over den høyeste av MTR, MSR eller MPR, brukes den programmerte minimumsinnstillingen for AV Delay (AV forsinkelse).

Når den atrielle frekvensen er mellom LRL og den høyeste av MTR, MSR og MPR, beregner pulsgeneratoren det lineære forholdet for å bestemme Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse).



Figur 2-43. Dynamisk AV-forsinkelse

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

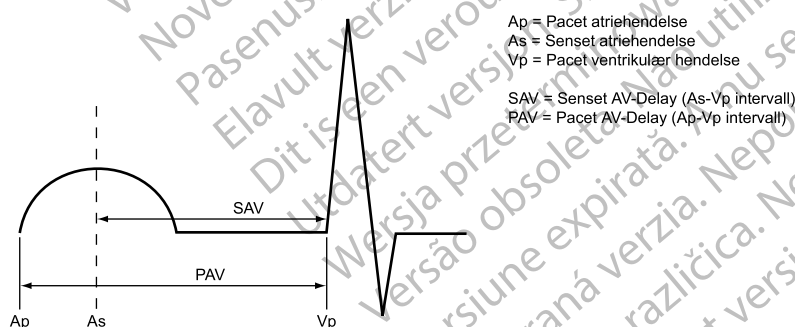
- Fixed AV Delay (Fastsatt AV-forsinkelse) – finner sted når verdiene for minimum og maksimal Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) er like
- Dynamic AV Delay (Dynamisk AV-forsinkelse) – finner sted når verdiene for minimum og maksimal Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse) ikke er like

### Senset AV-forsinkelse

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) tilsvarer AV Delay (AV-forsinkelsen) etter en senset atriell hendelse.

Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) kan programmeres til en verdi som er kortere enn eller lik Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse). En kortere verdi er beregnet på å kompensere for forskjellen i timing mellom pacede atrielle hendelser og sensed atrielle hendelser (Figur 2-44 Sensed AV Delay på side 2-71).



Figur 2-44. Sensed AV Delay

Den hemodynamiske effekten til Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) avhenger av hvor riktig timing er mellom atrielle og ventrikulære kontraksjoner. Atriell pacing starter atriell elektrisk magnetiseringsstrøm, mens atriell sensing kan kun forekomme etter start av spontan atriell magnetiseringsstrøm. Forsinkelsen mellom initieringen og sensingen avhenger av elektrodeposisjonen og -ledningen. Resultatet er at når Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) er programmert til den samme verdien som Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse), vil det hemodynamiske AV-intervallet være ulikt for pacede og sensed atrielle hendelser.

Når enheten er programmert til DDD(R), anbefales det at pasienten testes for å bestemme optimal AV Delay (AV forsinkelse) under atriell sensing og pacing. Hvis de optimale AV forsinkelsene er ulike, kan dette gjenspeiles ved å programmere forskjellige parameterinnstillinger for Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) og Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse).

#### **Bruke Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) med Paced AV Delay—Fixed** (Pacet AV-forsinkelse – fast)

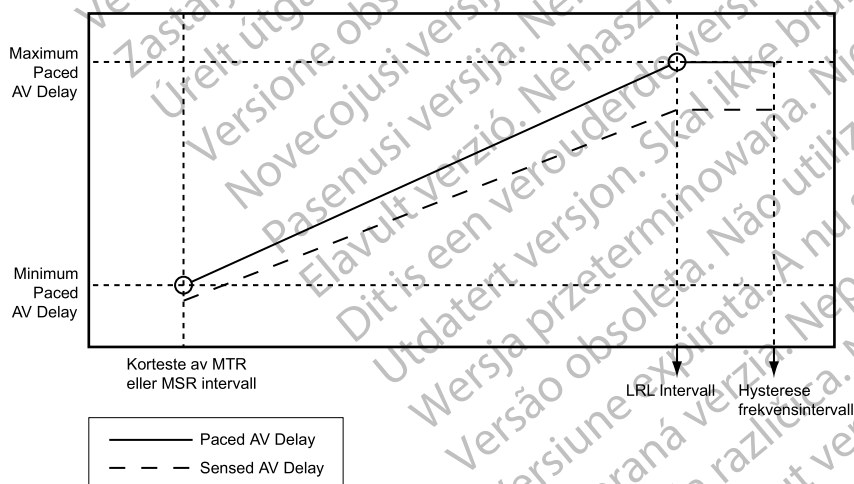
Når Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) er programmert til en fastsatt verdi, vil Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) bli fastsatt ved den programmerte verdien for Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse).

#### **Bruke Sensed AV Delay (Senset AV-forsinkelse) med Paced AV Delay—Dynamic** (Pacet AV-forsinkelse – dynamisk)

Når Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) er programmert til 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 basert på den atrielle frekvensen. Forkortelsen av PR-intervallet under perioder med økte metabolske krav reflekteres ved at AV Delay (AV forsinkelse) forkortes lineært fra den programmerte (maksimums-)verdien ved LRL (eller hysteresefrekvensen) til en verdi som bestemmes av frekvensen til minimum og maksimal AV Delay (AV forsinkelse) ved den høyeste av MTR, MSR eller MPR (Figur 2–45 Funksjon for dynamisk og senset AV forsinkelse på side 2-72). Når Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse) brukes, og hvis maksimalverdien for Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) er programmert til kortere enn maksimalverdien for Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse), vil minimumsverdien for Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) også være kortere enn minimumsverdien for Paced AV Delay.

**MERKNAD:** Minimumsverdien for Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) er kun programmerbar i VDD(R)-modus.



**Figur 2-45. Funksjon for dynamisk og senset AV forsinkelse**

## **AV-søk +**

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

AV Search + (AV-søk +) er utformet for å støtte A–V-overledning hvis den er til stede ved å la AV-overledning oppstå utover programmert AV Delay (AV forsinkelse). Hos pasienter med



treningssavhengig, første- eller andregrads nodal AV-blokk kan denne intrinsiske AV-overledningen forbedre hemodynamisk ytelse og øke enhetens levetid ved å redusere antallet ventrikulære pacingpulser.

Når AV Search + (AV-søk +) er aktivert, forlenges AV Delay (AV forsinkelse) periodisk (søkeintervall) for opptil 8 sammenhengende pacede eller sensede hjertesykluser. AV Search + (AV-søk +) AV Delay (AV-forsinkelse) forblir aktivert så lenge de intrinsiske PR-intervallene er kortere enn den programmerte verdien for Search AV Delay (Søk AV-forsinkelse).

Pulsgeneratoren går tilbake til programmert AV Delay (AV forsinkelse) ved følgende tidspunkter:

- Når 8-sykluserssøket utløper uten sensing av intrinsisk ventrikulær aktivitet
- Når to ventrikulære pacede hendelser forekommer i et bevegelig 10-syklusersvindu

### Søk AV forsinkelse

Parameteren Search AV Delay (Søk AV forsinkelse) bestemmer lengden av sensede og pacede forsinkelser under søkesyklusene og under AV-hystereseperioden.

Funksjonen Automatisk høyre ventrikulær PaceSafe-registrering kan forlenge den programmerte AV Delay (AV forsinkelsen) for å skille mellom et fusjonsslag eller støy og ventrikulær registrering.

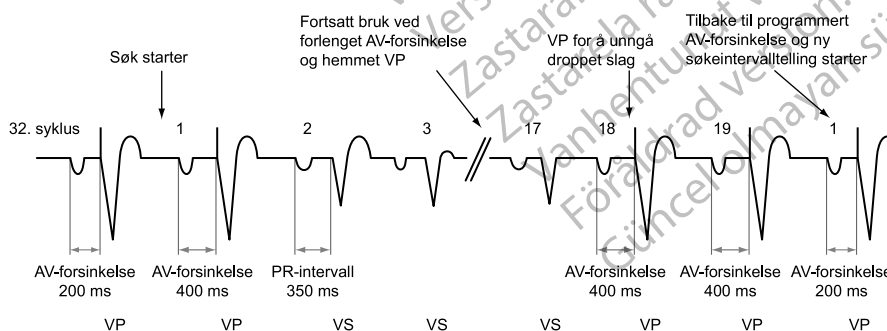
**MERKNAD:** Verdien for Search AV Delay (Søk AV forsinkelse) må programmeres til lengre enn maksimal Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse). Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse) og Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) anvendes ikke under AV Search + (AV-søk +).

PRM tar ikke hensyn til AV Delay (AV forsinkelse) assosiert med AV Search + (AV-søk +) ved beregning av TARP-intervallet. Grunnen til dette er at lengre AV-forsinkelser uten interaksjoner skal kunne programmeres for pasienter med intakt AV-overledning. Legg merke til at dersom AV Search + (AV-søk +) brukes på denne måten, kan Wenckebach-tilsvarende atferd forekomme ved frekvenser som er lavere enn MTR hvis ledning er tapt.

**MERKNAD:** Lange fastsatte AV-intervaller kan velges for å unngå unødvendig RV-pacing. Programmering av lange fastsatte AV-intervaller kan imidlertid i noen tilfeller være assosiert med PMT, diastolisk mitralinsuffisiens eller pacemaker-syndrom. Vurder AV Search + (AV-søk +) som et alternativ til programmering av lange fastsatte AV-intervaller for å unngå unødvendig RV-pacing.

### Søkeintervall

Search Interval (Søkeintervall) kontrollerer frekvensen som AV Search + (AV-søk +) vil forsøke å søke på.



Figur 2-46. AV-søk +

## RYTHMIQ

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter.

RYTHMIQ reduserer unødvendig ventrikkelpacing<sup>4</sup> og forhindrer klinisk signifikante pauser som definert i ACC/AHA/HRS-retningslinjene fra 2008<sup>5</sup>. RYTHMIQ drives i en AAI(R)-pacingmodus med VVI-backup under perioder med normal ledning. Dersom tap av AV-synkronitet detekteres, veksler modusen automatisk til DDD(R) for å gjenopprette AV-synkronitet. Hvis normal ledning gjenopptas, veksler modusen automatisk tilbake til AAI(R) med VVI-backup. RYTHMIQ krever ikke droppede ventrikulære slag for å bytte over til DDD(R)-pacing.

RYTHMIQ er kun tilgjengelig når Normal Brady Mode (Normal bradymodus) er programmert til DDD(R). Hvis innstillingen for Normal Brady Mode (Normal bradymodus) er DDD, kan RYTHMIQ stilles inn til enten AAI With VVI Backup (AAI med VVI-backup) eller Off (Av). Hvis innstillingen for Normal Brady Mode (Normal bradymodus) er DDDR, kan RYTHMIQ stilles inn til enten AAIR With VVI Backup (AAIR med VVI-backup) eller Off (Av).

Følgende finner sted under RYTHMIQ-trinnet av AAI(R) med VVI-backup:

- Enheten leverer AAI(R)-pacing på LRL og/eller den sensorindikerte frekvensen.
- Enheten avgir backup-VVI-pacing ved en frekvens som er 15 min<sup>-1</sup> langsommere enn LRL. Backup-VVI-pacingfrekvensen er ikke langsommere enn 30 min<sup>-1</sup> og ikke raskere enn 60 min<sup>-1</sup>. Ved jevn ledning finner ventrikulær pacing ikke sted da VVI-backupmodusen kjører i bakgrunnen med en redusert LRL.
- Enheten utfører overvåking for å kontrollere for tap av AV-synkronitet. Hvis 3 langsomme ventrikulære slag detekteres i et vindu på 11 slag, bytter enheten automatisk over til DDD(R)-modus. Et langsomt slag for RYTHMIQ er definert som en ventrikulær pacingpuls eller en ventrikulær senset hendelse som er minst 150 ms langsommere enn AAI(R)-pacingintervallet.

Følgende finner sted under RYTHMIQ-trinnet av DDD(R):

- Enheten leverer DDD(R)-pacing i henhold til de normale programmerte parameterne.
- Enheten benytter AV Search + (AV-søk +) til å utføre periodiske kontroller for gjenopptakelse av intrinsisk ledning. Hvis AV Search + (AV-søk +) forblir i AV-hysterese i minst 25 hjertesykluser, og færre enn 2 av de siste 10 syklusene er ventrikulært paced, bytter enheten automatisk pacingmodusen tilbake til AAI(R) med VVI-backup.

Når RYTHMIQ detekterer tap av AV-synkronitet, registrerer enheten en RYTHMIQ-episode samt 20 sekunder med elektrogramdata (10 sekunder før modusbyttet, 10 sekunder etter modusbyttet). RYTHMIQ-episoden vil bli notert av PRM og kan inspiseres i detalj ved å velge aktuell episode fra skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok). Når DDD(R)-trinnet av RYTHMIQ er aktivert, identifiseres RYTHMIQ-episoden som "In Progress" ("Pågår").

Funksjoner som er tilgjengelige under DDD(R)-trinnet av RYTHMIQ vil kanskje ikke være tilgjengelige under AAI(R)-trinnet av RYTHMIQ. Unntakene er ATR, Rate Adaptive Pacing (Frekvensadaptiv pacing) og Rate Smoothing (Frekvensutjevning). Hvis ATR er programmert til på for DDD(R), vil funksjonen også være aktivert under AAI(R), og den kan utføre et ATR Mode Switch (ATR-modusbytte) fra ett av RYTHMIQ-trinnene. Når atriell arythmi slutter, vil pacingmodusen gjenoppta RYTHMIQ-trinnet som var aktivert før ATR Mode Switch (ATR-modusbyttet). Hvis Rate Smoothing (Frekvensutjevning) er programmert til On (På) for DDD(R),

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

vil Rate Smoothing (Frekvensutjevning) være aktivert under AAI(R). Rate Smoothing (Frekvensutjevning) vil ikke endre VVI-backuppacingfrekvensen.

**MERKNAD:** *Sudden Brady Response (Plutselig bradyrespons) vil ikke bli aktivert basert på en reduksjon i atriell frekvens når RYTHMIQ drives i AAI(R)-modus. Hvis RYTHMIQ drives i DDD (R)-modus, vil et vellykket AV Search (AV-søk) avslutte SBR-terapi.*

Hvis du vil at byttet fra AAI(R) med VVI-backup til DDD(R) kun skal finne sted én gang, programmerer du AV Search + (AV-søk +) til Off (Av). I dette tilfellet forblir pulsgeneratoren i DDD (R)-modus frem til enheten reprogrammeres.

## REFRAKTÆR

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Refractory (Refraktære) perioder er intervallene som følger etter pacede eller sensed hendelser der pulsgeneratoren ikke er hemmet eller utløst av detektert elektrisk aktivitet. De undertrykker (eller forhindrer) oversensing av pulsgeneratorens artefakter og utløste responser etter en pacingpuls. De støtter også riktig sensing av et enkelt, bredt, intrinsisk kompleks og forhindrer sensing av andre intrinsiske signalartefakter (f.eks. en T-bølge eller en fjernfelt-R-bølge).

**MERKNAD:** *Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) hemmes ikke under refraktære perioder.*

**MERKNAD:** *Enkammerenheter som er programmert til VVI(R), vil automatisk laste inn ventrikulært-spesifikke refraktære perioder, mens enkammerenheter som er programmert til AAI (R), vil automatisk laste inn atrielt-spesifikke refraktære perioder. Som omtalt nedenfor er de atrielle refraktærperiodene som brukes i enkammerenheter, annerledes enn periodene som brukes i tokammerenheter.*

## A-refraktær – PVARP

PVARP defineres i henhold til pacingmodusen:

- Tokammerenhet programmert til AAI(R) – perioden etter en sensed eller pacet atriell hendelse der en atriell sensinghendelse ikke hemmer en atriell pacingpuls.
- Tokammermoduser: DDD(R), DDI(R), VDD(R) – perioden etter en sensed eller pacet RV-hendelse der en atriell sensinghendelse ikke hemmer en atriell pacingpuls eller utløser en ventrikulær pacingpuls. Atrial Refractory (Atriell refraktær) periode forhindrer følgende av retrograd atriell aktivitet som starter i ventrikkelen.

PVARP kan programmeres til en fastsatt verdi eller til en dynamisk verdi som beregnes basert på de forutgående hjertesykluserne. En fastsatt PVARP programmeres ved å stille inn minimum og maksimum til samme verdi. PVARP vil automatisk være dynamisk hvis minimumsverdien er lavere enn maksimalverdien.

En lang Atrial Refractory (Atriell refraktær) periode forkorter det atrielle bradyensingvinduet. Programmering av lange Atrial Refractory (Atrielle refraktære) perioder i kombinasjon med visse AV Delay (AV forsinkelse)-perioder kan forårsake plutselig forekomst av 2:1-blokk ved programmert MTR.

I DDD(R)- og VDD(R)-pacingmodus kan pulsgeneratoren detektere retrograd ledning i atriet, som forårsaker utløste ventrikulære pacingfrekvenser på høyde med MTR (dvs. PMT). Retrograde ledningsperioder kan variere i løpet av en pasients levetid som en funksjon av autonom tone i endring. Hvis retrograd ledning ved implantering ikke påvises ved testing, kan den fremdeles finne sted på et senere tidspunkt. Dette problemet kan vanligvis unngås ved å øke den atrielle refraktære perioden til en verdi som overskrider den retrograde ledningstiden.

Ved kontroll av pulsgeneratorens respons på retrograd ledning kan det også være nyttig å programmere følgende:

- PVARP etter PVC
- Avslutning av PMT
- Frekvensutjevning

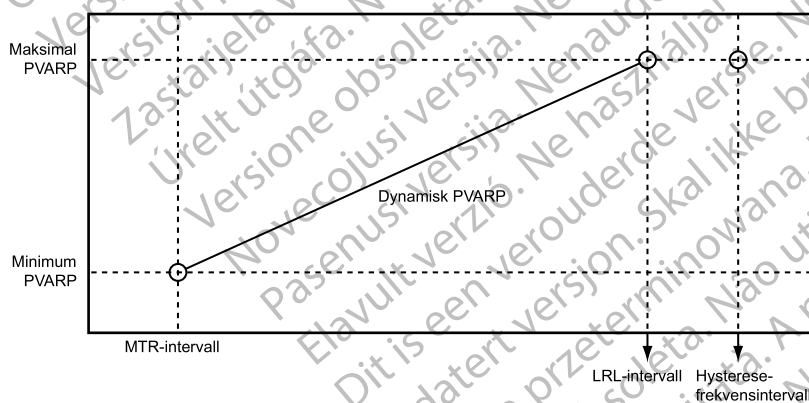
### Dynamisk PVARP

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIQ-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Dersom du programmerer dynamisk PVARP og Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse), optimaliseres sensevinduet ved høyere frekvenser, noe som muliggjør betydelig reduksjon av høyere frekvens-atferd (f.eks. 2:1-blokk og pacemaker-Wenckebach) i DDD(R)- og VDD(R)-modus, til og med ved høyere MTR-innstillinger. Samtidig reduserer dynamisk PVARP sannsynligheten for PMT-er ved lavere frekvenser. Dynamisk PVARP reduserer også sannsynligheten for konkurrerende atriell pacing.

Pulsgeneratoren beregner automatisk den dynamiske PVARP-verdien ved bruk av et veid gjennomsnitt av de forutgående hjertesyklusene. Dette resulterer i en lineær forkortelse av PVARP samtidig som frekvensen øker. Når gjennomsnittsfrekvensen ligger mellom LRL og MTR eller gjeldende øvre frekvensgrense, beregner pulsgeneratoren dynamisk PVARP i henhold til det lineære forholdet som er vist (Figur 2–47 Dynamisk PVARP på side 2-76). Dette forholdet bestemmes av de programmerte verdiene for minimum PVARP, maksimal PVARP, LRL og MTR eller gjeldende øvre frekvensgrense.

**OBS:** Programmering av minimum PVARP mindre enn retrograd V–A overledning kan øke sannsynligheten for en PMT.



Figur 2–47. Dynamisk PVARP

### Maksimal PVARP

Hvis gjennomsnittsfrekvensen er lik eller lavere enn LRL (f.eks. hysteres), brukes maksimal PVARP.

### Minimum PVARP

Hvis gjennomsnittsfrekvensen er lik eller høyere enn MTR-intervallet, brukes den programmerte minimumsverdien for PVARP.

## PVARP etter PVC

PVARP after PVC (PVARP etter PVC) er utformet for å hjelpe til med å forhindre PMT forårsaket av retrograd ledning, som kan finne sted på grunn av PVC.

Når pulsgeneratoren detekterer en senset RV-hendelse uten å detektere en forutgående atriell senset hendelse (refraktær eller ikke-refraktær) eller uten å levere en atriell pacingpuls, utvides Atrial Refractory (Atriell refraktær) periode automatisk til den programmerte PVARP after PVC (PVARP etter PVC)-verdien for én hjertesykklus. Etter at en PVC har blitt detektert, tilbakestilles timingsyklusene automatisk. PVARP forlenges ikke oftere enn annenhver hjertesykklus.

Pulsgeneratoren forlenger PVARP automatisk til PVARP after PVC (PVARP etter PVC)-verdien for én hjertesykklus i disse tilleggssituasjonene:

- Hvis en atriell pacingpuls hemmes grunnet Atrial Flutter Response (Atriell flutterrespons)
- Etter en ventrikulær erstatningspacingpuls som ikke innledes med en atriell sensehendelse i VDD(R)-modus
- Når enheten går over fra en ikke-atriell følgemodus til en atriell følgemodus (f.eks. går ut av ATR Fallback (ATR-fallback), går over fra en midlertidig ikke-atriell følgemodus til en fast atriell følgemodus)
- Når enheten kommer tilbake til en atriell følgemodus etter magnetoperasjon
- Når enheten går tilbake til en atriell følgemodus etter Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) eller MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus)

## A-refraktær – samme kammer

### Tokammermoduser

Atrial Refractory (Atriell refraktær) gir et intervall etter en atriell pacet eller senset hendelse når ytterligere atrielle sensede hendelser ikke påvirker timingen til pacingleveringen.

Følgende intervaller er ikke-programmerbare for tokammermoduser:

- 85 ms Atrial Refractory (Atriell refraktær) etter en atriell senset hendelse
- 150 ms Atrial Refractory (Atriell refraktær) etter en atriell pacingpuls i DDD(R)- og DDI(R)-modus

### Enkammerenhet

En enkammerenhet som er programmert til AAI(R), har en programmerbar refraktærperiode som følger etter atrielle hendelser. Dette gjelder både for atrielle pacinghendelser og atrielle sensinghendelser for å sikre at det kommer en lang nok refraktærperiode slik at oversensing av en ventrikulær fjernfelthendelse forhindres. En senset hendelse som faller innenfor refraktær, detekteres ikke eller markeres ikke og påvirker ikke timingsykluser med mindre den forekommer innenfor støyvinduet.

**MERKNAD:** Hvis forlenget intrinsisk ledning er til stede, kan en lengre refraktærperiode være nødvendig for å unngå oversensing av en fjernfelt-R-bølge.

## RV-refraktær (RVRP)

Den programmerbare RVRP-innstillingen gir et intervall etter en RV-pacinghendelse der RV-sensede hendelser ikke påvirker timingen av pacingleveringen.

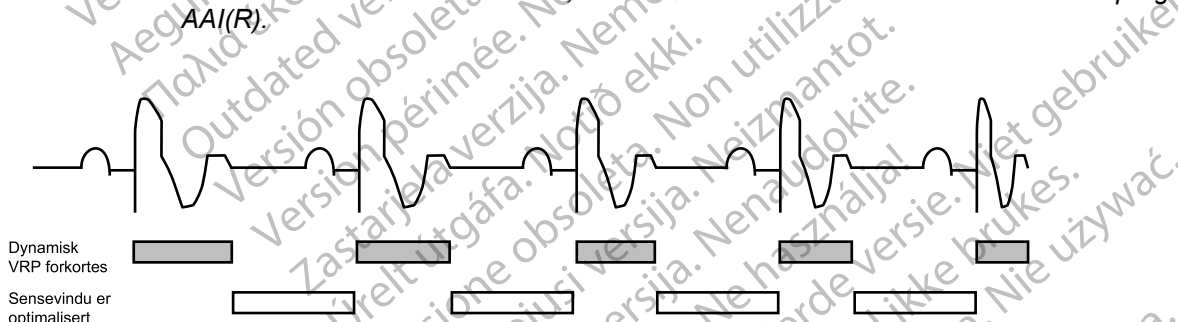
I tillegg gir den ikke-programmerbare refraktærperioden på 135 ms et intervall etter en RV-senset hendelse der ytterligere RV-sensede hendelser ikke påvirker timingen til pacingleveringen.

Programmering av og funksjonen til Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode) i VVI(R)-modus er likt for to- og enkammerenheter. En hendelse som faller innenfor VRP, detekteres ikke og markeres ikke (med mindre den forekommer innenfor støyvinduet), og vil ikke påvirke timingsykluser.

RVRP er tilgjengelig i en hvilken som helst modus der ventrikulær sensing er aktivert, og RVRP kan programmeres til et fastsatt eller dynamisk intervall (Figur 2-48 Forholdet mellom ventrikulær frekvens og refraktært intervall på side 2-78):

- Fastsatt – RVRP forblir på den programmerte, fastsatte RVRP-verdien mellom LRL og den gjeldende øvre frekvensgrensen (MPR, MTR eller MSR).
- Dynamisk – RVRP forkortes etter som ventrikulær pacing øker fra LRL til den gjeldende øvre frekvensgrensen, slik at riktig mengde tid kan brukes på RV-sensing.
  - Maksimum – hvis pacingfrekvensen er lavere enn eller lik LRL (dvs. hysteres), brukes den programmerte maksimale VRP-innstillingen som RVRP.
  - Minimum – hvis pacingfrekvensen er lik den gjeldende øvre frekvensgrensen, brukes minimumsinstillingen for VRP som RVRP.

**MERKNAD:** Dynamisk Refractory (Refraktær) er ikke tilgjengelig i enkammerenheter som er programmert til VVI hvis det ikke er noen Max Pacing Rate (Maks pacingfrekvens) for anvendelse av minimumsverdien, eller i det hele tatt i enkammerenheter som er programmert til AAI(R).



Figur 2-48. Forholdet mellom ventrikulær frekvens og refraktært intervall

Riktig sensevindu oppnås ved å bruke følgende anbefalte Refractory (Refraktær) verdi (fastsatt eller dynamisk):

- Enkammermoduser – mindre enn eller likt halvparten av LRL i ms
- Tokammermoduser – mindre enn eller likt halvparten av den gjeldende øvre frekvensgrensen i ms

Bruken av en lang RVRP forkorter det ventrikulære sensevinduet.

