

REFERANSEGUIDE

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

IMPLANTERBAR KARDIOVERTER  
DEFIBRILLATOR

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

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívat.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Aegunud 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Outdated version.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.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Novecojsi versija. Non utilizzare.  
Elavult verzió. Ne használja!  
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.  
Wersja przeterminowana. Nie używać.  
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.  
Versão obsoleta. Não utilize.  
Versione expiratá. A nu se utiliza.  
Zastaraná verzia. 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.

Disse familiene med implanterbare kardioverterdefibrillatorer (ICD-er) består av både ett- og tokammers pulsgeneratorer som gir ventrikkeltakyarytmeterapi, bradykardipacing og 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 defibrilleringssystem.

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

Se HeartLogic Technical Guide (Teknisk veiledning for HeartLogic) for informasjon om HeartLogic-diagnosetjenesten ved hjertesvikt.

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.

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. Alle pulsgeneratorene som er beskrevet i denne håndboken, er utformet for å være LATITUDE NXT-aktivert. Tilgjengelighet varierer etter region.

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/Optaker/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>AF</b>	Atrieflimmer
<b>AFib</b>	Atrieflimmer
<b>AFR</b>	Atriell flutterrespons
<b>AGC</b>	Automatic Gain Control
<b>AIVR</b>	Accelerated Idioventricular Rhythm (Akselerert idioventrikulær rytme)
<b>AT