Dersom Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode) programmeres til en verdi som er høyere enn PVARP, kan det føre til konkurrerende pacing. Hvis for eksempel Ventricular Refractory (Ventrikulær refraktær) er lengre enn PVARP, kan en atriell hendelse senses riktig etter PVARP, og intrinsisk ledning til ventrikkelen faller innenfor Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode). I dette tilfellet vil enheten ikke sense den ventrikulære depolariseringen og den vil pace på slutten av AV Delay (AV forsinkelse)-perioden, noe som vil resultere i konkurrerende pacing.

## Blanking på tvers av kamre

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Blankingperioder på tvers av kamre skal støtte riktig sensing av interne kammerhendelser og forhindre oversensing av aktivitet i et annet kammer (f.eks. krysstale, fjernfeltsensing).

Blankingperioder på tvers av kamre innledes med pacede og/eller sensede hendelser i et tilgrensende kammer. For eksempel vil en blankingperiode starte i den høyre ventrikkelen hver gang en pacingpuls leveres til det høyre atriet. Dette forhindrer at enheten detekterer den atrielle pacede hendelsen i den høyre ventrikkelen.

Blanking på tvers av kamre kan programmeres til Smart (når tilgjengelig) eller en fastsatt verdi. SmartBlanking er beregnet på å fremme egnet sensing av interne kammerhendelser ved å korte ned blankingperioden på tvers av kamre (37,5 ms etter pacede hendelser og 15 ms etter sensede hendelser) og hindre oversensing av hendelser på tvers av kamre ved å øke AGC-terskelen for sensing automatisk ved utløpet av SmartBlanking-perioden.

SmartBlanking endrer ikke de programmerte innstillingene for AGC-sensitivitet eller Fixed (Fast) Sensitivity (Sensitivitet).

**MERKNAD:** SmartBlanking-perioder vil bli forlenget til 85 ms hvis en blankingperiode for samme kammer eller et støyvindu som kan utløses på nytt, er aktivert når SmartBlanking-perioden starter. Eksempel: Hvis en RV-sensinghendelse forekommer i løpet av den atrielle refraktære perioden, vil A-Blank after RV-Sense (A-blank etter RV-sense) på tvers av kamre være 85 ms.

**OBS:** Justering av Sensitivity (Sensitivitet) assosiert med SmartBlanking vil kanskje ikke være tilstrekkelig til å hemme detektering av artefakter på tvers av kamre dersom artefaktene på tvers av kamre er for store. Ta i betraktning andre faktorer som påvirker artefaktstørrelsen/-amplityden på tvers av kamre, inkludert elektrodeplassering, pacingeffekt og programmerte innstillinger for Sensitivity (Sensitivitet).

Nominelle blankingperiodeinnstillinger og programmerbare valg vil endre seg automatisk i visse situasjoner for å sikre at artefakter på tvers av kamre ikke detekteres:

- Hvis AGCSensing Method (AGC-sensingmetode) velges, er SmartBlanking den nominelle innstillingen (bortsett fra V-Blank after A-Pace (V-blank etter A-pace)), og Fixed Blanking er også tilgjengelig.

**MERKNAD:** Hvis AGC brukes med en Unipolar Atrial SenseLead Configuration (Unipolar atriesensingelektrodekonfigurasjon), er fast atrieblanking den nominelle innstillingen, men SmartBlanking er tilgjengelig.

- Hvis FixedSensing Method (Fastsatt sensingmetode) er valgt, er fast Blanking den nominelle innstillingen, og SmartBlanking er ikke tilgjengelig for noe kammer.
- Når en endring i Sensing Method (Sensingmetode) finner sted, vil blankingperiodene automatisk gå tilbake til den nominelle verdien som er assosiert med den Sensing Method (Sensingmetoden) med mindre blankingperioden ble reprogrammert tidligere. Hvis blankingperioden for en Sensing Method ble reprogrammert tidligere, vil perioden gå tilbake til den verdien som ble programmert sist.

### RV-blank etter A-pace

RV-Blank after A-Pace (RV-blank etter A-pace) er en blankingperiode på tvers av kamre som er utformet for å støtte riktig sensing av RV-hendelser og forhindre oversensing av hendelser på tvers av kamre etter en atriell pacingpuls.

Pulsgeneratoren vil ikke respondere på RV-hendelser for den valgte durasjonen etter en atriell pacingpuls.

**MERKNAD:** *Smart Blanking er ikke tilgjengelig for parameteren RV-Blank after A-Pace (RV-blank etter A-pace).*

Ved justering av Blanking må du ta hensyn til følgende:

- Med tanke på støtte av kontinuerlig pacing for pasienter som er avhengige av å bruke pacemaker, kan det være foretrukket å redusere potensialet for ventrikulær oversensing av atrielle pacede artefakter ved å programmere en lengre blankingperiode. Programmering av en lengre blankingperiode kan imidlertid øke sannsynligheten for undersensing av R-bølger (f.eks. PVC-er, dersom de forekommer under RV-Blank after A-Pace (RV-blank etter A-pace)-blankingperioden på tvers av kamre).
- For pasienter med høy prosentandel av atriell pacing og hyppige PVC-er, som ikke er avhengige av pacemaker, kan det være foretrukket å korte ned blankingperioden for å redusere potensialet for undersensing av en PVC (dersom den forekommer under blankingperioden på tvers av kamre etter en atriell pacet hendelse). En kortere blankingperiode kan imidlertid øke sannsynligheten for ventrikulær oversensing av en atriell pacet hendelse.

Visse programmerte kombinasjoner av tokammerpacingparametere kan forstyrre ventrikulær takydetektering. Eksempelvis vil RV-undersensing grunnet den refraktære perioden som ble forårsaket av en atriell pacingpuls (RV-Blank after A-Pace (RV-blank etter A-pace)), kunne forekomme når tokammerpacing finner sted. Hvis et mønster med atriell pacing og VT-slag detekteres, vil funksjonen Brady Tachy Response (Brady-takyrespons)(BTR) i visse tilfeller automatisk justere AV Delay (AV-forsinkelse) for å støtte bekreftelse av en mistenkt VT. Dersom ingen VT er til stede, går AV Delay (AV-forsinkelse) tilbake til den programmerte verdien. For programmeringsstilfeller der den automatiske justeringen av AV Delay (AV-forsinkelse) kan finne sted, vil en spesifikk Parameter Interaction (Parameterinteraksjon)-advarsel ikke bli vist. Kontakt Boston Scientific for omtale av detaljer ved å bruke informasjonen på bakre omslag.

#### **A-blank etter V-pace**

A-Blank after V-Pace (A-blank etter V-pace) er en blankingperiode på tvers av kamre som er utformet for å støtte riktig sensing av P-bølger og forhindre oversensing av hendelser på tvers av kamre etter en ventrikulær pacingpuls.

A-Blank after V-Pace (A-blank etter V-pace) kan programmeres til en Fixed (Fastsatt) verdi eller en Smart-verdi (den siste tilgjengelig med AGC Sensing Method (Sensingmetode)).

Hvis verdien er programmert til Smart, vil pulsgeneratoren automatisk heve AGC-terskelen for sensing ved utløp av Smart Blanking-perioden for å hjelpe til med å avvise ventrikulære hendelser på tvers av kamre. Dette støtter sensing av P-bølger som ellers kanskje ville ha falt innenfor blanking-perioden på tvers av kamre. Smart Blanking endrer ikke de programmerte innstillingene for Sensitivity (Sensitivitet).

#### **A-blank etter RV-sense**

A-Blank after RV-Sense (A-blank etter RV-sense) er en blankingperiode på tvers av kamre som er utformet for å støtte riktig sensing av P-bølger og forhindre oversensing av hendelser på tvers av kamre etter enten en RV-senset hendelse.

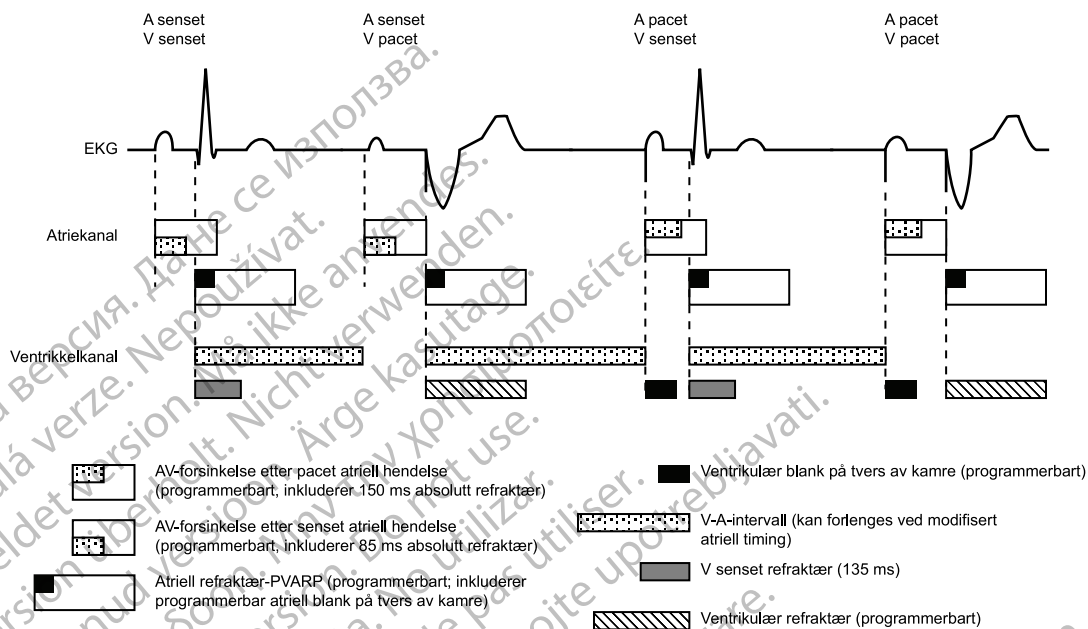
A-Blank after RV-Sense (A-blank etter RV-sense) kan programmeres til en Fixed (Fastsatt) verdi eller en Smart-verdi (den siste tilgjengelig med AGCSensing Method (Sensingmetode)).

Hvis verdien er programmert til Smart, vil pulsgeneratoren automatisk heve AGC-terskelen for sensing ved utløp av SmartBlanking-perioden for å hjelpe til med å avvise RV-hendelser på tvers

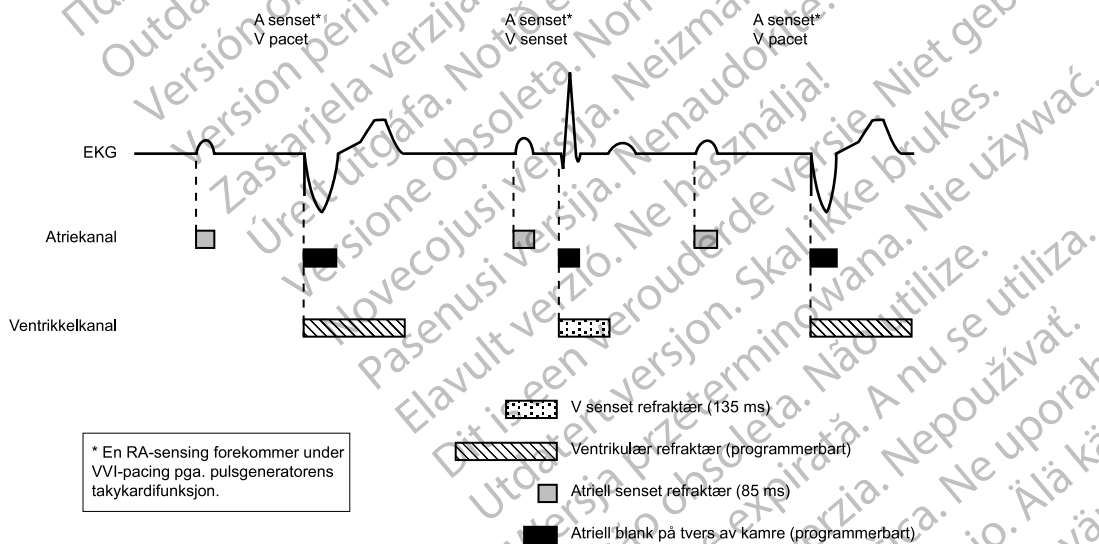


av kamre. Dette støtter sensing av P-bølger som ellers kanskje ville ha falt innenfor blanking-perioden på tvers av kamre. SmartBlanking endrer ikke de programmerte innstillingene for Sensitivity (Sensitivitet).

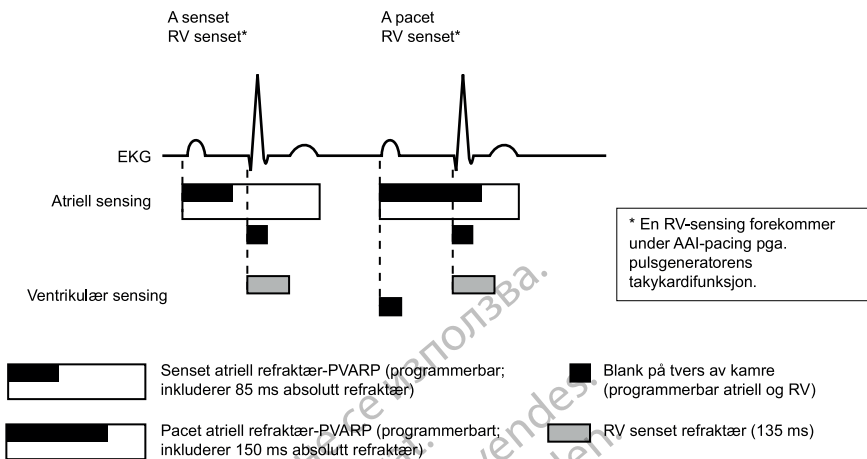
Se følgende illustrasjoner:



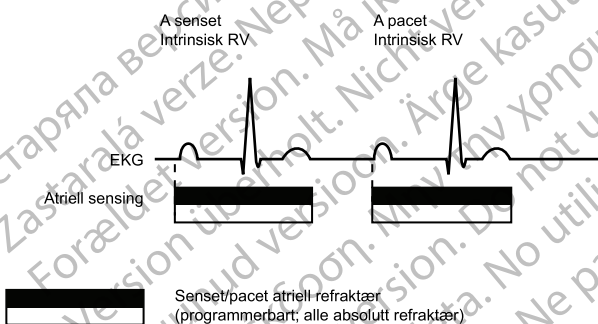
Figur 2-49. Refraktærperioder, tokammerpacingmoduser



Figur 2-50. Refraktærperioder, VVI-pacingmodus



Figur 2-51. Refraktære perioder, AAI-pacingmodus; DR



Figur 2-52. Refraktærperioder, AAI-pacingmodus; SR

## STØYRESPONS

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Støyvinduer og blankingperioder er utformet for å forhindre pacinghemming grunnet oversensing på tvers av kamre.

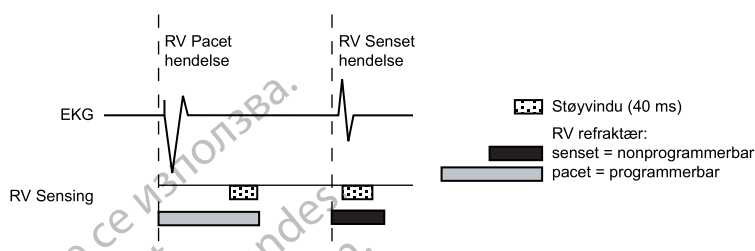
Noise Response (Støyrespons) lar klinikerer velge hvorvidt det skal paces eller om pacing skal hemmes ved tilstedeværelse av støy.

Et støyvindu på 40 ms som kan utløses på nytt finnes innenfor hver refraktærperiode og fastsatt (ikke-smart) blankingperiode på tvers av kamre. Vinduet initieres enten ved en sensed eller en paced hendelse. Både støyvinduet og refraktærperioden må fullføres for hver hjertesykklus i ett kammer før den neste hendelsen starter timingen på nytt i det samme kammeret. Gjentakende støyaktivitet kan forårsake at støyvinduet starter på nytt, noe som vil forlenge støyvinduet og muligens den effektive refraktærperioden eller blankingperioden.

Parameteren Noise Response (Støyrespons) kan programmeres til Inhibit Pacing (Hem pacing) eller en asynkron modus. Den tilgjengelige asynkrone modusen vil automatisk tilsvare den permanente Brady Mode (Bradymodusen) (dvs. permanent VVI-modus vil ha VOO-støyrespons). Hvis Noise Response (Støyrespons) er programmert til en asynkron modus, og støyen vedvarer slik at støyvinduet utvides til lengre enn det programmerte pacingintervallet, pacer pulsgeneratoren asynkront ved programmert pacingfrekvens frem til støyen opphører. Hvis Noise Response (Støyrespons) er programmert til Inhibit Pacing (Hem pacing), og vedvarende støy forekommer, vil pulsgeneratoren ikke pace i det støyfylte kammeret frem til støyen opphører. Inhibit Pacing (Hem pacing)-modus er beregnet på pasienter med arytmier som kan utløses av asynkron pacing.

Se følgende illustrasjoner.

RA-refraktærperioder kan være programmerbare eller ikke-programmerbare avhengig av modusen (en- vs. tokammer). Se Figur 2-54 Refraktærperioder og støyvinduer, RA på side 2-83.



Figur 2-53. Refraktærperioder og støyvinduer, RV



Figur 2-54. Refraktærperioder og støyvinduer, RA

I tillegg er en ikke-programmerbar dynamisk støyalgorithm aktivert i frekvenskanaler der AGC-sensing brukes.

Den dynamiske støyalgoritmen bruker en separat støykanal for kontinuerlig måling av grunnlinjesignalet og for å justere sensingbunnsverdien for å unngå støydetektering. Denne algoritmen er beregnet på å hjelpe til å forhindre oversensing av myopotensialsignaler og problemer som assosieres med oversensing.

Følgende støyhendelsesmarkører genereres:

### Enkammer

Avhengig av hvilken modus som er valgt:

- Markøren [AS] eller [VS] finner sted når støyvinduet innledningsvis utløses etter henholdsvis en A-pace eller en V-pace
- Dersom det utløses igjen for 340 ms, finner markøren AN eller VN sted
- Dersom det utløses igjen kontinuerlig, finner markøren AN eller VN sted hyppig
- Hvis asynkron pacing finner sted grunnet kontinuerlig støy, vil markøren AP-Ns eller VP-Ns forekomme

### Tokammers

- Avhengig av hvilket kammer støyen finner sted i, finner markøren [AS] eller [VS] sted når støyvinduet innledningsvis utløses etter en pacingpuls
- Dersom det utløses igjen for 340 ms, forekommer markøren AN eller VN

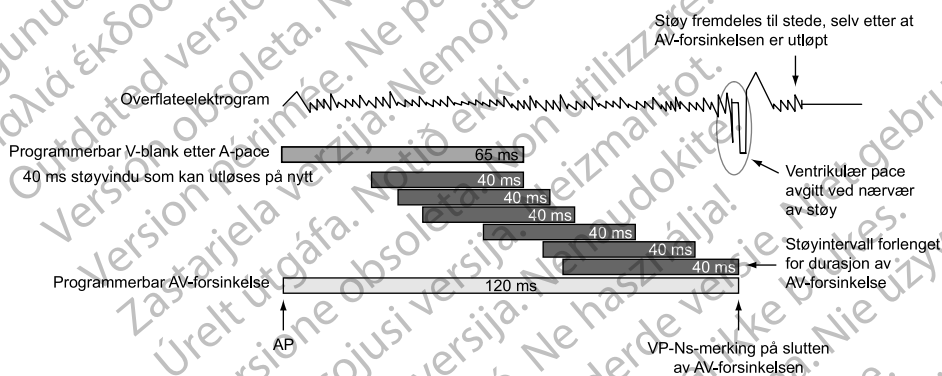
- Dersom det utløses igjen kontinuerlig, finner markøren AN eller VN sted hyppig
- Hvis asynkron pacing finner sted grunnet kontinuerlig støy, vil markøren AP-Ns, VP-Ns finne sted

**MERKNAD:** Vær forsiktig dersom du vurderer å stille inn Noise Response (Støyrespons) til Inhibit Pacing (Hem pacing) hos pasienter som er avhengige av pacemaker, da pacing ikke vil finne sted ved tilstedeværelse av støy.

### Støyresponsseksempel

Sensing på tvers av kamre som finner sted tidlig i AV Delay (AV forsinkelse)-perioden, kan detekteres av RV-senseforsterkere under den fastsatte blankingperioden, men responderes ikke på bortsett fra forlengelse av støyavvisningsintervallet. Støyavvisningsintervallet på 40 ms fortsetter å utløses på nytt gjentatte ganger frem til støy ikke lenger detekteres, opptil lengden av AV Delay (AV forsinkelse)-perioden. Hvis støy fortsetter i løpet av varigheten til AV Delay (AV forsinkelse), vil enheten levere en pacingpuls når AV Delay (AV forsinkelse)-timeren utløper, noe som forhindrer ventrikulær hemming grunnet støy. Hvis en ventrikulær pacingpuls leveres under forhold med kontinuerlig støy, vises en VP-Ns-markørvarsel på det intrakardielle elektrogrammet (Figur 2-55 Støyrespons (fastsatt blanking) på side 2-84).

Dersom støy opphører før utløp av AV Delay (AV forsinkelse)-perioden, kan enheten detektere et intrinsisk slag som finner sted på et hvilket som helst tidspunkt utover det gjenutløsbare støyintervallet på 40 ms, og starte en ny hjertesykkel.



Figur 2-55. Støyrespons (fastsatt blanking)

# SYSTEMDIAGNOSTIKK

---

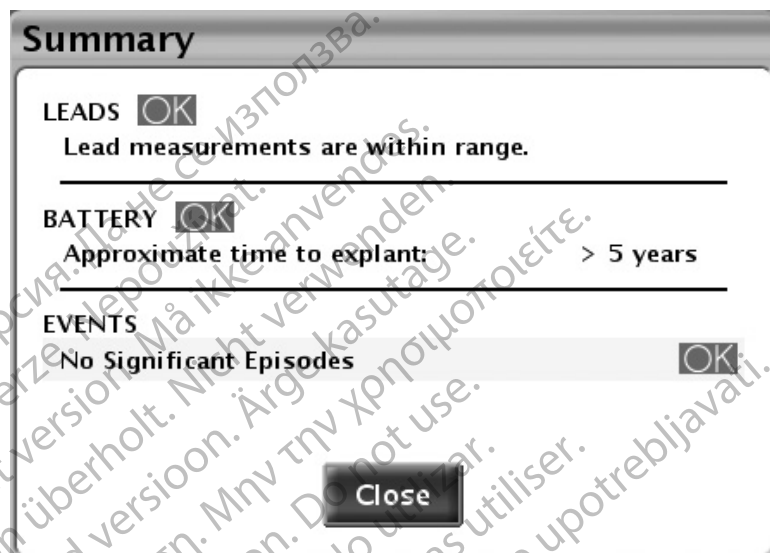
## KAPITTEL 3

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “Dialogboksen Summary (Sammendrag)” på side 3-2
- “Batteristatus” på side 3-2
- “Elektrodestatus” på side 3-6
- “Postoperativ systemtest” på side 3-10
- “Elektrodetester” på side 3-10

## DIALOGBOKSEN SUMMARY (SAMMENDRAG)

Etter interrogering vises dialogboksen Summary (Sammendrag). Den inneholder informasjon om Leads (Elektroder) og POST, Battery (Batteri)-statusindikasjoner, omtrentlig tid til eksplantering og en Events (Hendelser)-varsling som viser eventuelle episoder siden siste tilbakestilling. Hvis pulsgeneratoren registrerer en magnet, vises det også en melding om dette.



Figur 3-1. Dialogboksen Summary (Sammendrag)

Potensielle statussymboler er blant annet OK, Merk eller Advarsel ("Bruk av farger" på side 1-7). Potensielle meldinger er beskrevet i følgende avsnitt:

- Leads (Elektroder) – "Elektrodestatus" på side 3-6
- Battery (Batteri) – "Batteristatus" på side 3-2
- Events (Hendelser) – "Terapihistorikk" på side 4-2

Når du har trykket på Close (Lukk), vises ikke OBS- og advarselsymbolene for Leads (Elektroder) og Battery (Batteri) ved etterfølgende interrogeringer før det skjer andre hendelser som utløser en advarsel. Hendelsene fortsetter å vises til du trykker på knappen Reset (Tilbakestill) for en hvilken som helst historikk teller.

## BATTERISTATUS

Pulsgeneratoren overvåker batterikapasiteten og -ytelsen automatisk. Informasjon om batteristatusen vises i flere forskjellige skjermbilder:

- Dialogboksen Summary (Sammendrag) – viser en grunnleggende statusmelding om gjenværende batterikapasitet ("Dialogboksen Summary (Sammendrag)" på side 3-2).
- Kategorien Summary (Sammendrag) (i hovedskjermbildet) – viser den samme grunnleggende statusinformasjonen som dialogboksen Summary (Sammendrag), pluss en batteristatusmåler ("Hovedskjermbilde" på side 1-2).
- Skjermbildet Battery Status (Batteristatus) (åpnes via kategorien Summary (Sammendrag)) – viser ytterligere informasjon om gjenværende batterikapasitet og gjeldende magnetfrekvens ("Skjermbildet Battery Status (Batteristatus)" på side 3-3).

- Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon) (åpnes via skjermbildet Battery Status (Batteristatus)) – inneholder detaljert informasjon om batteribruk, -kapasitet og -ytelse ("Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon)" på side 3-5).

### Skjermbildet Battery Status (Batteristatus)

Skjermbildet Battery Status (Batteristatus) inneholder følgende viktige informasjon om batterikapasiteten og -ytelsen.

#### Time Remaining (Gjenværende tid)

Denne delen av skjermbildet inneholder følgende elementer:

- Batteristatusmåler – viser en visuell indikator på tiden som er igjen til eksplantering.

**MERKNAD:** Batteristatusen kan vurderes ved manuelt å bruke en ekstern magnet som er kraftigere enn 70 gauss. Pacingfrekvensen som aktiveres ved å bruke en magnet, viser batteristatusen i skjermbildet Battery Status (Batteristatus). Se "Magnet Rate" (Magnetfrekvens) nedenfor hvis du vil ha mer informasjon.

- Omtrentlig tid til eksplantering – viser estimert kalendertid som gjenstår til pulsgeneratoren når statusen Explant (Eksplanter).

Dette estimatet beregnes ved hjelp av batterikapasiteten som er brukt, gjenværende lading og strømforbruket ved gjeldende programmerte innstillinger.

Når utilstrekkelig brukshistorikk er tilgjengelig, kan omtrentlig tid til eksplantering endres fra en interrogeringsøkt til en annen. Disse svingningene er normal og skjer når pulsgeneratoren innhenter nye data og kan regne ut en mer stabil prognose. Verdien for omtrentlig tid til eksplantering vil være mer stabil etter flere ukers bruk. Svingningene kan skyldes:

- Hvis enkelte bradykardifunksjoner som påvirker pacingeffekten, omprogrammes, vil den omtrentlige tiden til eksplantering være en prognose basert på de forventede endringene i strømforbruk fra de omprogrammerte funksjonene. Neste gang pulsgeneratoren interrogeres, vil PRM igjen vise den omtrentlige tiden til eksplantering basert på den nylige brukshistorikken. Når nye data innhentes, vil den omtrentlige tiden til eksplantering trolig stabilisere seg nær den initiale prognosen.
- I flere dager etter implanteringen vil PRM vise en statisk omtrentlig tid til eksplantering basert på modellavhengige data. Når nok bruksdata er innhentet, vil enhetsspesifikke prognoser bli regnet ut og vist.

#### Magnet Rate (Magnetfrekvens)

Når Magnet Response (Magnetrespons) innstilles på Pace Async (Asynkron pacing), vil bruk av magnet endre pulsgeneratorens bradykardimodus til en asynkron modus med en fast pacingfrekvens og en AV Delay (AV-forsinkelse) for magneten på 100 ms.

Den asynkrone pacingfrekvensen gjenspeiler gjeldende batteristatus og vises i skjermbildet Battery Status (Batteristatus):

|  |                       |
|--|-----------------------|
| More than One Year Remaining (Mer enn ett år igjen)    | 100 min <sup>-1</sup> |
| One Year or Less Remaining (Ett år eller mindre igjen) | 90 min <sup>-1</sup>  |
| Explant (Eksplanter)                                   | 85 min <sup>-1</sup>  |

Mer informasjon om funksjonene Pace Async (Asynkron pacing) og Magnet er tilgjengelig ("Magnetfunksjon" på side 4-19).

### Ikonet Battery Detail (Batteriinformasjon)

Når dette ikonet velges, vises skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon) ("Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon)" på side 3-5).

### Batteristatusindikatorer

Følgende batteristatusindikatorer vises i batteristatusmåleren. Den angitte omtrentlige tiden til eksplantering regnes ut på grunnlag av pulsgeneratorens gjeldende programmerte parametere.

One Year Remaining (Ett år igjen) – det er cirka ett år igjen av full pulsgeneratorfunksjon (den omtrentlige tiden til eksplantering er ett år).

Explant (Eksplanter) – batteriet er nesten tomt, og utskifting av pulsgeneratoren må planlegges. Når statusen Explant (Eksplanter) er nådd, er det nok batterikapasitet til å pace 100 % under eksisterende forhold i tre måneder. Når statusen Explant (Eksplanter) er nådd, er det 1,5 timer med ZIP-telemetri igjen. Vurder å bruke stavtelemetri.

**MERKNAD:** Når de 1,5 timene med telemetri er brukt, genereres det en LATITUDE-advarsel.

Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet) – pulsgeneratorfunksjonaliteten er begrenset, og terapier kan ikke lenger garanteres. Denne statusen nås tre måneder etter at statusen Explant (Eksplanter) er nådd. Pasienten må settes opp til umiddelbar utskifting av enheten. Etter interrogering vises skjermbildet Limited Device Functionality (Enheten har begrenset funksjonalitet) (alle andre skjermbilder er deaktivert). Dette skjermbildet viser informasjon om batteristatus og gir tilgang til den gjenværende funksjonaliteten for enheten. ZIP-telemetri er ikke lenger tilgjengelig.

**MERKNAD:** Et LATITUDE-varsel blir generert, og deretter slutter LATITUDE NXT å utføre interrogering av enheten.

Når enheten når statusen Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet), er funksjonaliteten begrenset til følgende:

- Brady Mode (Bradykardimodus) vil bli endret som beskrevet nedenfor:

| Brady Mode (Bradykardimodus) før indikatoren Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet) | Brady Mode (Bradykardimodus) etter indikatoren Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet) |
|---|---|
| DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R)  | VVI   |
| AAI(R)  | AAI   |
| Off (Av)  | Off (Av)  |
| DOO, VOO  | VOO   |
| AOO   | AOO   |

- Brady Mode (Bradykardimodus) kan programmeres til Off (Av); ingen andre parametere kan programmeres
- Kun stavtelemetri (RF-telemetri er deaktivert)
- En LRL på 50 min<sup>-1</sup>



Ved statusen Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet) er følgende funksjoner deaktivert:

- Trender for Daily Measurement (Daglig måling)
- Bradykardiforsterkninger (f.eks. frekvensrespons, Rate Smoothing (Frekvensutjevning))
- PaceSafeRV Automatic Capture (Automatisk PaceSafe RV-registrering) (effekten er fast innstilt på 2 X siste måling, men ikke mer enn 5 V eller mindre enn 3,5 V)
- PaceSafeRA Automatic Threshold (Automatisk PaceSafe RA-terskel) (effekten er fast innstilt på gjeldende effektverdi)
- Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) (elektrodekonfigurasjonen blir værende slik den var programmert da enheten nådde statusen Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet))
- Lagring av episoder
- Diagnostikk og EP Tests (EP-tester)
- Sanntids EGM
- MV-sensor
- Accelerometer (Akselerometer)

Hvis enheten når et punkt der det er utilstrekkelig batterikapasitet tilgjengelig for fortsatt bruk, går enheten tilbake i modusen Storage (Oppbevaring). Ingen funksjonalitet er tilgjengelig i modusen Storage (Oppbevaring).

**ADVARSEL:** MRI-skanning etter at man har oppnådd statusen Explant (Eksplantering) kan føre til tidlig utladning av batteriet, et forkortet tidsvindu for utbytting av enheten, eller plutselig pacingstopp. Etter å ha utført MRI på en enhet som har nådd Explant (Eksplantering)-statusen, må pulsgeneratorens funksjonalitet bekreftes, og utskifting av enheten må planlegges.

**MERKNAD:** *Enheten bruker de programmerte parameterne og den siste brukshistorikken til å beregne den omtrentlige tiden til eksplantering. Hvis batteribruken er høyere enn normalt, kan det føre til at den omtrentlige tiden til eksplantering neste dag er kortere enn forventet.*

### Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon)

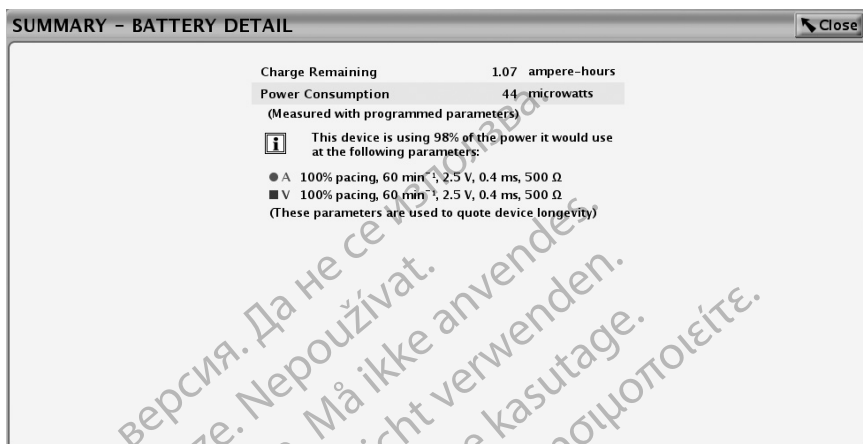
Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon) inneholder følgende informasjon om batteristatusen for pulsgeneratoren (Figur 3-2 Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon) på side 3-6):

- Charge Remaining (Gjenværende lading) (målt i ampere-timer) – mengden lading som er igjen til batteriet er utladet (basert på pulsgeneratorens programmerte parametere).
- Power Consumption (Strømforbruk) (målt i mikrowatt) – gjennomsnittlig mengde strøm som brukes av pulsgeneratoren daglig (basert på de programmerte parameterne). Strømforbruket er inkludert i beregningene som bestemmer den omtrentlige tiden til eksplantering, og posisjonen til nålen på batteristatusmåleren.
- Strømforbrukprosent – sammenligner strømforbruket ved pulsgeneratorens programmerte parametere med strømforbruket for standardparametrene som brukes til å angi levetiden til enheten.

Hvis noen av parametrene nedenfor (som påvirker pacingeffekten) omprogrammeres, justeres verdiene for Power Consumption (Strømforbruk) og strømforbrukprosenten tilsvarende:

- Amplitude (Amplityde)
- Pulse Width (Pulsbredde)
- Brady Mode (Bradymodus)

- LRL
- MSR
- PaceSafe



Figur 3-2. Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon)

## ELEKTRODESTATUS

### Daglige målinger

Enheten utfører følgende målinger hver 21. time og rapporterer dem daglig:

- Daglig måling av intrinsisk amplitude: enheten vil automatisk prøve å måle P- og R-takkens intrinsiske amplitude for hvert hjertekammer der den daglige målingen av Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude) er aktivert (uavhengig av pacingmodus). Denne målingen vil ikke påvirke den normale pacingen. Enheten vil overvåke opptil 255 hjertesykluser for å finne et senset signal og oppnå en vellykket måling.
- Daglig måling av elektrode (Pace Impedance (Pacingimpedans)):
  - Pacingelektrode(r) – enheten vil automatisk prøve å måle impedansen for pacingelektrodenes for hvert kammer der den daglige testingen av Pace Impedance (Pacingimpedans) er aktivert (uavhengig av pacingmodus). For å utføre elektrodeimpedanstesten bruker enheten et sub-pacingterskelsignal som ikke vil interferere med den normale pacingen eller sensingen.
  - For ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter er High Impedance Limit (Øvre impedansgrense) nominelt fastsatt til 2000 Ω og kan programmeres mellom 2000 og 3000 Ω i inkremerter på 250 Ω. Low Impedance Limit (Nedre impedansgrense) er nominelt fastsatt til 200 Ω og kan programmeres mellom 200 og 500 Ω i inkremerter på 50 Ω.

For FORMIO, VITALIO, INGENIO og ADVANTIO-enheter er High Impedance Limit (Øvre impedansgrense) nominelt fastsatt til 2000 Ω og kan programmeres mellom 2000 og 2500 Ω i inkremerter på 250 Ω. Low Impedance Limit (Nedre impedansgrense) er nominelt fastsatt til 200 Ω og kan programmeres mellom 200 og 500 Ω i inkremerter på 50 Ω.

Ta hensyn til følgende faktorer når du velger en verdi for Impedance Limits (Impedansgrenser):

- For kroniske elektroder, elektrodens tidligere impedansmålinger og andre elektriske funksjonsmålinger, for eksempel stabilitet over tid

- For nylig implanterte elektroder, den første målte impedansverdien

**MERKNAD:** Avhengig av elektrodens modningseffekter under oppfølgingstesting kan legen velge å omprogrammere impedansgrensene.

- Pasientens pacingavhengighet
- Anbefalte impedansområder for elektroden(e) som brukes, hvis dette er tilgjengelig
- Måling av daglig PaceSafe-terskel – når PaceSafe er innstilt på Auto eller Daily Trend (Daglig trend), vil enheten automatisk prøve å måle pacingterskelen i kammeret som PaceSafe er programmert for. Enheten justerer de nødvendige parameterne for å utføre testen.

Grunnleggende informasjon om elektrodestatusen vises i skjermbildet Summary (Sammendrag). Detaljert informasjon vises i et grafisk format i skjermbildet Summary – Leads Status (Sammendrag – elektrodestatus), som kan åpnes ved å velge elektrodeikonet i skjermbildet Summary (Sammendrag) (Figur 3–3 Sammendragsskjermbildet Leads Status (Elektrodestatus) på side 3-8).

Mulige elektrodestatusmeldinger er som følger (Tabell 3–1 Rapportering av elektrodemålinger på side 3-7):

- Lead measurements are within range (Elektrodemålinger er innenfor gyldig område).
- Check Lead (Kontroller elektrode) (meldingen vil angi hvilken elektrode) – angir at de(n) daglige elektrodemålingen(e) er utenfor gyldig område. For å finne ut hvilken måling som er utenfor gyldig område, vurderer du de daglige måleresultatene for den aktuelle elektroden.

**MERKNAD:** Elektrodeimpedansmålinger som er utenfor gyldig område, kan føre til at elektrodekonfigurasjonen endres til Unipolar ("Elektrodesikkerhetsbryter" på side 2-67).

**MERKNAD:** Du finner en detaljert beskrivelse av PaceSafe-spesifikke målinger, inkludert varsling om mislykkede elektrodetester og elektrodeadvarsler, under ("PaceSafe" på side 2-13).

Tabell 3–1. Rapportering av elektrodemålinger

| Elektrodemåling                                    | Rapporterte verdier  | Utenfor gyldig område – grenser  |
|--|--|--|
| A Pace Impedance ( $\Omega$ ) (A-pacingimpedans)   | 200 til maksimal programmerbar High (Øvre)-impedansgrense <sup>a</sup> | Low (Lav): $\leq$ programmert atriell Low (Nedre)-impedansgrense<br>High (Øvre): $\geq$ programmert atriell High (Høy) impedansgrense                                  |
| RV Pace Impedance (RV-pacingimpedans) ( $\Omega$ ) | 200 til maksimal programmerbar High (Øvre)-impedansgrense <sup>a</sup> | Low (Lav): $\leq$ programmert verdi for høyre ventrikulær Low (Nedre)-impedansgrense<br>High (Øvre): $\geq$ programmert High (Høy) impedansgrense for høyre ventrikkel |
| P-Wave Amplitude (P-bølgeamplitude) (mV)           | 0,1 til 25,0   | Low (Lav): $\leq$ 0,5<br>High (Øvre): ingen  |
| R-Wave (RV) Amplitude (R-bølgeamplitude, RV) (mV)  | 0,1 til 25,0   | Low (Lav): $\leq$ 3,0<br>High (Øvre): ingen  |

a. Den maksimale programmerbare verdien for High (Øvre)-impedansgrense er 2500 eller 3000  $\Omega$ , avhengig av pulsgeneratormodell.

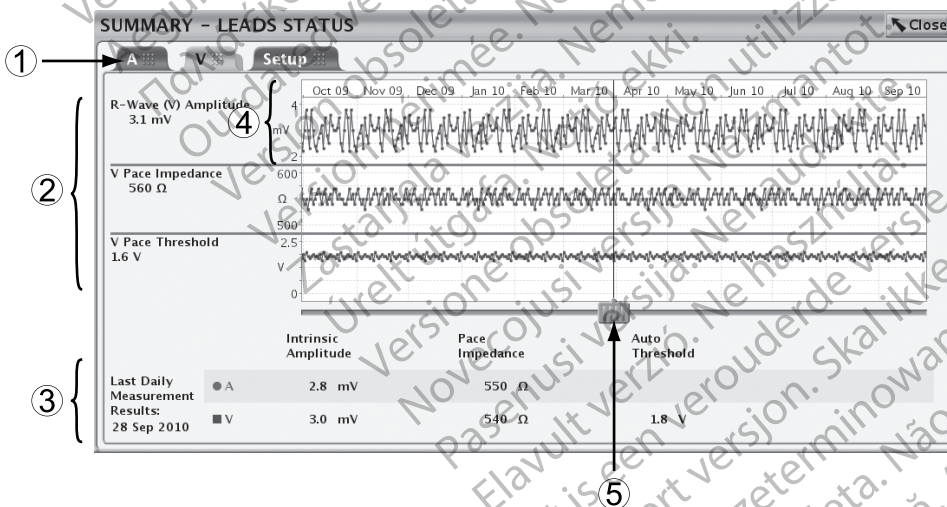
**MERKNAD:** For enkeltkammerenheter tilsvarer verdiene for Amplitude (Amplitude) og Impedance (Impedans) som rapporteres, og grensene for utenfor gyldig område som er brukt, den valgte elektrodeposisjonen og -modusen.

Skjermbildet Summary – Leads Status (Sammendrag – elektrodestatus) inneholder informasjon om daglige målinger for aktuelle elektroder (Figur 3–3 Sammendragsskjermbildet Leads Status (Elektrodestatus) på side 3-8):

- Diagrammet viser daglige målinger fra de siste 52 ukene.
- Bruk kategoriene øverst på skjermen for å vise data for hver elektrode. Velg fanen Setup (Oppsett) for å aktivere eller deaktivere spesifikke daglige elektrodemålinger eller innstille impedansgrenseverdier.

**MERKNAD:** Hvis daglige elektrodeimpedansmålinger deaktiveres i et bestemt kammer, deaktiveres også funksjonen Lead Safety Switch (Elektrodesikkerhetsbryter) i det aktuelle kammeret.

- Hvert datapunkt representerer den daglige målingen eller POST-resultatene for en bestemt dag. Hvis du vil vise spesifikke resultater for en dag, beveger du den horisontale glidebryteren over det aktuelle datapunktet eller -hullet.
- En måling som er utenfor gyldig område, plottes et punkt ved den tilsvarende maksimums- eller minimumsverdien.
- Det genereres et datahull hvis enheten ikke kan utføre en gyldig måling for den aktuelle dagen.
- De siste daglige målingene eller POST-resultatene vises nederst på skjermen.



[1] Bruk kategoriene for å velge den aktuelle elektroden [2] Resultater for den valgte dagen [3] Resultater for den siste dagen [4] Y-aksejusteringer basert på målte resultater [5] Bruk den horisontale glidebryteren for å vise data for en bestemt dag

Figur 3–3. Sammendragsskjermbildet Leads Status (Elektrodestatus)

Hvis enheten ikke klarer å utføre én eller flere daglige målinger til fastsatt tid, vil den prøve igjen opptil tre ganger med et intervall på én time. De nye forsøkene endrer ikke tidspunktet for de daglige målingene. Neste dags måling vil skje 21 timer etter det initiale forsøket.

Hvis en gyldig måling ikke registreres etter det initiale forsøket pluss tre nye forsøk, eller ikke er registrert på slutten av en 24-timers tidsperiode, vil målingen bli rapportert som Invalid Data (Ugyldige data) eller No data collected (Ingen data registrert) (N/R).

Når mer enn én måling utføres på én dag, vil bare én av disse bli rapportert. For Amplitude (Amplityde) og Impedance (Impedans) gjelder følgende: Hvis én av målingene er gyldig og én er

ugyldig, rapporteres den ugyldige målingen. Hvis begge målingene er gyldige, rapporteres den nyeste. For terskel, hvis én måling er gyldig og én er ugyldig, rapporteres den gyldige målingen. Hvis begge målingene er gyldige, rapporteres den høyeste verdien.

Hvis skjermbildet Summary (Sammendrag) angir at en elektrode må kontrolleres, og diagrammet Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude) og Impedance (Impedans) ikke viser verdier utenfor gyldig område eller hull, ble testen som ga verdien utenfor gyldig område, gjort i løpet av de siste 24 timene og er ikke blitt lagret ennå med de daglige målingene.

**Tabell 3–2. Intrinsisk amplitude: Forhold for daglig måling, programmererskjerm og grafisk fremstilling**

| Forhold   | Programmererskjerm                                      | Grafisk fremstilling                               |
|---|---|--|
| Amplitudemåling innenfor gyldig område                    | Måleverdi   | Plottet punkt                                      |
| Elektrodekonfigurasjon er innstilt på Off/None (Av/Ingen) | No data collected (Ingen data registrert)               | Hull   |
| Alle hendelser i testperioden er pacet                    | Pacet   | Hull   |
| Støy registrert i testperioden                            | Noise (Støy)  | Hull   |
| Sensede hendelser definert som PVC                        | PVC   | Hull   |
| Sensede hendelser definert som PAC                        | PAC   | Hull   |
| Amplitudemålinger utenfor gyldig område (mV)              | 0,1, 0,2, ..., 0,5 (RA-elektrode) med OBS-ikon          | Plottet punkt                                      |
|   | 0,1, 0,2, ..., 3,0 (ventrikulær elektrode) med OBS-ikon |  |
|   | < 0,1 med OBS-ikon                                      |  |
|   | > 25 med OBS-ikon                                       | Plottet punkt ved tilhørende maksimum <sup>a</sup> |

a. Når verdien som måles, er > 25 mV, vises et OBS-symbol i diagrammet, selv om det ikke genereres advarsler i sammendragsskjermbildene.

**Tabell 3–3. Elektrodeimpedans: Forhold for daglig måling, programmererskjerm og grafisk fremstilling**

| Forhold   | Programmererskjerm  | Grafisk fremstilling |
|---|---|----------------------|
| Impedansmåling innenfor gyldig område   | Måleverdi   | Plottet punkt        |
| Electrode Configuration (Elektrodekonfigurasjon) er innstilt på Off/None (Av/Ingen) | Invalid Data (Ugyldige data)  | Hull                 |
| Støy registrert i testperioden  | Støy  | Hull                 |
| Impedansmålinger utenfor gyldig område (pacingelektroder) ( $\Omega$ )              | Målt verdi høyere enn eller lik den programmerte High (Øvre)-impedansgrensen for pacing, med OBS-ikon                                     | Plottet punkt        |
|   | Målt verdi lavere enn eller lik den programmerte Low (Øvre)-impedansgrensen for pacing, med OBS-ikon                                      |                      |
|   | > maksimal High (Øvre)-impedansgrense for pacing, med OBS-ikon<br>< minimumsverdi for Low (Nedre)-impedansgrense for pacing, med OBS-ikon |                      |

a. Når disse punktene velges, vises ikke den numeriske verdien, men en melding om at verdien er over den øvre grensen eller under den nedre grensen (det som er aktuelt).

**Tabell 3–4. Automatisk terskel for PaceSafe: Forhold for daglig måling, programmererskjerm og grafisk fremstilling**

| Forhold  | Programmererskjerm                       | Grafisk fremstilling |
|--|--|----------------------|
| Terskelmåling innenfor gyldig område               | Måleverdi                                | Plottet punkt        |
| Funksjonen er ikke aktivert                        | No data collected (Ingen data innsamlet) | Hull                 |
| Feil ved test eller målinger utenfor gyldig område | Forskjellig                              | Hull                 |

**MERKNAD:** Se en detaljert liste over feilkoder for testing av PaceSafe-terskel ("PaceSafe" på side 2-13).

Under disse forholdene vil det ikke bli gjort forsøk på å måle intrinsisk amplitude og elektrodeimpedans. Skjermen på programmereren viser No data collected (Ingen data registrert) eller Invalid Data (Ugyldige data), og det vil være et hull i den grafiske fremstillingen:

- Telemetri er aktiv
- Enhetens batterikapasitet er utladet
- LATITUDE-interrogering pågår
- Pulsgeneratoren er i Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering)
- Pulsgeneratoren er i MRI Protection Mode (Beskyttelsesmodus for MR)
- Magnet plasseres på pulsgeneratoren (når Magnet Response (Magnetrespons) er satt til Pace Async (Asynkron pacing))

Se en detaljert beskrivelse av forholdene der det ikke vil bli gjort forsøk på PaceSafe-målinger ("PaceSafe" på side 2-13).

## POSTOPERATIV SYSTEMTEST (POST)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT- og ESSENTIO-enheter.

POST-funksjonen utfører en automatisk enhets-/elektrodesjekk på et forhåndsbestemt tidspunkt etter implantering. Dette hjelper til med å dokumentere at systemet fungerer som det skal, uten å kreve manuell systemtesting, noe som gjør det lettere å skrive ut pasienten samme dagen. Legen kan velge hvor lenge etter elektrodetilkobling det er ønskelig med automatiske elektrodetestresultater. Eventuelle justeringer av det nominelle testresultattidspunktet må programmeres før elektrodetilkobling.

Dersom automatisk testing av Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude), Impedance (Impedans) og Pace Threshold (Pacingterskel) aktiveres, vil testingen bli forsøkt én time før det ønskede testresultattidspunktet. Etter interrogering blir statusen for testing (planlagt for kjøring, pågår, fullført) oppgitt i dialogboksen Summary og skjermbildet Summary i løpet av de første 48 timene etter elektrodetilkobling. Testresultater kan skrives ut på Quick Notes og Follow-Up Reports (Oppfølgingsrapporter).

**MERKNAD:** Pacingparametere kan justeres midlertidig for å bidra til å sikre en gyldig måling.

Hvis enheten ikke klarer å utføre én eller flere gyldige målinger på første forsøk, blir gjentatte forsøk utført for å bidra til å lette innhenting av en måling. Testing kan fullføres opptil én time etter testresultattidspunktet hvis gjentatte forsøk er påkrevd. Hvis en gyldig måling ikke oppnås, og/eller hvis det forekommer automatiske daglige målinger før utskrift av rapporten, kan det daglige måleresultatet registreres ("Elektrodestatus" på side 3-6).

## ELEKTRODETESTER

Følgende elektrodetester er tilgjengelige (Figur 3–4 Skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) på side 3-11):

- A Pace Impedance (A-pacingimpedans)
- Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude)
- Pace Threshold (Pacingterskel)



Figur 3-4. Skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester)

Du kan åpne skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) ved å følge denne fremgangsmåten:

1. Velg kategorien Tests (Tester) i hovedskjermbildet.
2. I skjermbildet Tests (Tester) velger du kategorien Lead Tests (Elektrodetester).

Alle elektrodetester kan utføres ved å følge tre forskjellige fremgangsmåter:

- Via skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) – lar deg utføre de samme elektrodetestene i alle kamre
- Ved å velge knappen for ønsket kammer – lar deg utføre alle tester på samme elektrode
- Ved å velge knappen Run All Tests (Kjør alle tester) – dette alternativet utfører automatisk Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude)- og Lead Impedance (Elektrodeimpedans)-tester og lar deg utføre Pace Threshold (Pacingterskel)-tester

### Test av intrinsisk amplitude

Testen av intrinsisk amplitude måler den intrinsiske P- og R-bølgeamplituden for de aktuelle kamrene.

Testing av intrinsisk amplitude kan gjøres i skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) ved å følge denne fremgangsmåten:

1. Du kan endre følgende forhåndsvalgte verdier ved behov for å vise den intrinsiske aktiviteten i kammeret/kamrene som testes:
  - Programmert Normal Brady Mode (Normal bradymodus)
  - LRL ved 30 min<sup>-1</sup>
  - AV Delay (AV-forsinkelse) ved 300 ms

- Trykk på knappen Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude). Mens testen pågår, vises et vindu med testfremdriften. Hvis du trykker på og holder nede knappen Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude), gjentas målingene i opptil 10 sekunder til du slipper knappen. Når vinduet lukkes, kan du utføre samme test igjen ved å trykke på knappen Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude). Hvis du vil avbryte testen, trykker du på knappen Cancel (Avbryt) eller på tasten DIVERT THERAPY (Avled terapi) på PRM.
- Når testen er ferdig, vil målingen av intrinsisk amplitude vises som gjeldende måling (ikke i parentes). Hvis testen gjentas i samme økt, oppdateres den gjeldende målingen med det nye resultatet. Merk at målingen fra forrige økt (i parentes) er for den siste økten som testen ble utført i.

**MERKNAD:** Testresultatene fra den siste målingen lagres i pulsgeneratorens minne, hentes frem under den initiale interrogeringen og vises i skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester). Målingene vises også i Quick Notes-rapporten.

## Test av elektrodeimpedans

En Lead Impedance Test (Elektrodeimpedanstest) kan utføres og brukes som et relativt mål på elektrodens integritet over tid.

Hvis det er usikkerhet rundt elektrodeintegriteten, kan standard elektrodefeilsøkingstester brukes for å vurdere elektrodesystemets integritet.

Feilsøkingstestene inkluderer, men er ikke begrenset til, det følgende:

- Elektrogramanalyse med manipulering av lommen og/eller isometri
- Røntgen eller fluoroskopi
- Invasiv visuell inspeksjon

Et testresultat av typen NOISE (Støy) rapporteres hvis det ikke er mulig å utføre en gyldig måling (sannsynligvis på grunn av EMI).

Testing av pacingelektrodeimpedansen kan utføres via skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) ved å følge denne fremgangsmåten:

- Trykk på knappen for ønsket elektrodeimpedanstest. Hvis du trykker på og holder nede en knapp, gjentas målingene i opptil 10 sekunder til du slipper knappen.
- Mens testen pågår, vises et vindu med testfremdriften. Når vinduet lukkes, kan du utføre samme test ved å trykke en gang til på knappen for ønsket elektrodeimpedanstest. Hvis du vil avbryte testen, trykker du på knappen Cancel (Avbryt) eller på tasten DIVERT THERAPY på PRM.
- Når testen er ferdig, vises impedansmålingen som gjeldende måling (ikke i parentes). Hvis testen gjentas i samme økt, oppdateres den gjeldende målingen med det nye resultatet. Merk at målingen fra forrige økt (i parentes) er for den siste økten som testen ble utført i.
- Hvis testresultatet er NOISE (Støy), kan du gjøre følgende:
  - Gjenta testen
  - Endre telemetrimoduser
  - Fjerne andre kilder til elektromagnetisk interferens

**MERKNAD:** Testresultatene fra den siste målingen lagres i pulsgeneratorens minne, hentes frem under den initiale interrogeringen og vises i skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester). Målingene vises også i Quick Notes-rapporten.



## Pacingterskeltest

Pace Threshold Test (Pacingterskeltest) bestemmer minimumseffekten som er nødvendig for registrering i et bestemt kammer.

Ventrikulære og atrielle pacingamplitydeterskeltester kan utføres manuelt eller automatisk. Når PaceSafe er innstilt på Auto, kan resultatene fra de beordrede automatiske amplitydetestene brukes til å justere effektnivåene for PaceSafe.

Ventrikulære og atrielle pulsbreddeterskeltester utføres manuelt ved å velge Pulse Width (Pulsbredde) i skjermbildet Pace Threshold (Pacingterskel).

### Manuell pacingterskeltest

En sikkerhetsmargin på minimum 2 X spenningen eller 3 X pulsbredden anbefales for hvert kammer basert på registreringsterskler, noe anbefales for å gi en passende sikkerhetsmargin og bidra til å bevare batterilevetiden. Startparameterverdiene beregnes automatisk før testing. Testen starter ved en angitt startverdi, og denne verdien synker (Amplitude (Amplityde) eller Pulse Width (Pulsbredde)) etter hvert som testen går fremover. PRM avgir en pipetone for hvert minskning. Verdiene som brukes under terskeltesten, kan programmeres. Parametrene gjelder kun mens testen pågår.

**MERKNAD:** Hvis modusen DDD er valgt, vil valg av enten den atrielle eller ventrikulære testen gjøre at pacingeffekten kun reduseres i det valgte kammeret.

Når testen har startet, bruker enheten de angitte bradykardiparametrene. Enheten bruker det programmerte antallet sykluser per trinn, og dekrementerer (reduserer gradvis) den valgte testtypeparameteren (Amplitude (Amplityde) eller Pulse Width (Pulsbredde)) til testen er ferdig. Sanntidselektrogrammer og hendelsesmarkører med merknader, som inkluderer verdiene som testes, er fortsatt tilgjengelig under terskeltestingen. Skjermen justeres automatisk og viser kammeret som testes.

Under terskeltesten viser programmereren testparametrene i et vindu mens testen pågår. Hvis du vil stoppe testen midlertidig eller foreta en manuell justering, trykker du på knappen Hold (Stopp) i vinduet. Trykk på plussknappen (+) eller minusknappen (-) for å øke eller redusere verdien som testes, manuelt. Trykk på Continue (Fortsett) for å fortsette testen.

Terskeltesten er ferdig og alle parametrene tilbakestilles til de normale programmerte verdiene når noe av det følgende inntreffer:

- Testen avsluttes via en kommando på PRM (f.eks. hvis du trykker på knappen End Test (Avslutt test) eller tasten DIVERT THERAPY (AVLED TERAPI)).
- Den laveste tilgjengelige innstillingen for Amplitude (Amplityde) eller Pulse Width (Pulsbredde) nås, og det programmerte antall sykluser er ferdig.
- Telemetriforbindelsen avbrytes.

En pacingterskeltest kan utføres via skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) ved å følge denne fremgangsmåten:

1. Velg ønsket kammer som skal testes.
2. Trykk på knappen Pace Threshold (Pacingterskel).
3. Velg testtypen.
4. Du kan endre følgende parameterverdier for å vise pacingen i kammeret/kamrene som testes:
  - Mode (Modus)
  - LRL
  - Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)
  - Pacing Lead Configuration (Pacingelektrodekonfigurasjon)
  - Amplitude (Amplityde)
  - Pulsbredde
  - Cycles per Step (Sykluser per trinn)

For modusen DDD brukes Normal BradyMTR (Normal brady-MTR).

5. Se på EKG-visningen og stopp testen ved å trykke på knappen End Test (Avslutt test) eller tasten DIVERT THERAPY (AVLED TERAPI) når det observeres manglende registrering. Hvis testen fortsetter til det programmerte antallet sykluser ved laveste innstilling er nådd, avsluttes testen automatisk. Den endelige terskeltestverdien vises (verdien er ett trinn over verdien da testen ble avsluttet). En 10-sekunders kurve (før tap av registrering) lagres automatisk og kan vises og analyseres ved å velge fanen Snapshot ("Snapshot" på side 4-8).

**MERKNAD:** Terskeltestresultatet kan redigeres ved å trykke på knappen *Edit Today's Test* (Rediger dagens test) i skjermbildet *Threshold Test* (Terskeltest).

6. Når testen er ferdig, vises terskelmålingen som gjeldende måling (ikke i parentes). Hvis testen gjentas i samme økt, oppdateres den gjeldende målingen med det nye resultatet. Merk at målingen fra forrige økt (i parentes) er for den siste økten som testen ble utført i.
7. Hvis du vil utføre en annen test, endrer du eventuelt testparameterverdiene og starter på nytt. Resultatene fra den nye testen vises.

**MERKNAD:** Testresultatene fra den siste målingen lagres i pulsgeneratorens minne, hentes frem under den initiale interogeringen og vises i skjermbildet *Lead Tests* (Elektrodetester) og *Leads Status* (Elektrodestatus). Målingene vises også i *Quick Notes*-rapporten.

### Beordret automatisk pacingterskeltest

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Beordrede automatiske terskeltester skiller seg fra de manuelle testene på følgende måte:

- Beordrede automatiske terskeltester er tilgjengelig for Amplitude (Amplityde), men ikke for Pulse Width (Pulsbredde).
- Følgende parametre er faste (vs. programmerbare ved manuelle tester):
  - Paced AV Delay (Pacet AV-forsinkelse)
  - Pulsbredde
  - Cycles per step (Sykluser per trinn)

– Pacing Lead Configuration (Pacingelektrodekonfigurasjon) (RAAT)

**MERKNAD:** Du kan endre de programmerbare parametrene for å vise pacingen i kammeret som testes.

- Flere hendelsesmarkører er tilgjengelig, inkludert manglende registrering, fusjon og backup-pacing (når backup-pacing er tilgjengelig).
- Når en beordret automatisk terskeltest har startet, kan den ikke stoppes midlertidig, bare avbrytes.
- PaceSafe bestemmer automatisk når testen er ferdig, og stopper testen automatisk.
- Når testen er ferdig, stopper den automatisk og viser terskelen, som er siste effektnivå som viste konsekvent registrering. En 10-sekunders kurve (før tap av registrering) lagres automatisk og kan vises og analyseres ved å velge fanen Snapshot ("Snapshot" på side 4-8).
- Testresultatene kan ikke redigeres.

**MERKNAD:** Det skjer ingen atriell backup-pacing under en beordret automatisk terskeltest for høyre atrium.

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

# PASIENTDIAGNOSTIKK OG OPPFØLGNING

---

## KAPITTEL 4

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “Terapihistorikk” på side 4-2
- “Arytmiloggbok” på side 4-2
- “Snapshot” på side 4-8
- “Histogrammer” på side 4-9
- “Tellere” på side 4-10
- “Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon)” på side 4-11
- “Trender” på side 4-14
- “Postimplantasjonsfunksjoner” på side 4-18

## TERAPIHISTORIKK

Pulsgeneratoren tar automatisk opp data som kan være nyttig i evalueringen av pasientens tilstand og effekten av pulsgeneratorens programmering.

Terapihistorikkdata kan gjennomgås på forskjellige detaljnivåer ved hjelp av PRM:

- Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok) – gir detaljert informasjon for hver detekterte episode ("Arytmiloggbok" på side 4-2)
- Histograms (Histogrammer) og Counters (Tellere) – viser totalt antall og prosentandel av pacede og sensede hendelser under en bestemt opptaksperiode ("Histogrammer" på side 4-9 og "Tellere" på side 4-10)
- Heart Rate Variability (HRV) (Hjertefrekvensvariasjon) – måler endringer i pasientens egen hjertefrekvens innenfor en 24-timers innhentingsperiode ("Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon)" på side 4-11)
- Trends (Trender) – gir en grafisk visning av bestemte pasient-, pulsgenerator- og elektrodedata ("Trender" på side 4-14)

**MERKNAD:** Dialogboksen Summary (Sammendrag) og fanen Summary (Sammendrag) viser en prioritert liste over hendelser som har forekommet siden forrige tilbakestilling. Denne listen vil bare inkludere VT-, SVT-, Nonsustained- (Ikke vedvarende) og ATR-episoder (hvis episoden varte lenger enn 48 timer), samt MRI-episoder.

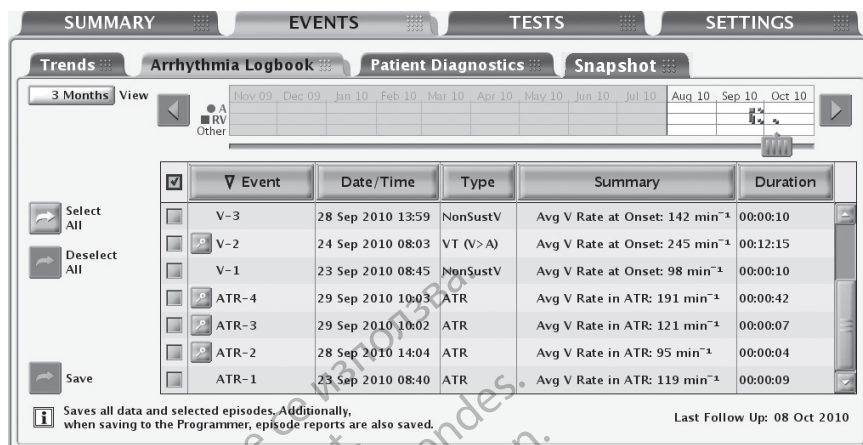
## ARYTMIOLOGGBOK

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok) gir tilgang til følgende detaljert informasjon om episoder av alle typer (Figur 4-1 Skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok) på side 4-3):

- Nummer, dato og klokkeslett for hendelsen
- Hendelsestypen
- Sammendrag av hendelsesdetaljer
- Durasjon for hendelsen (hvis aktuelt)
- Elektrogrammer med merkede markører
- Intervaller

**MERKNAD:** Dataene inkluderer informasjon fra alle aktive elektroder. Enheten komprimerer historikkdataene for å kunne lagre maks. 14 minutter med elektrogramdata (10 minutter med aktivert Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor)). Den faktisk lagrede tidslengden varierer imidlertid basert på dataene som komprimeres (f.eks. støy fra EGM-en eller en episode med VT).



Figur 4–1. Skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok)

Prioriteten til episoden samt maksimalt antall og minimumsantall episoder som pulsgeneratoren lagrer under normale betingelser, varierer etter episodetype (Tabell 4–1 Episodeprioritet på side 4-3). Så lenge enhetsminnet som er tildelt episodedata ikke er fullt, lagrer pulsgeneratoren inntil det maksimale antallet episoder som er tillatt for hver episodetype. Minimumsantallet episoder for hver episodetype sikrer at alle episodetyper er representert ved å beskytte et lite antall lavprioritetsepisoder mot å bli overskrevet av høyprioritetsepisoder når enhetsminnet er fullt.

Når enhetsminnet er fullt, prøver pulsgeneratoren å prioritere og overskrive lagrede episoder i henhold til følgende regler:

1. Hvis enhetsminnet er fullt og det finnes episoder som er eldre enn 18 måneder, slettes den eldste av de lavest prioriterte episodene blant disse episodetyperne (uavhengig av om minimumsantallet episoder er lagret) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter).
  2. Hvis enhetsminnet er fullt og det finnes episodetyper som har flere enn minimumsantallet episoder lagret, vil den eldste av de lavest prioriterte episodene blant disse episodetyperne bli slettet. I slike tilfeller vil lavprioritetsepisoder ikke bli slettet hvis det aktuelle antallet lagrede episoder er under minimumsantallet.
  3. Hvis enhetsminnet er fullt og det ikke finnes episodetyper som har flere enn minimumsantallet episoder lagret, vil den eldste av de lavest prioriterte episodene blant alle episodetyperne bli slettet.
  4. Hvis det maksimale antallet episoder er nådd innen en episodetype, blir den eldste episoden av denne typen slettet.
- En aktiv episode har høyest prioritet inntil den tilhørende typen kan fastsettes.

**MERKNAD:** Når historikkdata er lagret, kan disse når som helst åpnes igjen uten avlesing av enheten.

Tabell 4–1. Episodeprioritet

| Episode – Type (Type)                                   | Prioritet | Maksimalt antall lagrede episoder | Minimumsantall lagrede episoder med detaljrapporter | Maksimalt antall lagrede episoder med detaljrapporter |
|---|-----------|-----------------------------------|---|---|
| VT (V>A) <sup>c</sup>                                   | 1         | 50                                | 5   | 10  |
| MRI   | 1         | 10                                | 1   | 5   |
| PTM (Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor)) | 1         | 5                                 | 1   | 1   |

Tabell 4–1. Episodeprioritet (Fortsettelse)

| Episode – Type (Type)       | Prioritet | Maksimalt antall lagrede episoder | Minimumsantall lagrede episoder med detaljrapporter | Maksimalt antall lagrede episoder med detaljrapporter |
|-----------------------------|-----------|-----------------------------------|---|---|
| SAM (signalartefaktmonitor) | 1         | 2                                 | 1   | 2   |
| SVT (V≤A) <sup>a</sup>      | 2         | 50                                | 3   | 5   |
| NonSustV                    | 3         | 10                                | 1   | 2   |
| RA Auto <sup>a</sup>        | 3         | 1                                 | 1   | 1   |
| RV Auto                     | 3         | 1                                 | 1   | 1   |
| ATR <sup>a</sup>            | 4         | 10                                | 1   | 3   |
| PMT <sup>a</sup>            | 4         | 5                                 | 1   | 3   |
| SBR <sup>a</sup>            | 4         | 10                                | 1   | 3   |
| APM RT <sup>b</sup>         | 4         | 1                                 | 1   | 1   |
| RYTHMIQ <sup>a</sup>        | 4         | 10                                | 1   | 3   |

a. Ikke tilgjengelig i SR-modeller.

b. APM RT-hendelser (Advanced Patient Management real time) viser EGM-er som registreres og lagres i pulsgeneratoren under oppfølging med LATITUDE-kommunikator.

c. I en SR-enhet er episodetyperen Tachy (Taky).

Følg stegene nedenfor for å vise dataene i Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok):

- På fanen Events (Hendelser) velger du Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok). Om nødvendig vil pulsgeneratoren automatisk bli avlest og aktuelle data blir vist. Lagrede pasientdata kan også vises ("Lagring av data" på side 1-17).
- Under innhenting av data viser programmereren et vindu som angir avlesingsfremdriften. Det vises ingen informasjon hvis du trykker på knappen Cancel (Avbryt) før alle de lagrede dataene er hentet.
- Bruk glidebryteren og knappen View (Vis) til å styre datointervallet for hendelsene du vil vise i tabellen.
- Trykk på knappen Details (Detaljer) for en hendelse i tabellen for å vise hendelsesdetaljene. Hendelsesdetaljer, som er tilgjengelig hvis Details-knappen vises, er nyttig ved vurdering av hver episode. Skjermbildet Stored Event (Lagret hendelse) vises, og du kan bla gjennom følgende faner for å få mer informasjon om hendelsen:
  - Events Summary (Hendelsessammendrag)
  - EGM (MRI-hendelser inkluderer ikke EGM-data)
  - Intervals (Intervaller) (MRI-hendelser inkluderer ikke Interval- Intervaller) data)
- Velg en knapp i kolonneoverskriften for å sortere hendelsene etter den kolonnen. Velg kolonneoverskriften igjen for å snu visningsrekkefølgen.
- Hvis du vil lagre bestemte hendelser, velger du hendelsen og trykker på knappen Save (Lagre). Hvis du vil skrive ut bestemte hendelser, merker du hendelsen og velger Reports (Rapporter) på verktøylinjen. Velg rapporten Selected Episodes (Valgte episoder) og trykk på knappen Print (Skriv ut).

**MERKNAD:** En aktiv episode vil ikke bli lagret. En episode må fullføres før den kan lagres av applikasjonen.



For å vise episodedetaljer trykker du på Details (Detaljer) ved siden av den ønskede episoden i skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok). Skjermbildet Stored Event (Lagret hendelse) vises, og du kan bla mellom fanene Summary (Sammendrag), EGM og Intervals (Intervaller).

### Events Summary (Hendelsessammendrag)

På skjermbildet Events Summary (Hendelsessammendrag) vises ytterligere detaljer om den valgte episoden som korresponderer med Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok).

Sammendragsdataene kan inkludere følgende:

- Episodenummer, dato, klokkeslett, type (f.eks. VT, SVT eller PTM)
- Gjennomsnittlige atrielle og ventrikulære frekvenser
- Durasjon
- Gjennomsnittlig Ventricular Rate (Ventrikulær frekvens) i ATR (bare ATR-hendelser: kan bidra til å fastsette om pasientens ventrikulære respons på atrielle arytmier kontrolleres godt nok)
- Atriell frekvens ved PMT-start (bare PMT-hendelser)

### Lagrede elektrogrammer med merkede markører

Pulsgeneratoren kan lagre merkede elektrogrammer som er senet fra følgende kanaler:

- RV-pace/senseelektrode
- Atriell pace/senseelektrode
- PaceSafe-utløst respons (ER) (kun PaceSafe-episoder)

Hvilke merkede elektrogrammer som lagres, avhenger av episodetypen. I dette avsnittet viser EGM til både elektrogrammer og de tilknyttede merkede markørene. EGM-lagringskapasiteten varierer avhengig av EGM-signalets kvalitet og hjerterefrekvensen. Den totale mengden lagrede EGM-data som er knyttet til en episode, kan være begrenset. EGM-er fra midten av episoden kan være fjernet for episoder med en durasjon på over 4 minutter.

Når minnet som er tildelt EGM-lagring er fullt, overskriver enheten eldre EGM-datasegmenter for å kunne lagre de nye EGM-dataene. EGM registreres i segmenter som består av Onset (Onset) og EndEGM Storage (Stopp EGM-lagring) for episode. Detaljert informasjon om Onset (Onset)-segmentet kan vises når den venstre målemarkøren er i denne delen.

Episode Onset (Episode-onset) refererer til EGM-tidsrommet (i sekunder) forut for hendelseserklæring.

Onset (Onset) inkluderer følgende informasjon:

- Hendelsestype
- Gjennomsnittlig RA Rate (RA-frekvens) ved starten av Event (Hendelsen)
- Gjennomsnittlig RV Rate (RV-frekvens) ved starten av Event (Hendelsen)
- Gjennomsnittlig V-frekvens under ATR (bare ATR-episoder)

For å vise EGM-data trykker du på knappen Details (Detaljer) for den ønskede episoden i skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok).

Bruk følgende steg for å vise spesifikke detaljer om hver episode:

#### 1. Velg fanen EGM.

- EGM-strimler for de aktuelle kildene vises. Hver strimmel inkluderer EGM-ene som ble senset i løpet av episoden med de korresponderende merkede markørene. Blå vertikale bjelker angir segmentgrensene (Onset (Onset), End (Stopp)).

**MERKNAD:** For å se markørdefinisjoner trykker du på knappen Reports (Rapporter) på PRM-en, og åpne rapporten Marker Legend (Markørbeskrivelse).

- Bruk glidebryteren under det øverste visningsvinduet for å se ulike deler av den lagrede EGM-en.
- Juster hastigheten etter behov (10, 25, 50, 100 mm/s). Når hastigheten økes, utvides den vannrette tidsskalaen.

**MERKNAD:** Hastighetsjusteringen gjelder bare visningen på skjermen. Utskriftshastigheten for et lagret EGM er alltid 25 mm/s.

- Bruk den elektroniske målemarkøren (glidebryteren) for å måle avstanden/tiden mellom signalene og måle amplityden til signalene.
    - Avstanden mellom signalene kan måles ved å flytte hver av målemarkørene til de ønskede punktene på EGM-et. Tiden (i millisekunder eller sekunder) mellom de to målemarkørene vises.
    - Amplityden til signalet kan måles ved å flytte den venstre målemarkøren over toppen på det ønskede signalet. Verdien (i millivolt) til signalet vises på venstre side av et EGM-et. Signalet måles fra grunnlinje til topp, positiv eller negativ. Juster hastighets- og/eller amplitydeskalaen etter behov for å underlette amplitydemålingen.
  - Juster den loddrette amplitydeskalaen etter behov (0,2, 0,5, 1, 2, 5 mm/mV) for hver kanal ved hjelp av opp/ned-pilknappene på høyre side av kurvevisningen. Når forsterkningen økes, forstørres amplityden til signalet.
2. Trykk på knappen Previous Event (Forrige hendelse) eller Next Event (Neste hendelse) for å vise en annen hendelsesstrimmel.
  3. Trykk på knappen Print Event (Skriv ut hendelse) for å skrive ut hele episoderapporten. Trykk på knappen Save (Lagre) for å lagre hele episoderapporten.

#### Intervaller

Pulsgeneratoren lagrer hendelsesmarkører og tilknyttede tidsstempler. PRM-en utleder hendelsesintervaller basert på hendelsesmarkører og tidsstempler.

Bruk følgende steg for å vise episodeintervallene:

1. På skjermbildet Stored Event (Lagret hendelse) velger du fanen Intervals (Intervaller). Hvis ikke alle episodedataene er synlige i vinduet, bruker du rullefeltet for å vise flere data.
2. Trykk på knappen Previous Event (Forrige hendelse) eller Next Event (Neste hendelse) for å vise tidligere eller nyere episoder, én episode om gangen.
3. Trykk på knappen Print Event (Skriv ut hendelse) for å skrive ut hele episoderapporten.
4. Trykk på knappen Save (Lagre) for å lagre hele episoderapporten.

## Ventricular Tachy EGM Storage (EGM-lagring ved ventrikulær taky)

Funksjonen Ventricular Tachy EGM Storage (EGM-lagring ved ventrikulær taky) detekterer og lagrer en episode i Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok) når pasientens spontane ventrikulære frekvens overstiger en programmert terskel. ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter begynner å lagre en episode som respons på 8 av 10 raske slag. FORMIO-, VITALIO-, VITALIO- og VITALIO-enheter begynner å lagre en episode som respons på 3 påfølgende raske slag. Episoden klassifiseres til slutt som: VT ( $V > A$ ), SVT ( $V < A$ ) eller Nonsustained (Ikke-vedvarende) episode. Pulsgeneratoren leverer ingen takyterapi (f.eks. sjokk eller ATP).

**MERKNAD:** På en ettkamret enhet vil disse episodetyperne klassifiseres som Tachy (Taky) eller Nonsustained (Ikke vedvarende).

Denne funksjonen er tilgjengelig i enhver Brady Mode (Bradymodus). I en tokamret enhet som er programmert til AAI(R), brukes ventrikulær sensing til VT-detektering i tillegg til atriell sensing, med mindre VT EGM Storage-parameteren er satt til Off (Av).

Taky-EGM-er lagres under følgende forhold:

1. For å starte lagring av en episode må det forekomme tre raske slag etter hverandre over VT Detection Rate (VT-detekteringsfrekvens). Episodens Onset (Onset) EGM-segment vil starte 5 sekunder før det tredje raske slaget og stoppe 10 sekunder etter det tredje raske slaget.
2. Pulsgeneratoren bruker deretter et glidende detekteringsvindu til å overvåke for 8 av 10 raske slag. Detekteringsvinduet er de 10 sist detekterte ventrikulære intervallene. Etter hvert som et nytt intervall forekommer, glir vinduet for å kunne ta det med, og det eldste intervallet slettes.
3. Når 8 av 10 raske slag er detektert, vises V-Epsd-markøren, og en ikke-programmerbar Duration (Durasjon) på 10 sekunder begynner.

**MERKNAD:** På ettkamrede enheter vises i stedet en Epsd-markør.

4. En vedvarende VT-episode erklæres hvis 6 av 10 raske slag opprettholdes under hele Duration (Durasjonen). Hvis frekvensen fremdeles er rask ved utløpet av Duration (Durasjon), bruker pulsgeneratoren  $V > A$ -detekteringsforsterkning for å fastsette om episoden er VT ( $V > A$ ) eller SVT ( $V \leq A$ ):
  - a. Ved utløpet av Duration (Durasjon) beregner pulsgeneratoren gjennomsnittet av de siste 10 V-V-intervallene og de siste 10 A-A-intervallene.

**MERKNAD:** Hvis det er færre enn 10 atrielle intervaller tilgjengelig, brukes de tilgjengelige intervallene til å fastsette den gjennomsnittlige atrielle frekvensen. Det vil alltid være minst 10 ventrikulære intervaller.

- b. Disse gjennomsnittsverdiene sammenlignes. Hvis den gjennomsnittlige ventrikulære frekvensen er  $10 \text{ min}^{-1}$  eller hurtigere enn den gjennomsnittlige atrielle frekvensen, erklæres episoden som VT. Ellers erklæres den som SVT.

**MERKNAD:** Pulsgeneratoren vil respondere på atriell sensing uavhengig av om en atriell elektrode er implantert. Hvis en atriell elektrode ikke er implantert eller ikke senter godt nok, programmeres Lead Configuration (Elektrodekonfigurasjon) for atriell sensing til Off (Av) ("Bruk av atriell informasjon" på side 2-66).

5. En Nonsustained (Ikke vedvarende) episode erklæres hvis 8 av 10 raske slag ikke detekteres, eller hvis 6 av 10 raske slag ikke opprettholdes under Duration (Durasjon). Episoden klassifiseres som NonSustV.

## 6. Slutt på episode erklæres under følgende forhold:

- Timer for periodeslutt utløper. Når 8 av 10 raske slag er detektert, begynner en ikke-programmerbar End of Episode-timer når færre enn 6 av 10 slag er raske. Timeren erklæres bare hvis 8 av 10 raske slag nok en gang detekteres før timeren utløper. Hvis timeren utløper, erklæres End of Episode (Episodeslutt), og det vises en V-EpsdEnd-markør.

**MERKNAD:** På ettkamrede enheter vises i stedet en EpsdEnd-markør.

- Hvis 8 av 10 raske slag ikke er blitt detektert, men 10 etterfølgende langsomme slag er detektert under VT Detection Rate (VT-detekteringsfrekvens). I dette scenariet vises ingen End of Episode-markør.
- EP-testing initieres.
- Ventricular Tachy EGM Storage (EGM-lagring ved ventrikulær taky) reprogrammes.

Episodens End EGM-segment vil starte 20 sekunder før slutten av episoden (kan være mindre enn 20 sekunder hvis segmentene Onset (Onset) og End (Slutt) overlapper), og stopper ved slutten av episoden.

**MERKNAD:** For ettkamrede pulsgeneratorer som er programmert til AAI(R)-modus, refererer alle referanser til ventrikulære hendelser eller intervaller som er beskrevet ovenfor, faktisk til atrielle hendelser eller intervaller, og de lagrede atrielle takyepisodene merkes som ventrikulære episoder i loggboken.

## SNAPSHOT

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

En 12-sekunders kurve fra ECG/EGM (EKG/EGM)-visningen kan når som helst lagres ved å trykke på knappen Snapshot i et hvilket som helst skjermbilde. En kurve lagres også automatisk etter en Pace Threshold Test (pacingterskeltest). Når en kurve er lagret, kan den vises og analyseres ved å velge fanen Snapshot.

Kurvene som er valgt i ECG/EGM (EKG/EGM)-visningen, samt merkede markører, blir lagret i opptil 10 sekunder før og 2 sekunder etter at knappen Snapshot ble brukt. Hvis en Snapshot som ble lagret automatisk under en Pace Threshold Test (Pacingterskeltest), vil den være 10 sekunder lang, og slutte med avslutningen av testen.

**MERKNAD:** Lengden på et Snapshot blir redusert hvis kurvene på ECG/EGM (EKG/EGM)-visningen endres, eller økten startet mindre enn 10 sekunder etter at knappen Snapshot ble brukt.

Opptil 6 Snapshots med tidsangivelse blir lagret i PRM-minnet for gjeldende økt. Når økten avsluttes ved at programvaren avsluttes eller en ny pasient undersøkes, går dataene tapt. Hvis mer enn 6 Snapshots blir lagret i én PRM-økt, blir det eldste overskrevet.

Slik går du frem for å se et lagret Snapshot:

1. Gå til fanen Events (Hendelser), og velg fanen Snapshot.
2. Velg Previous Snapshot (Forrige snapshot) eller Next Snapshot (Neste Snapshot) for å vise en annen kurve.
3. Bruk glidebryteren under det øverste visningsvinduet for å se ulike deler av et lagret Snapshot.

4. Juster Speed (Hastighet) etter behov (10, 25, 50, 100 mm/s). Når Speed (Hastighet) økes, utvides den vannrette tidsskalaen.

**MERKNAD:** Justering av Speed (Hastighet) gjelder bare visningen på skjermen. Utskriftshastigheten for et lagret Snapshot er stilt til 25 mm/s.

5. Bruk den elektroniske målemarkøren (glidebryteren) for å måle avstanden/tiden mellom signalene og måle amplityden til signalene.
  - Avstanden mellom signalene kan måles ved å flytte hver av målemarkørene til de ønskede punktene på et Snapshot. Tiden (i millisekunder eller sekunder) mellom de to målemarkørene vises.
  - Amplityden til signalet kan måles ved å flytte den venstre målemarkøren over toppen på det ønskede signalet. Verdien (i millivolt) til signalet vises på venstre side av et Snapshot. Signalet måles fra grunnlinje til topp, positiv eller negativ. Juster Speed (Hastighet)- og/ eller amplitydeskalaen etter behov for å underlette amplitydemålingen.
6. Juster den loddrette amplitydeskalaen etter behov (0,2, 0,5, 1, 2, 5 mm/mV) for hver kanal ved hjelp av opp/ned-pilknappene på høyre side av kurvevisningen. Når forsterkningen økes, forstørres amplityden til signalet.
7. Hvis du vil skrive ut et Snapshot som vises, trykker du på knappen Print. Hvis du vil lagre et Snapshot som vises, trykker du på knappen Save (Lagre). Velg Save All Snapshots (Lagre alle Snapshots) for å lagre alle eksisterende Snapshot-kurver.

## HISTOGRAMMER

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Funksjonen Histograms (Histogrammer) henter informasjon fra pulsgeneratoren og viser samlet antall og prosentandelen av pacede og sensede hendelser for kammeret.

Histograms (Histogrammer)-data kan gi følgende klinisk informasjon:

- Fordelingen av pasientens hjertefrekvenser
- Hvordan forholdet mellom pacede og sensede slag varierer med frekvens
- Hvordan ventrikkelen responderer på pacede og sensede atrielle slag på tvers av frekvenser
- Hendelser av typen RV Rate during AT/AF (RV-frekvens under AT/AF) (ACCOLADE- og PROPONENT-enheter)

Bruk følgende steg for å få tilgang til skjermbildet Histograms (Histogrammer):

1. På skjermbildet Events (Hendelse) velger du fanen Patient Diagnostics (Pasientdiagnostikk).
2. Den første skjermen viser de pacede og sensed dataene som er registrert siden sist gang tellerne ble nullstilt.
3. Trykk på knappen Details (Detaljer) for å vise datatypen og tidsperioden.
4. Velg Rate Counts (Frekvenstillinger)-knappen på Details (Detaljer)-skjermbildet for å vise frekvenstillinger etter kammer samt RV-frekvenstillinger under AT/AF-hendelser (ACCOLADE- og PROPONENT-enheter).

Alle Histograms (Histogrammer) kan tilbakestilles ved å velge Reset (Tilbakestill)-knappen fra et hvilket som helst Patient Diagnostics (Pasientdiagnostikk)Details (Detaljer)-skjermbilde. Histogramdata kan lagres til PRM og skrives ut via Reports (Rapporter)-fanen.

## TELLERE

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Følgende tellere registreres av pulsgeneratoren og vises på skjermbildet Patient Diagnostics (Pasientdiagnostikk):

- Tachy (Taky)
- Brady

### Ventricular Tachy Counters (Tellerne for ventrikulær taky)

Informasjon om Ventricular Episode Counters (Tellerne for ventrikulær episode) er tilgjengelig ved å trykke på knappen Tachy CountersDetails (Detaljer for takytellere). Antallet hendelser siden siste nullstilling samt enhetens samlede antall hendelser vises for hver teller. Ventricular Episode Counters (Tellerne for ventrikulær episode) inneholder følgende data:

- Total Episodes (Samlet antall episoder)
- VT Episodes (V>A) (VT-episoder (V>A))
- SVT-episoder (V≤A)
- Nonsustained Episodes (Ikke vedvarende episoder)

### Bradytellerne

Informasjon om Brady counters (Bradytellerne) vises ved å trykke på Brady Counters (Bradytellerne)Details (Detaljer)-knappen. Dette skjermbildet viser tellere for bradyepisoder. Antallet hendelser siden siste nullstilling og nest siste nullstilling. Brady Counters (Bradytellerne) inneholder følgende informasjon:

- Prosentandel av atrielt pacet
- Prosentandel av RV-pacet
- Intrinsic Promotion (Intrinsisk støtte) – inkluderer Rate Hysteresis (Frekvenshysterese)% Successful (Prosent vellykket) og AV Search + (AV-søk +) % Successful (Prosent vellykket)
- Atrial Arrhythmia (Atriarytmi) – omfatter prosentandel av tiden i AT/AF, Total Time in AT/AF (Total tid i AT/AF) (minutter, timer eller dager), Episodes by Duration (Episoder etter durasjon) og Total PACs (Samlede PAC-er). Når minst én ATR-hendelse har blitt lagret siden siste tilbakestilling, presenteres data for Longest AT/AF (Lengst AT/AF) og Fastest VS Rate in AT/

AF (Raskest VS-frekvens i AT/AF) på skjermbildet Summary (Sammendrag) og på utskrevne rapporter (ACCOLADE- og PROPONENT-enheter).

**MERKNAD:** AT/AF % og Total Time in AT/AF (Total tid i AT/AF) registrerer og viser data for maksimalt ett år.

- Ventricular Counters (Ventrikulære tellere) — inkluderer Total PVCs (Samlet for PVC-er) og Three or More PVCs (Tre eller flere PVC-er)

Alle Counters (Tellere) kan tilbakestilles ved å velge Reset (Tilbakestill)-knappen fra et hvilket som helst Patient Diagnostics (Pasientdiagnostikk)Details (Detaljer)-skjermbilde. Tellerdata kan lagres til PRM og skrives ut via fanen Reports (Rapporter).

## HEART RATE VARIABILITY (HJERTEFREKVENSVARIASJON) (HRV)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE- og FORMIO-enheter.

Heart Rate Variability (hjertefrekvensvariabilitet) (HRV) er et mål på endringene i pasientens intrinsiske hjertefrekvens i løpet av en 24-timers innsamlingsperiode.

HRV-data samles bare inn på tokamrede enheter.

Denne funksjonen kan bidra til vurderingen av den kliniske statusen hos pasienter med hjertesvikt.

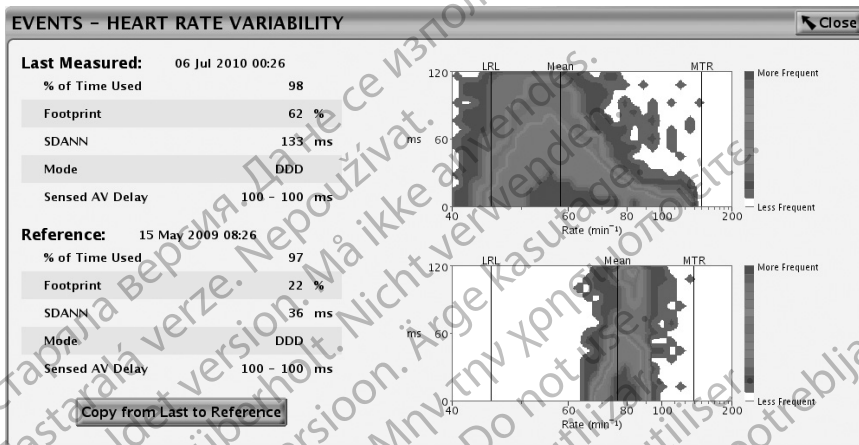
HRV, målt med SDANN og HRV Footprint, er et objektivt, fysiologisk mål som kan identifisere hjertesviktpasienter med høyere dødsrisiko. Mer spesifikt kan nedsatt HRV brukes som en indikator for dødsrisiko etter et akutt hjerteinfarkt.<sup>1</sup> En normal SDANN-verdi er 127 pluss eller minus 35 ms.<sup>1</sup> Høyere SDANN-verdier (som indikerer større variabilitet for hjertefrekvens) har blitt assosiert med lavere dødsrisiko.<sup>2,3,4</sup> Tilsvarende indikerer et høyere Footprint (Fotavtrykk) for HRV også større hjertefrekvensvariabilitet og har blitt forbundet med lavere dødsrisiko.<sup>2,3,4</sup>

HRV-monitorfunksjonen gir følgende informasjon ved hjelp av spontane intervalldata fra innhentingsperioden på 24 timer som oppfyller HRV-innhentingkriteriene (Figur 4–2 Heart Rate Variability-visning (Hjertefrekvensvariasjon) på side 4-12):

- Dato og klokkeslett da den 24-timers innhentingsperioden ble fullført.
- % of Time Used (Prosent av tid brukt) – viser prosentandelen av tiden i den 24-timers innhentingsperioden da det er gyldige spontane slag. Hvis % of Time Used (Prosent av tid brukt) faller til under 67 %, vises ikke data for denne innhentingsperioden.
- HRV Footprint-plott – viser prosentandelen av grafområdet som brukes av HRV-plottet. Grafområdet gir et øyeblikksbilde av variansfordelingen versus hjertefrekvensen over en 24-timersperiode. Den trendede prosentandelen er en normalisert score basert på footprintet i grafen.
- Standardavvik for gjennomsnittlig normal R–R intervall (SDANN) – HRV-innsamlingsperioden består av 288 5-minutters segmenter (24-timer) med spontane intervaller. SDANN er standardavviket av de gjennomsnittlige spontane intervallene i de 288 5-minutters segmentene. Denne målingen er også tilgjengelig i Trends (Trender).

1. Electrophysiology Task Force hos 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.

- Gjeldende Normal Brady (Normal brady)-parametere — Mode (Modus), LRL, MTR og Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse).
- Et HRV-plott for gjeldende og tidligere innhentingsperioder inkludert en linje som viser gjennomsnittshjertefrekvensen. HRV-plottet oppsummerer hjertevariasjonen fra sykklus til sykklus. x-aksen viser hjertefrekvensområdet, og y-aksen viser slag-til-slag-variasjonen i millisekunder. Fargen angir slagfrekvensen ved en bestemt kombinasjon av hjertefrekvens og hjertefrekvensvariasjon.



Figur 4-2. Heart Rate Variability-visning (Hjertefrekvensvariasjon)

Ta hensyn til følgende informasjon når du bruker HRV:

- Hjertesykklusen (R-R-intervall) i HRV bestemmes av RV-sensede og -pacede hendelser.
- Programmering av pacingparametrene fører til at dataene som innhentes for den gjeldende 24-timers innhentingsperioden, blir ugyldige.
- Enheten lagrer bare ett sett med verdier samt korresponderende HRV-plott for Reference (Referanse)-delen av skjermbildet. Når verdiene er kopiert fra Last Measured (Sist målt) til Reference (Referanse), kan ikke eldre data innhentes.
- Den første gangen HRV-funksjonen brukes, viser Reference(Referanse)-skjermbildet data fra den første gyldige 24-timers innhentingsperioden.

Følg stegene nedenfor for å vise HRV:

1. For å få tilgang til HRV-monitorskjermbildet velger du fanen Events (Hendelser).
2. På skjermbildet Events (Hendelse) velger du fanen Patient Diagnostics (Pasientdiagnostikk).
3. Velg Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariabilitet)Details (Detaljer)-knappen for å vise Last Measured (Sist målt)-data og Reference (Referanse)-data.
4. Målingene for Last Measured (Sist målt) HRV kopieres til Reference (Referanse)-delen ved å trykke på Copy From Last to Reference (Kopier fra siste til referanse)-knappen.

HRV-monitorskjermbildet viser et sett med målinger og et HRV-plott basert på den siste 24-timers innhentingsperioden i Last Measured (Sist målt)-delen av skjermbildet. Målinger fra en tidligere lagret innhentingsperiode, vises i Reference (Referanse)-delen av skjermbildet. Begge innhentingsperiodene kan vises samtidig for å sammenligne data som kan vise trender i pasientens HRV-endringer over en tidsperiode. Ved å lagre verdiene for Last Measured (Sist



målt) i Reference (Referanse)-delen av skjermbildet kan du vise de sist målte dataene i en senere økt.

### Kriterier for HRV-innhenting

Bare gyldige sinusrytmeintervaller brukes i beregning av HRV-data. For HRV er gyldige intervaller kun de som kun inneholder gyldige HRV-hendelser.

Gyldige HRV-hendelser er oppført nedenfor:

- AS med et intervall som ikke er raskere enn MTR, etterfulgt av en VS
- AS etterfulgt av VP ved den programmerte AV Delay (AV forsinkelsen)

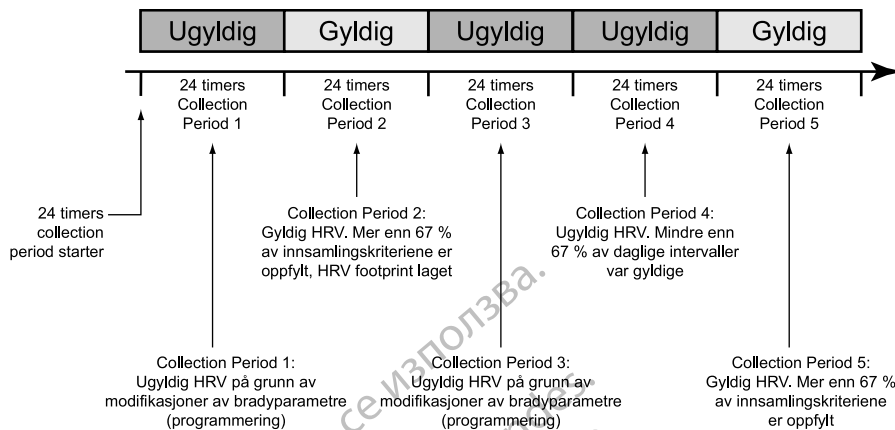
Ugyldige HRV-hendelser er følgende:

- AP/VS eller AP/VP
- AS med et intervall som er raskere enn MTR
- Ikke-sporede VP-hendelser
- Fortløpende AS-hendelser (ingen mellomliggende V-hendelse)
- VP-Ns
- Rate Smoothing-hendelser (Frekvensutjevning) (f.eks. RVP↑)
- PVC

HRV-data kan av ulike årsaker ikke rapporteres. De vanligste er følgende:

- Mindre enn 67 % av den 24-timers innhentingsperioden (ca. 16 timer) inneholder gyldige HRV-hendelser
- Brady Parameters (Bradyparametre) ble programmert i løpet av de siste 24 timene

Her vises et eksempel på hvordan HRV-data registreres (Figur 4–3 Eksempel på HRV-datainnhenting på side 4-14). I dette eksempelet er HRV-dataene i den første innhentingsperioden ugyldige fordi bradyparametrene ble programmert etter at enheten ble hentet ut av Storage (Oppbevaring). HRV-data er beregnet og rapportert ved utløpet av den andre 24-timers innhentingsperioden. Etterfølgende HRV-data rapporteres ikke før utløpet av innhentingsperiode 5.



Figur 4-3. Eksempel på HRV-datainnhenting

## TRENDER

Trends (Trender) gir en grafisk visning av bestemte pasient-, enhets- og elektrodedata. Disse dataene kan være nyttige i evalueringen av pasientens tilstand og effekten av de programmerte parametrene. Med mindre noe annet er angitt nedenfor, rapporteres data for alle trender hver 24. time, og disse er tilgjengelige i opptil 1 år. For mange trender blir en "N/R"-verdi rapportert hvis det er utilstrekkelige eller ugyldige data for innhentingsperioden.

Følgende trender er tilgjengelige:

- Events (Hendelser) — viser både atrielle og ventrikulære hendelser som er lagret i Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok), sortert etter dato og type ("Arytmiloggbok" på side 4-2). Disse trendene oppdateres når en episode er fullført og kan inneholde data som er eldre enn 1 år.
- Activity Level (Aktivitetsnivå) (ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter) – viser en måling av pasientens daglige aktivitet i form av Percent of Day Active (Prosent av dag aktiv).
- AT/AF Burden (AT/AF-belastning) – viser en trend for totalt antall ATR Mode Switch-hendelser (ATR-modusbytte) samt samlet tid i et ATR Mode Switch (ATR-modusbytte) per dag.
- RV Rate during AT/AF (RV-frekvens under AT/AF) (ACCOLADE- og PROPONENT-enheter) – viser en trend av pasientens gjennomsnittsfrekvens og maksimale RV-frekvens under ATR-hendelser. Gjennomsnittsfrekvensen beregnes ved å bruke både pacede og sensede slag, mens maksimumsfrekvensen er et rullende gjennomsnitt av sensede slag. I noen tilfeller kan gjennomsnittsfrekvensen være høyere enn maksimumsfrekvensen.
- Pacing Percent (Pacingprosent) (ACCOLADE- og PROPONENT-enheter) – viser prosentandelen pacede hendelser for hvert kammer.
- Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens) — viser en trend over pasientens daglige minimale, maksimale og mediane respirasjonsfrekvensverdier ("Respiratory Rate Trend (Respirasjonsfrekvenstrend)" på side 4-16).
- AP Scan (AP-skanning) — viser en trend for gjennomsnittlig antall respirasjonsforstyrrelshendelser målt av pulsgeneratoren, som pasienten opplever per time i løpet av den programmerte søvnperioden ("AP Scan" på side 4-16).

- Heart Rate (Hjertefrekvens) – viser en trend for pasientens daglige maksimale, gjennomsnittlige og minimale hjertefrekvens. Intervaller som brukes i denne beregningen, må være gyldige sinusrytmeintervaller.

Gyldigheten av et intervall og trenddataene for Heart Rate (Hjertefrekvens) for den 24-timers innhentingperioden fastsettes av kriteriene for innhenting av HRV ("Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon)" på side 4-11).

- SDANN (Standardavvik av gjennomsnitt for normal til normal R-R intervall) – viser en trend for standardavviket for spontane intervaller i løpet av den 24-timers innhentingperioden (som består av 288 5-minutters segmenter). Bare de intervallene som innfrir kriteriene for HRV-innhenting, regnes som gyldige.

En normal SDANN-verdi er 127 pluss/minus 35 ms.<sup>5</sup>

- HRV Footprint — viser prosentandelen av grafområdet som brukes av HRV Footprint-plottet, som illustrerer fordelingen av variasjon versus hjertefrekvens over en 24-timersperiode. Den trendede prosentandelen er en normalisert score basert på footprintet i grafen. De ytterligere informasjon om HRV ("Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon)" på side 4-11).
- ABM (Autonomic Balance Monitor) (Autonomisk balanseskjerm) – viser en trend for LF/HF-forholdet.<sup>6</sup> Normalområdet for LF/HF-forholdet er 1,5–2,0.<sup>7</sup> ABM er en enhetsberegning som er basert på R–R-intervallmålinger, som matematisk fungerer som surrogatmåling for LF/HF-forholdet. Intervaller som brukes i beregningen, må være gyldige sinusrytmeintervaller i henhold til kriteriene for HRV-innhenting. Hvis HRV-dataene er ugyldige for den 24-timers innhentingperioden, beregnes ikke ABM, og en "N/R"-verdi vises.
- Elektrodeimpedans og amplitude – viser trender for de daglige målingene av spontane amplitude og elektrodeimpedans ("Elektrodestatus" på side 3-6).
- A Pace Threshold (A-paceterskel) – viser en trend over de daglige høyre atrielle pacingsklene.
- RV Pace Threshold (RV-paceterskel) – viser en trend over de daglige høyre ventrikulære pacingsklene.

Følg stegene nedenfor for å få tilgang til Trends (Trender):

1. På skjermbildet Events (Hendelser) velger du fanen Trends (Trender).
  2. Trykk på Select Trends (Velg trender) for å angi trendene du vil vise. Du kan velge blant følgende kategorier:
    - Heart Failure (Hjertesvikt) – inkluderer trender over hjertefrekvens, SDANN og HRV-område.
    - Atrial Arrhythmia (Atriearytmi) – inkluderer AT/AF Burden (AT/AF-belastning), RV Rate during AT/AF (RV-frekvens under AT/AF) og Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens) (ACCOLADE- og PROPONENT-enheter). For andre modeller inkluderer kategorien Atrial Arrhythmia (Atriearytmi) trender over hendelser, hjertefrekvens og 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 reflekteres primært i høyfrekvenskomponenten (HF) i spektralanalyser. Lavfrekvenskomponenten (LF) påvirkes av både det sympatiske og parasympatiske nervesystemet. LF/HF-forholdet betraktes som et mål på sympatovagal balanse og gjenspeiler sympatiske modulasjoner. (Kilde: ACC/AHA Guidelines for Ambulatory Electrocardiography—Part III, JACC VOL. 34, No. 3, September 1999:912–48).
7. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, 93:1043-1065, 1996.

- Activity (Aktivitet) – inkluderer trender over hjertefrekvens, aktivitetsnivå og respirasjonsfrekvens.
- Custom (Tilpasset) – lar deg velge ulike trender for å tilpasse informasjonen som vises i skjermbildet Trends (Trender).

Visningen på skjermbildet kan fremstilles på følgende måter:

- Velg det ønskede tidsrommet på knappen View (Visning) for å angi lengden på de synlige trenddataene.
- Juster start- og sluttdatoene ved å bevege den horisontale glidebryteren øverst i vinduet. Du kan også justere disse datoene ved hjelp av ikonene for rulling mot venstre/høyre.
- Beveg den vertikale akse over grafen ved å bevege den horisontale glidebryteren nederst i visningsvinduet.

Trends data (Trenddata) kan lagres til PRM og skrives ut via fanen Reports (Rapporter). På trender som skrives ut, vises en tidslinje som viser interaksjoner mellom PRM og enheten, inkludert programmering, kontoravlesninger og tilbakestillinger av teller (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2).

#### Respiratory Rate Trend (Respirasjonsfrekvenstrend)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- og INGENIO-enheter.

Respiratory Rate-trenden (Respirasjonsfrekvens) viser en graf med pasientens daglige minimale, maksimale og gjennomsnittlige respirasjonsfrekvensverdier. Disse daglige verdiene lagres i opptil ett år for å fremstille et forløp for de fysiologiske dataene.

**MERKNAD:** *I retningslinjene fra American College of Cardiology (ACC)/American Heart Association (AHA) anbefales måling og dokumentasjon av fysiologiske vitale tegn, inkludert respirasjonsfrekvens, for hjertepasienter.<sup>8</sup>*

MV Sensor (MV-sensor) må programmeres til On (På) eller Passive (Passiv) for at trenddata for Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens) skal bli innhentet og vist.

For en detaljert beskrivelse av funksjonen til minuttventilasjon/respirasjonsensor, se Minuttventilasjon/respirasjonsensor ("Minuttventilasjons-/respirasjonssensor" på side 2-26).

Beveg den horisontale glidebryteren over et datapunkt for å vise verdiene for en gitt dato. Det må innhentes minst 16 timer med data før det kan beregnes og plottes verdier i trenden for Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens). Hvis det ikke er innhentet tilstrekkelig med data, vil det ikke plottes noe datapunkt, og det vil være et hull i trendlinjen. Dette hullet merkes som N/R for å angi at utilstrekkelige eller ingen data ble innhentet.

#### AP Scan

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, FORMIO- og VITALIO-enheter.

AP Scan (AP-skanning) er en trend for gjennomsnittlig antall respirasjonsforstyrrelseshendelser målt av pulsgeneratoren, som pasienten opplever per time i løpet av den programmerte søvnperioden. Denne trenden er ikke beregnet på diagnostisering av pasienter med søvnapné. For aktuell diagnose bør det brukes kliniske standardmetoder, f.eks. polysomnogram. Dataene som denne trenden viser, kan brukes sammen med annen klinisk informasjon for å følge endringer hos pasienter som kan ha høy risiko for søvnforstyrret respirasjon.

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

AP-skanning er utformet etter anerkjente søvnklinikkens scoringsmetoder for detektering av apné og hypopné<sup>9</sup> Pulsgeneratoren betrakter en respirasjonsforstyrrelshendelse til å være en reduksjon i respirasjonssignalet amplitude på 26 % eller mer, med en durasjon på minst 10 sekunder. Gjennomsnittet beregnes ved å dele det totale antallet observerte respirasjonsforstyrrelshendelser i løpet av den programmerte søvnperioden med antallet timer i denne perioden. Disse gjennomsnittsverdiene plottes én gang daglig inn i AP Scan (AP-skanning)-trenden.

Ta hensyn til følgende når du bruker AP Scan (AP-skanning):

- For å bidra til tolkning av trenden vises det en terskel på grafen ved 32 gjennomsnittlige hendelser per time. Denne terskelen er ment å korrelere omtrent med en klinisk terskel for alvorlig apné. Datapunkter over denne terskelen kan indikere behov for å undersøke ytterligere om det er snakk om alvorlig søvnforstyrret respirasjon.
- Respirasjonssignalamplityden kan påvirkes av faktorer som pasientens stilling eller bevegelse.
- Nøyaktigheten av AP Scan (AP-skanning)-trenden kan reduseres under følgende forhold:
  - Pasienten sover ikke under deler av eller hele den definerte søvnperioden
  - Pasienten opplever en mildere søvnforstyrret respirasjon enn pulsgeneratoren kan detektere nøyaktig
  - Pasienten har lave respirasjonssignalamplityder som gjør det vanskelig for pulsgeneratoren å detektere respirasjonsforstyrrelshendelser
  - Pasienten mottar behandling for søvnapné (f.eks. kontinuerlig positivt lufttrykk-terapi)

Utfør følgende steg for å aktivere AP Scan (AP-skanning):

1. Programmer MV Sensor (MV-sensor) til On (På) eller Passive ("Minuttventilasjons-/respirasjonssensor" på side 2-26(Passiv)).
2. Programmer følgende parametre for Sleep Schedule (Søvnmonster) (tilgjengelig på fanen General (Generelt) på skjermbildet Patient Information (Pasientinformasjon)):
  - Sleep Start Time (Starttidspunkt for søvn) — tidspunktet da pasienten typisk sovner om natten
  - Sleep Duration (Søvndurasjon) — lengden på tidsrommet pasienten typisk sover om natten

**MERKNAD:** Du må programmere MV Sensor (MV-sensor) til On (På) eller Passive (Passiv) for å aktivere AP Scan (AP-skanning). Programmering av parametrene for Sleep Schedule (Søvnmonster) vil ikke ha effekt hvis MV Sensor (MV-sensor) er Off (Av).

For å øke sannsynligheten for at pasienten sover under datainnhenting starter ikke pulsgeneratoren innhenting før 1 time etter Sleep Start Time (Starttidspunkt for søvn) og avslutter innhenting 1 time før tidsrommet for Sleep Duration (Søvndurasjon) ellers ville utløpt.

**Eksempel:** Hvis du velger 22:00 for Sleep Start Time (Starttidspunkt for søvn) og 8 timer for Sleep Duration (Søvndurasjon), vil pulsgeneratoren overvåke for respirasjonsforstyrrelshendelser mellom kl. 23:00 og 05:00.

Beveg den horisontale glidebryteren over et datapunkt for å vise gjennomsnittet for en gitt dato. Det må innhentes minst 2 timer med data før det kan beregnes og plottes et gjennomsnitt i trenden for AP Scan (AP-skanning). Hvis det ikke er innhentet tilstrekkelig med data, vil det ikke

plottes noe datapunkt, og det vil være et hull i trendlinjen. Dette hullet merkes som N/R for å angi at utilstrekkelige eller ingen data ble innhentet.

## POSTIMPLANTASJONSFUNKSJONER

### Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) (PTM)

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) gjør det mulig for pasienten å utløse lagring av EGM-er, intervaller og merkede markørdata under en symptomatisk episode ved å plassere en magnet over enheten. Instruer pasienten til å plassere magneten kortvarig på enheten og bare én gang.

Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) aktiveres ved å velge Store EGM (Lagre EGM) som ønsket Magnet Response (Magnetrespons). Denne finnes i delen Timing (Timing), Rate Enhancements (Frekvensforsterkninger), Magnet (Magnet), Noise (Støy) av skjermbildet Brady Settings (Bradyinnstillinger).

Når PTM er aktivert, kan pasienten utløse dataoppbevaring ved å holde magneten over enheten i minst 2 sekunder. Enheten vil lagre data i opptil 2 minutter før og opptil 1 minutt etter magnetaktivering. De lagrede dataene inkluderer episodenummer, frekvenser ved magnetaktivering samt starttidspunkt og -dato for magnetaktivering. Når én EGM er generert og lagret, deaktiveres PTM. For å lagre en ny EGM må PTM-funksjonen aktiveres på nytt ved hjelp av programmeren. Hvis det går 60 dager uten at pasienten utløser datalagring, deaktiveres PTM automatisk.

Når dataene lagres, registreres den korresponderende episodetypen som PTM i Arrhythmia Logbook (Arytmiloggboken).

**OBS:** Vær forsiktig ved bruk av Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor), siden følgende forhold vil være gjeldende når den er aktivert:

- Alle andre magnetfunksjoner, inkludert asynkron pacing, deaktiveres. Magnet (Magnet)-funksjonen vil ikke angi magnetposisjon.
- Enhetens levetid påvirkes. For å redusere påvirkningen av levetid tillater PTM oppbevaring av kun én episode, og PTM deaktiveres automatisk etter 60 dager hvis dataoppbevaring aldri ble utløst.
- Når EGM-en er oppbevart (eller 60 dager forløpt), deaktiveres PTM, og enhetens Magnet Response (Magnetrespons) settes automatisk til Pace Async (Asynkron pacing). Hvis det brukes en magnet, vil pulsgeneratoren imidlertid ikke gå til asynkron drift før magneten er fjernet i 3 sekunder og plassert på enheten igjen.

Utfør disse stegene for å programmere funksjonen Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor):

1. På fanen Settings (Innstillinger) i hovedskjermbildet velger du Settings Summary (Sammendrag av innstillinger).
2. På fanen Settings Summary (Sammendrag av innstillinger) velger du Brady Settings (Bradyinnstillinger).
3. Fra Brady Settings (Bradyinnstillinger) velger du Timing (Timing), Rate Enhancements (Frekvensforsterkninger), Magnet (Magnet), Noise (Støy).
4. Programmer Magnet Response (Magnetrespons) til Store EGM (Lagre EGM).

5. Fastslå om pasienten er i stand til å aktivere denne funksjonen før vedkommende får magneten, og før Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) aktiveres. Be pasienten om å unngå sterke magnetfelt, slik at funksjonen ikke utløses ved et uhell.
6. Vurder å få pasienten til å initiere et lagret EGM når Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) aktiveres, for å lære opp pasienten og validere funksjonen. Kontroller aktiveringen av funksjonen i skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok).

**MERKNAD:** Sørg for at Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) er aktivert før pasienten sendes hjem, ved å bekrefte at Magnet Response (Magnetrespons) er programmert til Store EGM (Lagre EGM). Hvis funksjonen ved et uhell forblir i innstillingen Pace Async (Asynkron pacing), kan pasienten potensielt aktivere asynkron pacing på enheten ved å plassere magneten.

**MERKNAD:** Når funksjonen Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) er utløst av magneten, og en EGM er lagret, eller når det har gått 60 dager siden Store EGM (Lagre EGM) ble aktivert, angis Magnet Response (Magnetrespons) automatisk til Pace Async (Asynkron pacing).

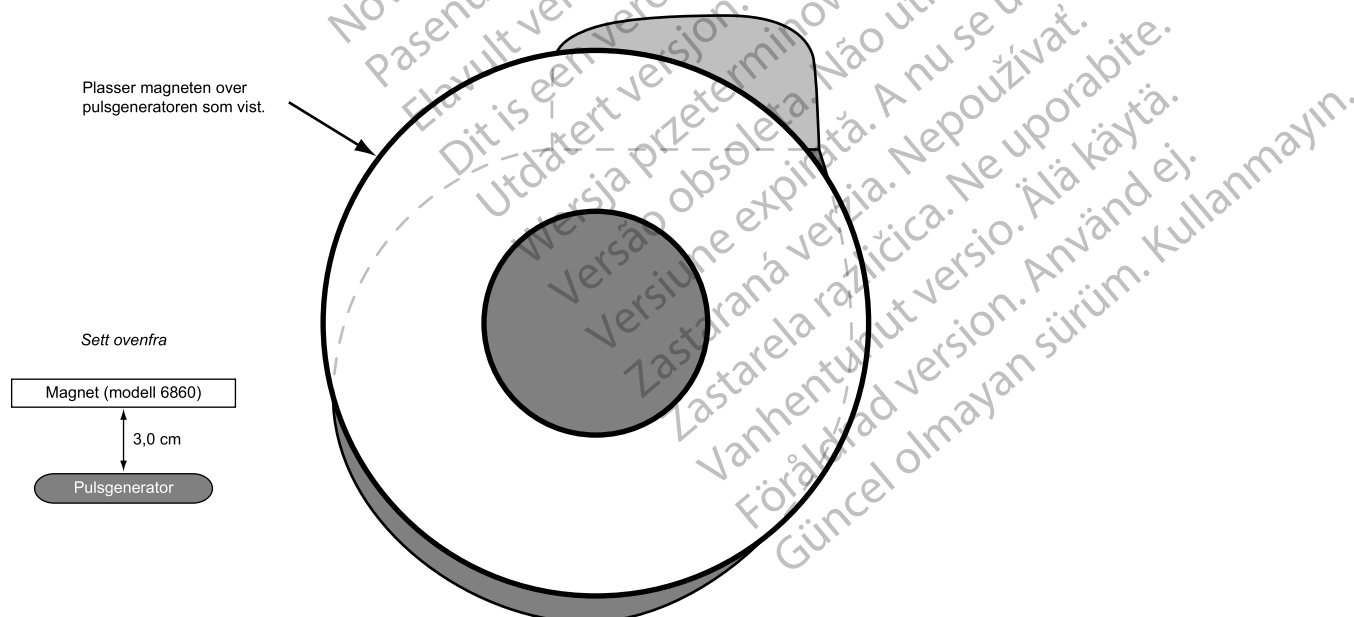
7. Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) kan bare aktiveres for en 60-dagers periode. For å deaktivere funksjonen innen 60-dagersperioden reprogrammerer du Magnet Response (Magnetrespons) til en annen innstilling enn Store EGM (Lagre EGM). Når 60 dager har forløpt siden aktivering av Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor), deaktiveres funksjonen automatisk, og Magnet Response (Magnetrespons) går tilbake til Pace Async (Asynkron pacing). Gjenta disse stegene for å reaktivere funksjonen.

Hvis du vil ha mer informasjon, kan du kontakte Boston Scientific ved hjelp av informasjonen på bakomslaget.

## Magnetfunksjon

Denne funksjonen er tilgjengelig i ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO-, ALTRUA 2-, FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter.

Magnetfunksjonen gjør det mulig å utløse noen av enhetens funksjoner når en magnet plasseres i nærheten av pulsgeneratoren (Figur 4–4 Riktig plassering av magneten (modell 6860) for aktivering av pulsgeneratorens magnetfunksjon på side 4-19).



Figur 4–4. Riktig plassering av magneten (modell 6860) for aktivering av pulsgeneratorens magnetfunksjon

Pulsgeneratorens innstillinger for Magnet Response (Magnetrespons) kan programmeres til å styre pulsgeneratorens atferd når en magnet detekteres. Innstillingene for Magnet Response (Magnetrespons) befinner seg i delen Timing (Timing), Rate Enhancements (Frekvensforsterkninger), Magnet (Magnet), Noise (Støy) på skjermbildet Brady Settings (Bradyinnstillinger).

Følgende innstillinger for Magnet Response (Magnetrespons) er tilgjengelig:

- Off (Av) – ingen respons
- Store EGM (Lagre EGM) – pasientmonitordata blir lagret
- Pace Async (Asynkron pacing) – pacing skjer asynkront ved en frekvens som reflekterer den aktuelle batteristatusen ("Skjermbildet Battery Status (Batteristatus)" på side 3-3)

#### Av

Når Magnet Response (Magnetrespons) er programmert til Off (Av), vil applikasjon av magneten ikke ha noen effekt på pulsgeneratoren.

#### Store EGM (Lagre EGM)

Når Magnet Response (Magnetrespons) er programmert til Store EGM (Lagre EGM), vil applikasjon av magneten aktivere funksjonaliteten Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) ("Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor)" på side 4-18).

#### Pace Async (Asynkron pacing)

Når Magnet Response (Magnetrespons) er programmert til Pace Async (Asynkron pacing), vil bruk av magnet endre pulsgeneratorens Brady Mode (Bradymodus) til en asynkron modus med en fast pacingfrekvens som gjenspeiler batteristatus ("Skjermbildet Battery Status (Batteristatus)" på side 3-3) og AV Delay (AV forsinkelse) for magnet på 100 ms.

Hvis Magnet Response (Magnetrespons) er programmert til Off (Av), vil pulsgeneratoren ikke gjenoppta asynkron drift ved tilstedeværelse av magnet. Hvis Magnet Response (Magnetrespons) programmeres til Store EGM (Lagre EGM), vil pulsgeneratoren ikke gjenoppta asynkron drift før magneten er fjernet i 3 sekunder og plassert på enheten igjen.

Initiale bradymoduser med tilknyttede magnetmoduser er oppført nedenfor:

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

Den tredje pulsen under Pace Async Magnet Response (Magnetrespons i asynkron pacing) sendes ved 50 % av programmert Pulse Width (Pulsbredde). Hvis det observeres tap av registrering ved det tredje slaget etter plassering av magnet, bør du overveie å revurdere sikkerhetsmarginen.

Pulsgeneratoren forblir i Magnet Response (Magnetrespons) så lenge magneten er plassert over midten av pulsgeneratoren, parallelt med enhetens koblingsblokk. Når magneten fjernes, gjenopptar pulsgeneratoren automatisk driften i henhold til tidligere programmerte parametre.

**MERKNAD:** Hvis frekvensadaptiv pacing eller Pace Safe Right Ventricular Automatic Capture (Automatisk registrering høyre ventrikulær) er programmert, suspenderes denne mens magneten er plassert over enheten. Effekt er satt til det dobbelte av den siste terskelmålingen, og det er ingen verifisering av slag til slag-registrering mens magneten er plassert over enheten.



**MERKNAD:** Magnetfunksjonen innstilles når pulsgeneratoren er i MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus).

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

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

# ELEKTROFYSIOLOGISK TESTING

---

## KAPITTEL 5

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “EP-testfunksjoner” på side 5-2
- “Induksjonsmetoder” på side 5-3

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

## EP-TESTFUNKSJONER

Med funksjoner for elektrofysiologisk (EP) testing kan du indukere og terminere arytmier ikke-invasivt.

**ADVARSEL:** Ha alltid eksternt defibrilleringsutstyr tilgjengelig under implantering og elektrofysiologisk testing. En induert ventrikulær takyarytmi som ikke avbrytes i tide, kan føre til at pasienten dør.

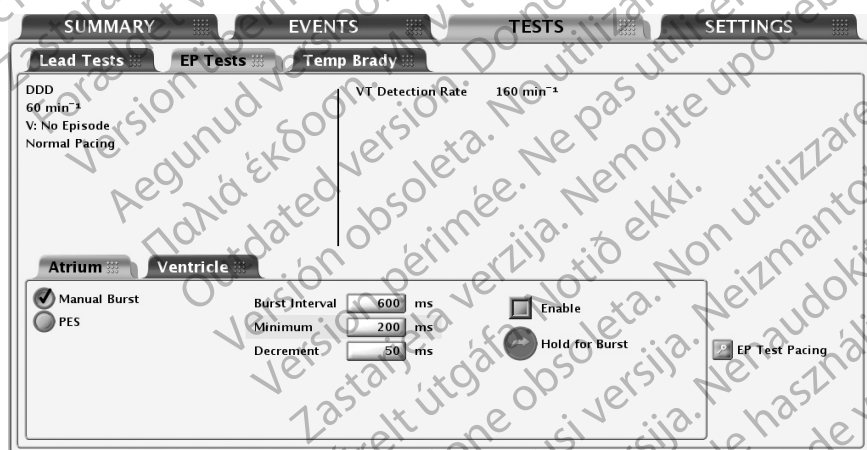
Funksjonene som muliggjør ikke-invasiv EP-testing av arytmier inkluderer følgende:

- Induksjon/terminering av programmert elektrisk stimulering (PES)
- Induksjon/terminering av Manual Burst (Manuelt støt)-pacing

### Skjermbildet EP Test (EP-test)

Skjermbildet EP Test viser sanntidsstatusen for pulsgeneratorens episodedetektering og bradypacingterapi mens telemetrikommunikasjon pågår.

Se skjermbildet EP Test (Figur 5–1 Skjermbildet EP Test (EP-test) på side 5-2):



Figur 5–1. Skjermbildet EP Test (EP-test)

Skjermbildet viser følgende informasjon:

- Status for ventrikulær episode – hvis en episode oppstår, vises durasjonen for episoden (hvis den er lengre enn 10 minutter, vises den som > 10:00 m:s)
- Status for atriell episode – hvis en episode oppstår, vises durasjonen for episoden (hvis den er lengre enn 100 minutter, vises den som > 99:59 m:s)

**MERKNAD:** Ettkamrede enheter bruker ventrikulært basert episoderapportering.

- Status for bradypacing

Følg stegene nedenfor for å utføre funksjoner for EP Test:

1. Velg fanen Tests (Tester) og deretter fanen EP Tests (EP-tester).
2. Etabler telemetrikommunikasjon. Telemetrikommunikasjon mellom programmereren og pulsgeneratoren må opprettholdes gjennom alle EP-testprosedyrene.

3. Still inn Backup Pacing (Backup pacing) og EP Test Pacing Outputs (Output for EP-test pacing) som ønsket.

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backup pacing) under EP-testing er ikke tilgjengelig på ettkamrede enheter eller VDDR-enheter.

## INDUKSJONSMETODER

Hver EP Test (EP-test)-metode som er tilgjengelig fra skjermbildet EP Test (EP-test), er beskrevet nedenfor med instruksjoner. I løpet av enhver type induksjon/terminering utfører ikke pulsgeneratoren noen annen aktivitet før testen er avsluttet. Da aktiveres den programmerte modusen, og pulsgeneratorens aktivitet vil være i henhold til denne.

Ta hensyn til følgende informasjon når du bruker disse metodene:

- Pacingpulser under induksjon leveres etter de programmerte pacingparametrene for EP Test (EP-test)

### Ventrikulær backup pacing under atriell EP-testing

Ventrikulær backup pacing er tilgjengelig under atriell EP-testing (PES, Manual Burst) uavhengig av den programmerte pacingmodusen Normal Brady Mode (Normal bradymodus).

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backup pacing) utføres i VOO-modus.

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backup pacing) under EP-testing er ikke tilgjengelig på 1-kamrede enheter eller VDDR-enheter.

I tokamrede enheter og ikke-VDDR-enheter programmeres parametrene for backup pacing ved å trykke på knappen EP Test Pacing (EP-test pacing). Parametrene for Backup Pacing (Backup pacing) kan programmeres uavhengig av de permanente pacingparametrene. Backup Pacing kan også deaktiveres ved å programmere Backup Pacing-modusen til Off (Av).

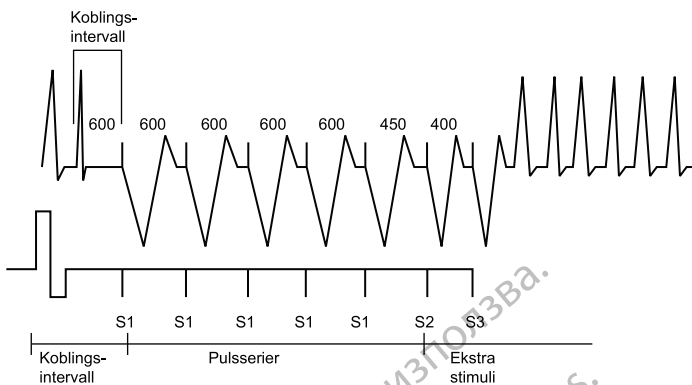
### Programmert elektrisk stimulering (PES)

PES-induksjon gjør det mulig for pulsgeneratoren å levere opptil 30 pacingpulser med samme lengde (S1) fulgt av opptil 4 premature stimuli (S2–S5) for å indusere eller terminere arytmier. Pulsserier, eller S1-pulser, er beregnet på hjerte-opptak og styring av hjertet ved en frekvens som er litt raskere enn den spontane frekvensen. Dette sikrer at timingen av de premature tilleggsstimulene kobles nøyaktig til hjertesyklusen (Figur 5–2 PES-induksjonspulsserie på side 5-4).

Den første S1-pulsen kobles til den sist sensedede eller pacede hendelsen ved S1 Interval (S1-intervallet). Alle pulser leveres i XOO-moduser (der X er kammeret) etter de programmerte pacingparametrene for EP Test (EP-test).

For atriell PES er parametre for backup pacing tilgjengelig.

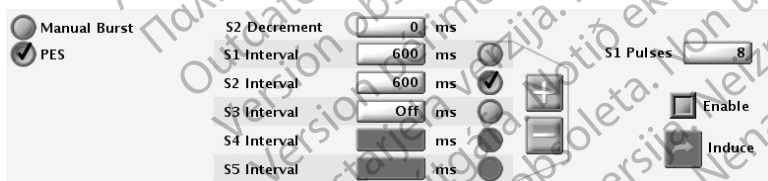
**MERKNAD:** Backup Pacing (Backup pacing) under EP-testing er ikke tilgjengelig på ettkammers enheter eller VDDR-enheter.



Figur 5-2. PES-induksjonspulsserie

### Utføre PES-induksjon

1. På en tokamret enhet, ikke-VDDR-enhet, velger du fanen Atrium eller Ventricle (Ventrikkel), avhengig av hvilket kammer du ønsker å pace.
2. Velg PES-alternativet. Det vises knapper for S1–S5-pulsene og de korresponderende støtsykluslengdene.
3. Velg den ønskede verdien for S1–S5-intervallene (Figur 5-3 PES-induksjonsvalg på side 5-4). Du kan enten trykke på en verdiboks for det ønskede S-intervallet og velge en verdi fra boksen, eller endre verdien som vises i verdiboksen, ved hjelp av pluss- og minussymbolene.



Figur 5-3. PES-induksjonsvalg

4. Merk av i Enable-avmerkboksen.
5. Trykk på (uten å holde nede) knappen Induce (Induser) for å begynne levering av pulsserien. Når det programmerte antallet S1-pulser er levert, vil pulsgeneratoren deretter levere de programmerte S2–S5-pulsene. Pulsene leveres i rekkefølge inntil enheten kommer til en puls som er satt til Off (Av). (Eksempel: Hvis S1 og S2 er satt til 600 ms og S3 er Off (Av), vil ikke S3, S4 og S5 bli levert). Når induksjon er initiert, vil ikke PES stoppe hvis du avbryter telemetrikommunikasjonen. (Når telemetri er aktiv, kan induksjonsleveringen stoppes ved å trykke på tasten DIVERT THERAPY).
6. PES-induksjon er fullført når pulsserien og tilleggstimuli er levert, og da starter pulsgeneratoren automatisk detektering igjen.

**MERKNAD:** Forsikre deg om at PES-induksjonen er fullført før du starter en ny induksjon.

**MERKNAD:** Når PES brukes til å terminere en registrert arytmi (og en konstatert episode), termineres episoden når PES beordres, uavhengig av om den er vellykket eller ikke. Det kan startes en ny episode når PES-induksjonen er fullført. Selve PES registreres ikke i terapihistorikken, noe som kan føre til at det telles flere episoder med i terapihistorikkene.

**MERKNAD:** Sanntids-EKG-er og hendelsesmarkører med merknader vil fortsatt vises under hele terskeltestingen.

## Manuell støtpacing

Manual Burst (Manuelt støt)-pacing brukes til å indusere eller terminere arytmier ved levering til ønsket kammer. Pacingparametre er programmerbare for Manual Burst (Manuelt støt).

Pacingpulser for Manual Burst (Manuelt støt) leveres i XOO-modus (der X er kammeret) etter de programmerte pacingparametrene for EP Test (EP-test). For atriell Manuell Burst (Manuelt støt) er parametre for backuppacing tilgjengelig.

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backup-pacing) under EP-testing er ikke tilgjengelig på ettkammers enheter eller VDDR-enheter.

### Utføre Manual Burst-pacing

1. På en tokamret enhet, ikke-VDDR-enhet, velger du fanen Atrium eller Ventricle (Ventrikel), avhengig av hvilket kammer du ønsker å pace.
2. Velg Manual Burst-alternativet.
3. Velg den ønskede verdien for Burst Interval (Støtintervall), Minimum og Decrement (Dekrement). Dette angir sykluslengden på intervallene i pulsserien.
4. Merk av i Enable-avmerkingsboksen.
5. For å levere støtet trykker du på og holder nede knappen Hold for Burst (Hold for støt).

Ventrikulært Manual Burst (Manuelt støt) blir levert i opptil 30 sekunder så lenge knappen Hold for Burst (Hold for støt) holdes nede og telemetrikoblingen opprettholdes.

Atriell Manual Burst (Manuelt støt) blir levert i opptil 45 sekunder så lenge knappen Hold for Burst (Hold for støt) holdes nede og telemetrikoblingen opprettholdes.

Intervallene fortsetter å dekremes inntil Minimum-intervallet er nådd, og deretter vil alle ytterligere pulser være på Minimum-intervallet.

**MERKNAD:** På ettkamrede enheter og VDDR-enheter brukes grensen på 30 sekunder for støttid.

6. For å stoppe støtleveringen slipper du knappen Hold for Burst (Hold for støt). Knappen Hold for Burst (Hold for støt) vil igjen bli nedtonet.
7. For å levere ytterligere Manual Burst-pacing gjentar du disse stegene.

**MERKNAD:** Sanntids-EKG-er og hendelsesmarkører med merknader vil fortsatt vises under hele terskeltestingen.

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



# PROGRAMMERBARE VALG

## APPENDIKS A

Tabell A-1 . ZIP-telemetriinnstillinger

| Parameter           | Programmerbare verdier   | Nominell <sup>a</sup>  |
|---------------------|--|--|
| Kommunikasjonsmodus | Enable use of ZIP telemetry (Aktiver bruk av ZIP-telemetri) (Kan kreve begrenset bruk av stav), Use wand for all telemetry (Bruk stav for telemetri) | Enable use of ZIP telemetry (Aktiver bruk av ZIP-telemetri) (Kan kreve begrenset bruk av stav) |

- a. Hvis kommunikasjonsmodusen velges via knappen Utilities (Verktøy) i PRM-opstartsskjerm bildet, vil den nominelle innstillingen i programvaren ZOOMVIEW Programmer tilsvare verdien som er valgt i oppstartsskjerm bildet.

Tabell A-2 . Device Mode (Generator Modus)

| Parameter                     | Programmerbare verdier  | Nominell    |
|-------------------------------|---|-------------|
| Device Mode (Generator Modus) | Exit Storage (Ut av oppbevaring); Enable Electrocautery Protection (Aktiver elektrokauteriseringsbeskyttelse); Enable MRI Protection (Aktiver MRI-beskyttelse) <sup>a</sup> . | Oppbevaring |

- a. Tilgjengelig i modeller med funksjonen MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus).

Tabell A-3 . Pacingteraiparametre (angitt i en belastning på 750  $\Omega$ )

| Parameter   | Programmerbare verdier  | Nominell   |
|---|---|--|
| Modus <sup>a c</sup>  | DDD(R); DDI(R); DOO; VDD(R); VVI(R); VOO; AAI(R); AOO; Off (Av); Midlertidig: DDD, DDI, DOO, VDD, VVI, VOO, AAI, AOO, Off (Av)            | Tokammers: DDD;<br>Enkammer: VVI   |
| Mode (Modus) <sup>a c</sup> (VDDR-modell)   | VDD(R); VVI(R); VOO; Off (Av); Midlertidig: VDD, VVI; VOO; Off (Av)   | VDD  |
| Lower Rate Limit (Basisfrekvens) (LRL) <sup>a b c</sup> (min <sup>-1</sup> )  | 30; 35; ...; 185  | 60 (toleranse $\pm$ 5 ms)  |
| Maximum Tracking Rate (Maksimal følgingsfrekvens) (MTR) <sup>a c</sup> (min <sup>-1</sup> )   | 50; 55; ...; 185  | 130 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) (MSR) <sup>e</sup> (min <sup>-1</sup> )   | 50; 55; ...; 185  | 130 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Pulse Amplitude <sup>a c d h j</sup> (tokammer, atrium) (V)   | Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 5,0;<br>Midlertidig: 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 5,0  | 3,5 (toleranse $\pm$ 15 % eller 100 mV, den som er høyest)   |
| Pulse Amplitude <sup>a c d</sup> (tokammer, høyre ventrikkel) (V)   | Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5;<br>Midlertidig: 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5  | 3,5 (toleranse $\pm$ 15 % eller 100 mV, den som er høyest)   |
| Pulse Amplitude <sup>a c d</sup> (ett kammer) (V)   | Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5;<br>Midlertidig: 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5  | 3,5 (toleranse $\pm$ 15 % eller 100 mV, den som er høyest)   |
| Pulse Amplitude (Pulsamplitude) Daily Trend <sup>f</sup> (Daglig trend) (kan programmeres uavhengig i hvert kammer som har Pacesafe-funksjonen) | Disabled (Deaktivert), Enabled (Aktivert)   | Enabled (Aktivert) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)<br><br>Disabled (Deaktivert) (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter) |
| Pulse Width <sup>a c d g</sup> (Pulsbredde) (atrium, høyre ventrikkel) (ms)   | 0,1; 0,2; ...; 2,0  | 0,4 (toleranse $\pm$ 0,03 ms ved < 1,8 ms, $\pm$ 0,08 ms ved $\geq$ 1,8 ms)  |
| Aksellerometer <sup>e</sup>   | On (På), Passive (Passiv)   | Passive (Passiv)   |
| Accelerometer Activity Threshold (Aktivitetsterskel for aksellerometer)   | Very Low (Svært lav); Low (Lav); Medium Low (Middels lav); Medium (Middels); Medium High (Middels høy); High (Høy); Very High (Svært høy) | Medium (Middels)   |
| Accelerometer Reaction Time (Reaksjonstid for aksellerometer) (sek)   | 10; 20; ...; 50   | 30   |

Tabell A-3. Pacingteraiparametre (angitt i en belastning på 750 Ω) (Fortsettelse)

| Parameter  | Programmerbare verdier  | Nominell   |
|--|---|--|
| Accelerometer Response Factor (Responsfaktor for akselerometer)  | 1; 2; ...; 16   | 8  |
| Accelerometer Recovery Time (Gjenopprettingstid for akselerometer) (min)                                       | 2; 3; ...; 16   | 2  |
| Minuttventilasjon <sup>e</sup>   | On (På), Passive (Passiv), Off (Av)   | Passive (Passiv)   |
| Minute Ventilation Response Factor (Responsfaktor for minuttventilasjon)                                       | 1; 2; ...; 16   | 8  |
| Minute Ventilation (Minuttventilasjon) Fitness Level (Kondisjonsnivå)  | Sedentary (Stillesittende), Active (Aktiv), Athletic (Atletisk), Endurance Sports (Utholdenhetssportsaktiviteter) | Active (Aktiv)   |
| Patient's Age <sup>i</sup> (Pasientens alder)  | ≤ 5; 6–10; 11–15; ...; 91–95; ≥ 96  | 56–60  |
| Patient's Gender (Pasientens kjønn) <sup>i</sup>   | Male (Mann), Female (Kvinne)  | Mann   |
| Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) (min <sup>-1</sup> )   | 30; 35; ...; 185  | 120 (toleranse ± 5 ms)   |
| Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons) (%)  | Off (Av), 85, 70, 55  | 70   |
| Rate Hysteresis (Frekvenshysterese) Hysteresis Offset (Hystereseforskyvning) <sup>e</sup> (min <sup>-1</sup> ) | -80; -75; ...; -5; Off (Av)   | Off (Av) (toleranse ± 5 ms)  |
| Rate Hysteresis (Frekvenshysterese) Search Hysteresis (Søk hysterese) <sup>e</sup> (sykluser)                  | Off (Av), 256, 512, 1024, 2048, 4096  | Off (Av) (toleranse ± 1 syklus)  |
| Rate Smoothing (Frekvensutjevning) (Up (Opp), Down (Ned)) <sup>e</sup> (%)                                     | Off (Av), 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 25   | Off (Av) (toleranse ± 1 %)   |
| Rate Smoothing Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens for frekvensutjevning) (min <sup>-1</sup> )        | 50; 55; ...; 185  | 130 (toleranse ± 5 ms)   |
| Sudden Brady Response (Plutselig bradyrespons) (SBR) <sup>e h</sup>  | Off (Av), On (På)   | Av   |
| SBR Atrial Paces Before Therapy (atrielle SBR-pacingpulser før terapi) <sup>h</sup>                            | 1; 2; ...; 8  | 3  |
| SBR Atrial Pacing Rate Increase <sup>h</sup> (Økning i atriell SBR-pacingfrekvens) (min <sup>-1</sup> )        | 5; 10; ...; 40  | 20   |
| SBR Therapy Duration (SBR-terapivarighet) <sup>h</sup> (min)   | 1; 2; ...; 15   | 2  |
| SBR Inhibit During Rest (SBR-hemming under hvile) <sup>h</sup>   | Off (Av), On (På)   | På   |
| Konfigurasjon av atriell pacing/sensing <sup>a c h</sup> (tokammer)  | Unipolar, Bipolar, Bipolar/Unipolar, Unipolar/Bipolar, Unipolar/Off (Av), Bipolar/Off (Av)                        | Bipolar (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)<br>Unipolar (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter) |
| Konfigurasjon av høyre ventrikel pacing/sensing (tokammer) <sup>a c</sup>                                      | Unipolar, Bipolar, Bipolar/Unipolar, Unipolar/Bipolar   | Bipolar (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)<br>Unipolar (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter) |
| Konfigurasjon av pacing/sensing (ettkammer) <sup>a c</sup>   | Unipolar, Bipolar, Bipolar/Unipolar, Unipolar/Bipolar   | Bipolar (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)<br>Unipolar (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter) |

Tabell A-3. Pacingterapeutparametre (angitt i en belastning på 750  $\Omega$ ) (Fortsettelse)

| Parameter  | Programmerbare verdier                            | Nominell   |
|--|---|--|
| Konfigurasjon av atriell sensing (VDDR-modell) <sup>a c</sup>                              | Unipolar; Bipolar; Off (Av)                       | Bipolar (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)<br><br>Unipolar (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter) |
| Safety Switch (Sikkerhetsbryter) (programmeres uavhengig for hvert kammer)                 | Off (Av), On (På)                                 | På   |
| Automatisk elektrodegenkjenning  | Off (Av), On (På)                                 | På   |
| Maximum Paced AV Delay <sup>a c h</sup> (Maksimal pacet AV-forsinkelse) (ms)               | 30; 40; ...; 400                                  | 180 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Minimum Paced AV Delay <sup>a c h</sup> (Minste pacet AV-forsinkelse) (ms)                 | 30; 40; ...; 400                                  | 80 (toleranse $\pm$ 5 ms)  |
| Maximum Sensed AV Delay <sup>a c</sup> (Maksimal senset AV-forsinkelse) (ms)               | 30; 40; ...; 400                                  | 150 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Maximum Sensed AV Delay <sup>a c</sup> (Maksimal senset AV-forsinkelse) (VDDR-modell) (ms) | 30; 40; ...; 400                                  | 180 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Minimum Sensed AV Delay <sup>a c</sup> (Minste senset AV-forsinkelse) (ms)                 | 30; 40; ...; 400                                  | 65 (toleranse $\pm$ 5 ms)  |
| Minimum Sensed AV Delay <sup>a c</sup> (Minste senset AV-forsinkelse) (VDDR-modell) (ms)   | 30; 40; ...; 400                                  | 80 (toleranse $\pm$ 5 ms)  |
| AV-søk <sup>+e</sup>   | Off (Av), On (På)                                 | Av   |
| AV Search + Search AV Delay (AV-søk + Søk AV-forsinkelse) (ms)                             | 30; 40; ...; 400                                  | 300 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| AV Search + Search Interval (AV-søk + Søkeintervall) (sykluser)                            | 32, 64, 128, 256, 512, 1024                       | 32 (toleranse $\pm$ 1 syklus)  |
| RYTHMIQ <sup>e h</sup>   | AAI(R) med VVI-backup, Off (Av)                   | Av   |
| Maksimal V-refraktær (VRP) <sup>a c</sup> (tokammer) (ms)                                  | 150; 160; ...; 500                                | 280 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Minste A-refraktær (PVARP) <sup>a c</sup> (tokammer) (ms)                                  | 150; 160; ...; 500                                | 240 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Maksimal V-refraktær (VRP) <sup>a c</sup> (tokammer) (ms)                                  | 150; 160; ...; 500                                | 250 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Minste V-refraktær (VRP) <sup>a c</sup> (tokammer) (ms)                                    | 150; 160; ...; 500                                | 230 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Maximum Refractory <sup>a c</sup> (Maksimal refraktær) (ett kammer) (ms)                   | 150; 160; ...; 500                                | 250 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| Minste refraktær <sup>a c</sup> (ett kammer) (ms)  | 150; 160; ...; 500                                | 250 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| PVARP after PVC <sup>a</sup> (PVARP etter PVC) (ms)  | Off (Av), 150; 200; ...; 500                      | 400 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| A-Blank after V-Pace (A-blank etter V-pace) <sup>a c k</sup> (ms)                          | Smart; 45; 65; 85; 105; 125; 150; 175; 200        | 125 (toleranse $\pm$ 5 ms)   |
| A-Blank after V-Sense <sup>a c k</sup> (A-blank etter V-sense) (ms)                        | Smart; 45; 65; 85                                 | 45 (toleranse $\pm$ 5 ms)  |
| V-Blank after A-Pace <sup>a c h</sup> (V-blank etter A-pace) (ms)                          | 45; 65; 85  | 65 (toleranse $\pm$ 5 ms)  |
| Støyrespons <sup>a</sup>   | AOO, VOO, DOO, Inhibit Pacing (Hemming av pacing) | DOO for DDD(R) og DDI(R)-modus;<br>VOO for VDD(R) og VVI (R)-modus;<br>AOO for AAI(R)-modus                                      |

Tabell A-3. Pacingteraiparametre (angitt i en belastning på 750  $\Omega$ ) (Fortsettelse)

| Parameter   | Programmerbare verdier  | Nominell                     |
|---|---|------------------------------|
| Noise Response <sup>a</sup> (Støyrespons) (VDDR-modell) | VOO, Inhibit Pacing (Hemming av pacing)                       | VOO                          |
| Magnet Response (Magnetrespons)                         | Off (Av), Store EGM (Lagre EGM), Pace Async (Asynkron pacing) | Pace Async (Asynkron pacing) |

- a. Verdiene som er programmert for Normal Brady (Normal brady) vil bli brukt som nominelle verdier for Temporary Brady-pacing (Midlertidig brady).  
 b. Basispulsperioden er lik pacingfrekvensen og pulsintervallet (ingen hysteres). Krets for Runaway-beskyttelse hindrer bradykardipacing over 205 min<sup>-1</sup>. Magnetapplikasjonen kan påvirke pacingfrekvensen (testpulsintervall).  
 c. Kan programmeres separat for Temporary Brady (Midlertidig brady).  
 d. For FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter påvirkes ikke verdiene av temperaturvariasjon innenfor området 20 °C – 43 °C. For ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter påvirkes ikke verdiene av temperaturvariasjon innenfor området 20 °C – 45 °C.  
 e. Denne parameteren er deaktivert under Temporary Brady (Midlertidig brady).  
 f. Denne parameteren aktiveres automatisk hvis Auto er valgt for Pulse Amplitude (Pulsamplitude).  
 g. Når Pulse Amplitude (Pulsamplitude) er innstilt på Auto eller PulseAmplitudeDaily Trend (Daglig trend for pulsamplitude) er aktivert, er Pulse Width (Pulsbredde) fast ved 0,4 ms.  
 h. Ikke aktuell for VDDR-modeller.  
 i. Denne parameteren brukes til beregning av Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons).  
 j. Auto er tilgjengelig på modeller som har funksjonen PaceSafe.  
 k. Smart er tilgjengelig når AGC er valgt som Sensing Method (Sensingmetode).

Tabell A-4. MRI-beskyttelsesparametere

| Parameter  | Programmerbare verdier            | Nominell   |
|--|-----------------------------------|--|
| MRI Brady Mode (Bradykardimodus for MR)                                | Off (Av), VOO, AOO, DOO           | DOO for DDD(R), DDI(R) eller normale DOO-bradymoduser<br>VOO for VDD(R), VVI(R) eller normale VOO-bradymoduser<br>AOO for AAI(R) eller normal AOO-bradymodus<br>Off (Av) for Normal Brady ModeOff (Normal bradymodus av) |
| MRI Lower Rate Limit (LRL) (min <sup>-1</sup> ) (Basisfrekvens for MR) | 30, 35, ..., 100                  | 20 min <sup>-1</sup> over LRL i normalmodus  |
| MRI Atrial Amplitude (V) (Atrieamplitude for MR)                       | 2,0, 2,1, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0 | 5,0 (toleranse $\pm 15\%$ eller $\pm 100$ mV, den som er høyest) <sup>a</sup>  |
| MRI Ventricular Amplitude (V) (Ventrikkelamplitude for MR)             | 2,0, 2,1, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0 | 5,0 (toleranse $\pm 15\%$ eller $\pm 100$ mV, den som er høyest) <sup>a</sup>  |
| MRI Protection Time-out (Timeout for MR-beskyttelse) (timer)           | Off (Av); 3; 6; 9; 12; 24; 48     | 24   |

- a. Ved overgangen til MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) kan det ta opptil 6 hjertepacingsykluser før pacingamplituden er innenfor det spesifiserte toleranseområdet.

Tabell A-5. Sensortrending

| Parameter                              | Programmerbare verdier  | Nominell                                      |
|--|---|---|
| Recording Method (Registreringsmetode) | Beat To Beat (Slag-til-slag), Off (Av), 30 Second Average (30 sekunders gjennomsnitt) | 30 Second Average (30 sekunders gjennomsnitt) |
| Data Storage (Lagring av data)         | Continuous (Kontinuerlig), Fixed (Fast)   | Continuous (Kontinuerlig)                     |

Tabell A-6. EGM-lagring ved ventrikulær taky

| Parameter   | Programmerbare verdier | Nominell |
|---|------------------------|----------|
| Tachy EGM Storage (EGM-lagring ved taky) (ettkamrede modeller)                        | Off (Av), On (På)      | On (På)  |
| Ventricular Tachy EGM Storage (EGM-lagring ved ventrikulær taky) (tokamrede modeller) | Off (Av), On (På)      | On (På)  |

Tabell A-6. EGM-lagring ved ventrikulær taky (Fortsettelse)

| Parameter   | Programmerbare verdier | Nominell               |
|---|------------------------|------------------------|
| Tachy Detection Rate (Takydetekteringsfrekvens) <sup>a</sup> (ettkamrede modeller) (min <sup>-1</sup> ) | 90, 95, ..., 210, 220  | 160 (toleranse ± 5 ms) |
| VT Detection Rate (VT-detekteringsfrekvens) <sup>b</sup> (tokamrede modeller) (min <sup>-1</sup> )      | 90, 95, ..., 210, 220  | 160 (toleranse ± 5 ms) |

- a. Tachy Detection Rate (Takydetekteringsfrekvens) må være  $\geq 5$  min<sup>-1</sup> høyere enn Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) og Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens), og må være  $\geq 15$  min<sup>-1</sup> høyere enn Lower Rate Limit (Basisfrekvens).
- b. VT Detection Rate (VT-detekteringsfrekvens) må være  $\geq 5$  min<sup>-1</sup> høyere enn Maximum Tracking Rate (Maksimal følgingfrekvens), Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) og Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens), og må være  $\geq 15$  min<sup>-1</sup> høyere enn Lower Rate Limit (Basisfrekvens).

Tabell A-7. Parametre for atriell taky

| Parameter   | Programmerbare verdier   | Nominell                       |
|---|--|--------------------------------|
| ATR Mode Switch (ATR modusbytte) <sup>a</sup>   | Off (Av), On (På)  | On (På)                        |
| ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) <sup>a</sup><br><sup>c</sup> (min <sup>-1</sup> )                          | 100, 110, ..., 300   | 170 (toleranse ± 5 ms)         |
| ATR Duration (ATR-durasjon) <sup>a</sup><br>(sykluser)  | 0, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, 1024, 2048                      | 8 (toleranse ± 1 hjertesykkel) |
| ATR Entry Count (ATR-inngangstilling) <sup>a</sup><br>(sykluser)  | 1, 2, ..., 8   | 8                              |
| ATR Exit Count (ATR-utgangstilling) <sup>a</sup><br>(sykluser)  | 1, 2, ..., 8   | 8                              |
| ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus)<br><sup>d</sup>  | VDI, DDI, VDIR, DDIR   | DDI                            |
| ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus)<br><sup>e</sup> (VDDR-modell)  | VDI, VDIR  | VDI                            |
| ATR Fallback Time (ATR Fallback-tid) <sup>a</sup><br>(min:sek)  | 00:00, 00:15, 00:30, 00:45, 01:00, 01:15,<br>01:30, 01:45, 02:00 | 00:30                          |
| ATR Fallback LRL (ATR Fallback-LRL) <sup>a</sup><br>(min <sup>-1</sup> )  | 30, 35, ..., 185   | 70 (toleranse ± 5 ms)          |
| ATR Ventricular Rate Regulation (ATR ventrikulær frekvensregulering) (VRR) <sup>a</sup>                           | Off (Av), On (På)  | On (På)                        |
| ATR Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens) (MPR) <sup>a</sup><br>(min <sup>-1</sup> )                      | 50, 55, ..., 185   | 130 (toleranse ± 5 ms)         |
| Atrial Flutter Response (Atriell flutterrespons) <sup>b</sup>   | Off (Av), On (På)  | On (På)                        |
| Atrial Flutter Response Trigger Rate (Atriell flutterrespons – triggerfrekvens) <sup>c</sup> (min <sup>-1</sup> ) | 100, 110, ..., 300   | 170 (toleranse ± 5 ms)         |
| PMT Termination (Avslutning av PMT) <sup>b</sup>  | Off (Av), On (På)  | On (På)                        |
| Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering) (VRR) <sup>b</sup>                                   | Off (Av), On (På)  | Off (Av)                       |
| VRR Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens) (MPR) <sup>c</sup> (min <sup>-1</sup> )                         | 50, 55, ..., 185   | 130 (toleranse ± 5 ms)         |
| APP/ProACt <sup>b</sup>   | Off (Av), On (På)  | Off (Av)                       |
| APP/ProACt Max Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens) (min <sup>-1</sup> )   | 50, 55, ..., 185   | 80 (toleranse ± 5 ms)          |

- a. De programmerte verdiene for Normal Brady (Normal brady) vil bli brukt som nominelle verdier for Temporary Brady-pacing (Midlertidig brady).
- b. Denne parameteren deaktiveres under Temporary Brady (Midlertidig brady).
- c. ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) og Atrial Flutter Response Trigger Rate (Atriell flutterrespons – triggerfrekvens) er koblet til hverandre. Hvis en av disse frekvensene reprogrammes, vil den andre automatisk endres til den samme verdien.
- d. Hvis Normal Brady ATR Fallback Mode (Normal brady – ATR Fallback-modus) er DDIR eller DDI, da er Temporary Brady ATR Fallback Mode (Midlertidig

Tabell A-7. Parametre for atriell taky (Fortsettelse)

- brady – ATR Fallback-modus) DDI. Hvis Normal Brady ATR Fallback Mode (Normal brady – ATR Fallback-modus) er VDIR eller VDI, da er Temporary Brady ATR Fallback Mode (Midlertidig brady – ATR Fallback-modus) VDI.
- e. Hvis Normal Brady ATR Fallback Mode (Normal brady – ATR Fallback-modus) er VDIR eller VDI, da er Temporary Brady ATR Fallback Mode (Midlertidig brady – ATR Fallback-modus) VDI.

Tabell A-8. Sensitivitet

| Parameter <sup>a b c</sup>   | Programmerbare verdier  | Nominell          |
|--|---|-------------------|
| Sensing Method (Sensingmetode) <sup>d</sup>  | AGC, Fixed (Fast)   | Fixed (Fast)      |
| 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 (Sensitivitet i høyre ventrikel) (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 (Fast)) (mV)                      | Fixed (Fast) 0,15, Fixed (Fast) 0,25, Fixed (Fast) 0,5, Fixed (Fast) 0,75, Fixed (Fast) 1,0, Fixed (Fast) 1,5, ..., Fixed (Fast) 8,0, Fixed (Fast) 9,0, Fixed (Fast) 10,0 | Fixed (Fast) 0,75 |
| Right Ventricular Sensitivity (Sensitivitet i høyre ventrikel) (Fixed (Fast)) (mV) | Fixed (Fast) 0,25, Fixed (Fast) 0,5, Fixed (Fast) 0,75, Fixed (Fast) 1,0, Fixed (Fast) 1,5, ..., Fixed (Fast) 8,0, Fixed (Fast) 9,0, Fixed (Fast) 10,0                    | Fixed (Fast) 2,5  |

- a. Kan programmeres separat for Temporary Brady (Midlertidig brady).
- b. De programmerte verdiene for Normal Brady (Normal brady) vil bli brukt som nominelle verdier for Temporary Brady-pacing (Midlertidig brady).
- c. I ett-kamrede modeller bestemmer det valgte kammeret den nominelle verdien.
- d. Den programmerte verdien for Sensing Method (Sensingmetode) avgjør de aktuelle verdiene (AGC eller Fixed (Fast)) i hvert kammer.

Tabell A-9. Daglige elektrodemålinger

| Parameter  | Programmerbare verdier   | Nominell |
|--|--|----------|
| Atrial Intrinsic Amplitude (Atriell intrinsisk amplitude)          | On (På), Off (Av)  | På       |
| Ventricular Intrinsic Amplitude (Ventrikulær intrinsisk amplitude) | On (På), Off (Av)  | På       |
| Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude) (ettkamrede modeller)   | On (På), Off (Av)  | På       |
| Atrial Pace Impedance (Atriell pacingimpedans)                     | On (På), Off (Av)  | På       |
| Ventrikulær Pace Impedance (Pacingimpedans)                        | On (På), Off (Av)  | På       |
| Pace Impedance (Pacingimpedans) (ettkamrede modeller)              | On (På), Off (Av)  | På       |
| Low (Lav) atriell impedansgrense ( $\Omega$ )                      | 200, 250, ..., 500   | 200      |
| High (Høy) atriell impedansgrense ( $\Omega$ )                     | 2000; 2250; ...; 3000 (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)<br><br>2000; 2250; 2500 (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter) | 2000     |
| Low (Lav) impedansgrense for ventrikel ( $\Omega$ )                | 200, 250, ..., 500   | 200      |
| High (Høy) impedansgrense for ventrikel ( $\Omega$ )               | 2000; 2250; ...; 3000 (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)<br><br>2000; 2250; 2500 (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter) | 2000     |
| Low (Nedre)-impedansgrense ( $\Omega$ ) (ettkammersmodeller)       | 200, 250, ..., 500   | 200      |

Tabell A-9. Daglige elektrodemålinger (Fortsettelse)

| Parameter  | Programmerbare verdier   | Nominell |
|--|--|----------|
| High (Øvre)-impedansgrense ( $\Omega$ ) (ettkammersmodeller)             | 2000; 2250; ...; 3000 (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- og ALTRUA 2-enheter)<br><br>2000; 2250; 2500 (FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- og ADVANTIO-enheter) | 2000     |
| Post-Operative System Test(POST) (Postoperativ systemtest, POST) (timer) | Off (Av), 2, 3, ..., 24  | 4        |

Tabell A-10. Backup EP-test

| Parameter  | Programmerbare verdier                      | Nominell  |
|--|---|---|
| Backup Pacing-modus (Backup pacing) <sup>a c</sup>   | Off (Av), On (På)                           | On (På)   |
| Backup Pacing (Backup pacing) Lower Rate Limit (Basisfrekvens) <sup>a b c</sup> ( $\text{min}^{-1}$ )                                    | 30, 35, ..., 185                            | 60 (toleranse $\pm 5$ ms)   |
| Backup Pacing (Backup pacing) V Refractory (V-refraktær) <sup>a b c</sup> (ms)   | 150, 160, ..., 500                          | 250 (toleranse $\pm 5$ ms)  |
| EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Atrial Amplitude (Atriell amplitude) (tokamrede modeller når test er i atriet) (V)     | Off (Av), 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0 | 5,0 (toleranse $\pm 15$ % eller 100 mV, den som er høyest)                    |
| EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Amplitude (Amplitude) (ettkamrede modeller) (V)  | Off (Av), 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5 | 7,5 (toleranse $\pm 15$ % eller 100 mV, den som er høyest)                    |
| EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) V Amplitude (V-amplitude) (tokamrede modeller) (V)                                     | Off (Av), 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5 | 7,5 (toleranse $\pm 15$ % eller 100 mV, den som er høyest)                    |
| EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Atrial Pulse Width (Atriell pulsbredde) (tokamrede modeller når test er i atriet) (ms) | 0,1, 0,2, ..., 2,0                          | 1,0 (toleranse $\pm 0,03$ ms ved $< 1,8$ ms, $\pm 0,08$ ms ved $\geq 1,8$ ms) |
| EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) Pulse Width (Pulsbredde) (ettkamrede modeller) (ms)                                    | 0,1, 0,2, ..., 2,0                          | 1,0 (toleranse $\pm 0,03$ 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-pulsbredde) (tokamrede modeller) (ms)                                 | 0,1, 0,2, ..., 2,0                          | 1,0 (toleranse $\pm 0,03$ ms ved $< 1,8$ ms, $\pm 0,08$ ms ved $\geq 1,8$ ms) |

a. Denne parameteren gjelder bare når testen er i atriet.

b. Den programmerte verdien for Normal Brady (Normal brady) vil bli brukt som den nominelle verdien.

c. Ikke aktuell for VDDR-modeller eller ettkamrede modeller.

Tabell A-11. PES (programmert elektrisk stimulering)

| Parameter <sup>a</sup>           | Programmerbare verdier       | Nominell                        |
|----------------------------------|------------------------------|---------------------------------|
| Antall S1-intervaller (pulser)   | 1, 2, ..., 30                | 8                               |
| S2 Decrement (S2-dekrement) (ms) | 0, 10, ..., 50               | 0                               |
| S1 Interval (S1-intervall) (ms)  | 120, 130, ..., 750           | 600 (toleranse $\pm 5$ ms)      |
| S2 Interval (S2-intervall) (ms)  | Off (Av), 120, 130, ..., 750 | 600 (toleranse $\pm 5$ ms)      |
| S3 Interval (S3-intervall) (ms)  | Off (Av), 120, 130, ..., 750 | Off (Av) (toleranse $\pm 5$ ms) |
| S4 Interval (S4-intervall) (ms)  | Off (Av), 120, 130, ..., 750 | Off (Av) (toleranse $\pm 5$ ms) |
| S5 Interval (S5-intervall) (ms)  | Off (Av), 120, 130, ..., 750 | Off (Av) (toleranse $\pm 5$ ms) |

a. Brukes på atrium eller ventrikel i henhold til beordring av programmereren.

Tabell A-12 . Manuell støtpacing

| Parameter <sup>a</sup>                    | Programmerbare verdier | Nominell               |
|---|------------------------|------------------------|
| Burst Interval (Støtintervall) (ms)       | 100, 110, ..., 750     | 600 (toleranse ± 5 ms) |
| Minimum Interval (Minimumsintervall) (ms) | 100, 110, ..., 750     | 200 (toleranse ± 5 ms) |
| Decrement (Dekrement) (ms)                | 0, 10, ..., 50         | 50 (toleranse ± 5 ms)  |

a. Brukes på atrium eller ventrikel avhengig av kammeret som er valgt.

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





## SYMBOLER PÅ EMBALLASJEN

### APPENDIKS B


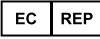









## SYMBOLER PÅ EMBALLASJEN

De følgende symbolene kan brukes på emballasje og merking (Tabell B-1 Symboler på emballasjen på side B-1):

Tabell B-1 . Symboler på emballasjen

| Symbol  | Beskrivelse  |
|---|--|
|    | Referansenummer  |
|    | Innhold i pakken   |
|    | Pulsgenerator  |
|    | Momentnøkkel   |
|   | Dokumentasjon vedlagt  |
|  | Serienummer  |
|  | Brukes før   |
|  | Lotnummer  |
|  | Produksjonsdato  |
|  | Sterilisert ved bruk av etylenoksid  |
|  | Skal ikke resteriliseres   |
|  | Ikke for gjenbruk  |
|  | Skal ikke brukes hvis emballasjen er skadet  |
|  | Se instruksjoner for bruk på denne nettsiden: <a href="http://www.bostonscientific-labeling.com">www.bostonscientific-labeling.com</a> |
|  | Temperaturbegrensning  |
|  | CE-merke for samsvar med identifikasjon av godkjenningsorgan som har godkjent bruk av merket   |
|  | Plasser teletextstav her   |

Tabell B-1. Symboler på emballasjen (Fortsettelse)

| Symbol  | Beskrivelse  |
|---|--|
|    | Åpne her   |
|    | Autorisert representant i Europa                                       |
|    | Produsent  |
|    | C-merke med leverandørkoder  |
|    | Samsvarsmerke for Australian Communications and Media Authority (ACMA) |
| R-NZ  | Samsvarsmerke for New Zealand Radio Spectrum Management (RSM)          |
|    | Australsk sponsoradresse   |
|    | MR-betinget  |
|    | Pacemaker RV   |
|    | Pacemaker RA, RV   |
|  | CRT-P RA, RV, LV   |
|  | Ubelagt enhet  |
|  | RF-telemetri   |

# INNHALDSFORTEGNELSE

## A

A-blank  
etter RV-sense 2-80  
etter V-pace 2-80  
A-takyrespons (ATR)  
modusbytte 2-52  
ABM (Autonomic Balance Monitor) 4-15  
Adaptiv frekvenspacing 2-34  
Advarsler, rød 1-7  
AGC (automatic gain control) 2-23  
Akselerometer  
aktivitetsterskel 2-36  
gjenopprettingstid 2-38  
reaksjonstid 2-37  
responsfaktor 2-35  
Akselerometer 2-34  
Aktivitetsterskel 2-36  
AKUTT PACE 1-16  
Amplitude 2-13  
intrinsisk test 3-11  
AP-skanning 4-16  
Applikasjonsskjerm bilde 1-2  
Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok)  
episodedetaljer 4-5  
hendelsessammendrag 4-5  
intervall 4-6  
Arytmiloggbok 4-2  
EGM-lagring av ventrikkeltakykardi 4-7  
lagret EGM 4-5  
Atferd ved øvre frekvens 2-10  
ATR (atrietakykardirespons)  
atriell flutterrespons 2-55  
Avslutning av PMT 2-56  
ventrikulær frekvensregulering 2-54  
ATR (atrietakykardirespons)  
durasjon 2-53  
frekvensterskel 2-52  
inngangstilling 2-53  
LRL, fallback 2-54  
maksimal pacingfrekvens 2-55  
modus, fallback 2-53  
modusbytte 2-52  
slutt på en ATR-episode 2-54  
tid, fallback 2-54  
utgangstilling 2-53  
ATR-triggerfrekvens 2-52  
Atrial overdrive 2-57  
Atriell  
bruk av atriell informasjon 2-66  
refraktærperiode, postventrikulær atriell (PVARP)  
2-75  
refraktærperiode, samme kammer 2-77  
Atriell flutterrespons 2-55  
Atriell pacingpreferanse (APP) 2-57–2-58  
maksimal pacingfrekvens 2-59  
Atriell taky  
atriell flutterrespons 2-55  
atriell pacingpreferanse 2-57–2-58  
Avslutning av PMT 2-56  
ProACt 2-57, 2-59

Atrietaky  
ATR-modusbytte 2-52  
Atrietakykardi  
ventrikulær frekvensregulering 2-54  
Automatisk elektrodegjenkjenning 2-68  
Automatisk registrering  
RVAC 2-17  
Automatisk terskel  
RAAT 2-13  
AV forsinkelse  
Søk 2-73  
AV-forsinkelse 2-69  
pacet 2-70  
RYTHMIQ 2-74  
senset 2-71  
AV-søk + 2-72  
Søk AV forsinkelse 2-73  
Søkeintervall 2-73  
avslutning av PMT (pacemakermediert takykardi) 2-56  
Avslutte  
avslutte en telemetriøkt 1-9

## B

Backup-ventrikkelpacing under atriestimulering, EP-test 5-3  
Basisfrekvens (LRL) 2-8  
Batteri  
Eksplanteringsstatus 3-4  
icon 1-5  
indikator 3-4  
status 3-2  
Behandlingshistorikk  
arytmiloggbok 4-2  
Beskyttelse  
runaway 2-12  
Blanking 2-79  
A-blank etter RV-sense 2-80  
A-blank etter V-pace 2-80  
RV-blank etter A-pace 2-79  
Brady-takyrespons (BTR) 2-80

## C

Continue  
ikon 1-6

## D

Daglige målinger 3-6  
Data  
diskett 1-17  
lagring 1-17

pasient 1-17  
USB 1-17  
Demonstrasjon  
PRM-modus (programmerer/opptaker/monitor) 1-3, 1-7  
Detaljikon 1-5  
Diagnostikk  
elektrodetest 3-10  
histogram 4-9  
hjertefrekvensvariabilitet (HRV) 4-11  
Diagnostisk  
batteristatus 3-2  
Diagnostikk  
patient triggered monitor 4-18  
Diskett  
data 1-17  
lagre 1-17  
les 1-17  
DIVERT THERAPY (Avled terapi) 1-16  
Dobbel sensorsamkjøring 2-46  
Durasjon  
ATR (atrietakyrespons) 2-53  
Dynamisk støyalgoritme 2-25, 2-83

## E

EGM (elektrogram)  
sanntid 1-3  
visning 1-3  
EGM-lagring av ventrikkeltakykardi 4-7  
EKG (elektrokardiogram)  
overflate 1-3  
visning 1-3  
Elektrode  
Daglige målinger 3-6  
Elektrodestatus 3-6  
ikon 1-5  
impedans 3-12  
intrinsisk amplitude 3-11  
konfigurasjon 2-65  
pacingterskel 3-13  
test 3-10  
Elektrode, elektrodekonfigurasjon 2-65  
Elektrokauterisering  
modus 2-3  
Enhet  
minne 1-18  
Enhetens atferd når SAM er av 2-31  
Enhetens atferd når SAM er på 2-30  
Enhetsdiagnostikk for signalartefaktmonitor 2-29  
EP-test (elektrofysiologisk test) 5-2  
backup-ventrikkelpacing under atriestimulering 5-3  
induksjon 5-3  
programmert elektrisk stimulering (PES) 5-3  
støtpacing, manuell 5-5  
Episode  
behandlet 4-10  
ikke-behandlet 4-10  
slutt på ATR 2-54  
Episodedata og programmeringshensyn ved signalartefaktovervåking 2-33  
Episoder ved signalartefaktovervåking 2-32

Evaluering av fysisk aktivitet 2-45

## F

Fallback, atrielt modusbytte  
LRL 2-54  
modus 2-53  
tid 2-54  
Faner, programvare 1-5  
Frekvens  
adaptiv 2-34  
basisfrekvens (LRL) 2-8  
magnet 3-3  
maksimal følging 2-9  
maksimal sensor 2-11  
Frekvensadaptiv pacing 2-34  
Frekvensforsterkning, pacing  
atriell pacingpreferanse (APP) 2-57  
frekvenshysterese 2-59  
frekvensutjevning 2-60  
ProACt 2-57, 2-59  
Frekvenshysterese 2-59  
hystereseforskyvning 2-60  
søk hysterese 2-60  
Frekvensterskel, ATR 2-52  
Frekvensutjevning 2-60  
Maksimal pacingfrekvens 2-62  
ned 2-62  
opp 2-62

## G

Generatormoduser 2-2  
Gjenopprettingstid 2-38  
Gule OBS! 1-7

## H

Hendelse  
ikon 1-5  
sammendrag 4-5  
teller 4-10  
terapihistorikk 4-2  
Histogram 4-9  
Hjertefrekvensvariabilitet (HRV) 4-11  
Hold  
ikon 1-6  
Horisontal glidebryter  
ikon 1-6  
Høyre ventrikkel refraktær (RVRP) 2-77  
Hysterese, frekvens 2-59

## I

Ikon

batteri 1-5  
detaljer 1-5  
elektrode 1-5  
fortsett 1-6  
hendelse 1-5  
hold 1-6  
horisontal glidebryter 1-6  
Indikator for PRM-modus (programmerer/  
opptaker/monitor) 1-3  
informasjon 1-6  
inkrementering og dekrementering 1-6  
kjør 1-6  
merket 1-5  
pasient 1-5  
pasientinformasjon 1-17  
POST fullført 1-6  
rulling 1-6  
snapshot 1-6  
sortering 1-6  
vertikal glidebryter 1-6  
Impedanstest, elektrode 3-12  
Implantering  
post, informasjon 4-18  
Indikasjonsbasert programmering (IBP) 1-13  
Induksjon, EP-test 5-3  
Informasjon  
elektrode 1-17  
ikon 1-6  
implantat 1-17  
pasient 1-17  
Inkrementering og dekrementering  
ikon 1-6  
Inngangstelling 2-53  
Interoger 1-9  
Intervall  
arytmiloggbok 4-6

## K

Kjør  
ikon 1-6  
Knapper, programvare 1-5  
Kommunikasjon, telemetri  
Radiofrekvens (RF) 1-8  
Kondisjonsnivå 2-44

## L

Lagre data 1-17  
Lagret EGM  
arytmiloggbok 4-5  
Lead Safety Switch 2-67  
Les data 1-17  
Loggbok 4-2

## M

Magnet  
frekvens 3-3  
funksjonsoppsett 4-19  
Maksimal  
følgingsfrekvens (MTR) 2-9  
pacingfrekvens 2-55, 2-59  
sensorfrekvens (MSR) 2-11  
Maksimal pacingfrekvens  
frekvensutjevning 2-62  
Manuell programmering 1-15  
Manuell støtpacing 5-5  
Merket  
ikon 1-5  
Midlertidig  
pacing 2-25  
Minne, enhet 1-18  
Minuttventilasjon 2-38  
kondisjonsnivå 2-44  
responsfaktor 2-42  
Ventilatorisk terskel 2-43  
Ventilatorisk terskelrespons 2-43  
Minuttventilasjons-/respirasjonssensor 2-26  
Modus  
Demonstrasjon 1-7  
elektrokauterisering 2-3  
fallback-ATR (atrietakyrespons) 2-53  
pacing 2-5  
Programmerer/opptaker/monitor (PRM) 1-3  
MRI-beskyttelsesmodus 2-3

## O

OBS!, gul 1-7  
Oppfølgende enhetsvurderinger 2-48  
Oppfølging  
Elektrodestatus 3-6  
Optimere frekvensrespons for fysisk aktivitet 2-45

## P

Pace  
AKUTT PACE 1-16  
PaceSafe  
RAAT 2-13  
RVAC 2-17  
pacing 2-2  
Pacing  
adaptiv frekvens 2-34  
amplitude 2-13  
ATR-modusbytte 2-52  
AV-forsinkelse 2-69  
backup under atriestimulering 5-3  
backup-pacemaker i sikkerhetsmodus 1-19  
basisfrekvens (LRL) 2-8  
Indikasjonsbasert programmering (IBP) 1-13  
maksimal følgingsfrekvens (MTR) 2-9  
maksimal sensorfrekvens (MSR) 2-11

midlertidig 2-25  
modus 2-5  
PaceSafe RAAT 2-13  
PaceSafe RVAC 2-17  
parametere, grunnleggende 2-5  
pulsbredde 2-12  
refraktær 2-75  
runaway-beskyttelse 2-12  
sensitivitet 2-21  
sensor 2-49  
støt, manuell 5-5  
støyrespons 2-82  
terapi 2-2  
Pacingskeltest 3-13  
Pasient  
informasjonsikon 1-5  
Pasientinformasjon 1-17  
Patient triggered monitor 4-18  
PES (programmert elektrisk stimulering) 5-3  
Plutselig bradyrespons 2-63  
POST 3-10  
POST fullført  
ikon 1-6  
Post-Operative  
System Test 3-10  
Postimplanteringsinformasjon 4-18  
magnetfunksjon 4-19  
Prematur atriekontraksjon (PAC) 2-57, 2-59  
Prematur ventrikkelkontraksjon (PVC) 2-77  
ProACT 2-59  
Program 1-13  
Programmer/Opptaker/Monitor (PRM)  
kontroller 1-15  
Programmerbare parametere for MV/  
respirasjonssensor 2-27  
Programmerer/opptaker/monitor (PRM) 1-2  
bruk av farger 1-7  
Demonstrasjonsmodus 1-7  
kontroller 1-2  
moduser 1-3  
Programmerer/Opptaker/Monitor (PRM)  
kontroller 1-2  
programvareterminologi 1-2  
Programmeringsanbefaling 1-13, 1-15  
Programvareapplikasjon  
formål 1-2  
Programvareapplikasjonen ZOOMVIEW  
bruk av farger 1-7  
programvareterminologi 1-2  
Pulsamplitude 2-13  
Pulsbredde 2-12  
Pulsgenerator (PG)  
minne 1-18  
utskiftingsindikatorer 3-4  
PVARP (post-ventrikulær atriell refraktærperiode)  
after PVC (prematur ventrikkelkontraksjon) 2-77  
PVARP (postventrikulær atriell refraktær periode)  
dynamisk PVARP 2-76  
PVARP (postventrikulær atriell refraktærperiode) 2-  
75  
PVC (prematur ventrikkelkontraksjon) 2-77

## R

RAAT (automatisk høyre atriell terskel) 2-13  
Radiofrekvens (RF)  
driftstemperatur, telemetri 1-10, 1-12  
interferens 1-12  
starter telemetri 1-9  
telemetri 1-8  
Rapport, skrevet ut 1-3, 1-17  
EKG/EGM 1-3  
Reaksjonstid 2-37  
Refraktær  
atriell, post-ventrikulær (PVARP) 2-75  
atriell, samme kammer 2-77  
blanking 2-79  
høyre ventrikkel (RVRP) 2-77  
PVARP etter PVC 2-77  
Refraktær, pacing  
refraktær 2-75  
Responsfaktor, akselerometer 2-35  
Responsfaktor, minuttventilasjon 2-42  
RightRate-pacing 2-38  
Røde advarsler 1-7  
Rulling  
ikon 1-6  
Runaway-beskyttelse 2-12  
RV-blank etter A-pace 2-79  
RVAC (Right Ventricular Automatic Capture) 2-17  
RYTHMIQ 2-74

## S

Safety core 1-19  
Safety Switch 2-67  
Samkjørte sensorer 2-46  
SBR 2-63  
Sensitivitet 2-21  
AGC (automatic gain control) 2-23  
fastsatt sensing 2-25  
unipolar sensing 2-22  
Sensor og trending, pacing 2-49  
adaptiv frekvens 2-34  
akselerometer 2-34  
maksimal sensorfrekvens (MSR) 2-11  
minuttventilasjon 2-38  
Sikkerhet  
ZIP-telemetri 1-9, 1-11  
Sikkerhetsmodus 1-19  
Skjerm, programmererapplikasjon 1-2  
Skrive ut  
rapport 1-18  
Skriver  
ekstern 1-18  
Slutt på en ATR-episode 2-54  
Snapshot 4-8  
ikon 1-6  
Søk +, AV 2-72  
Søk AV forsinkelse 2-73  
Søkeintervall 2-73  
Sortering  
ikon 1-6  
Status for MV/respirasjonssensor 2-28

Stav, telemetri 1-2, 1-8–1-9  
Stimulering, PES-induksjon 5-3  
Støt  
  pacing, manuelt støt 5-5  
Støy  
  Dynamisk støyalgoritme 2-83  
  respons 2-82  
Symbol  
  på emballasjen B-1  
symbol på B-1  
System Test  
  Post-Operative 3-10

## T

Telemetri  
  avslutte en telemetriøkt 1-9  
  driftstemperatur, ZIP 1-10, 1-12  
  starte ZIP 1-9  
  stav 1-8–1-9  
  ZIP 1-8  
Teller  
  brady 4-10  
  terapihistorikk 4-10  
  ventrikulær 4-10  
Terapihistorikk 4-2  
  histogram 4-9  
  hjerterefrekvensvariabilitet (HRV) 4-11  
  patient triggered monitor 4-18  
  teller 4-10  
Terskel, aktivitet 2-36  
Test  
  elektrode 3-10  
  elektrodeimpedans 3-12  
  EP (elektrofysiologisk) 5-2  
  intrinsic amplitude 3-11  
  pacingterskel 3-13  
Test av intrinsic amplitude 3-11  
Timing  
  blanking 2-79  
  PVARP etter PVC 2-77  
Timing, pacing 2-75  
Trender 4-14  
  AP-skanning 4-16  
  respirasjonsfrekvens 4-16  
Trending  
  sensor 2-49

## U

USB 1-17  
Utgangstelling 2-53  
Utskiftingsindikatorer 3-4

## V

Ventilatorisk terskel 2-43

Ventilatorisk terskelrespons 2-43  
Ventrikulær frekvensregulering 2-54  
  maksimal pacingfrekvens 2-55  
Verktøylinje 1-4  
Vertikal glidebryter  
  ikon 1-6

## W

Wenckebach 2-60

## Z

ZIP-telemetri 1-8  
  driftstemperatur 1-10, 1-12  
  fordeler 1-9  
  indikatorlys 1-9  
  interferens 1-12  
  økt 1-9  
  radiofrekvens (RF) 1-9  
  sikkerhet 1-9, 1-11  
ZOOM LATITUDE-programmeringsystem  
  komponenter 1-2  
ZOOMVIEW programvareapplikasjon  
  skjermbilder og ikoner 1-2  
ZOOMVIEW-programvareapplikasjon 1-2

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



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



Boston Scientific Corporation  
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

© 2018 Boston Scientific Corporation or its affiliates.

All rights reserved.

359241-044 NO Europe 2018-04

## CE0086

Authorized 2014 (ACCOLADE, ACCOLADE MRI, PROPONENT, PROPONENT MRI, ESSENTIO, ESSENTIO MRI, ALTRUA 2)

**Produkter er ikke lenger plassert på EU-markedet, men fortsetter å bli støttet.** 2013 (FORMIO, FORMIO MRI, VITALIO, VITALIO MRI); 2012 (INGENIO MRI, ADVANTIO MRI); 2011 (INGENIO, ADVANTIO)

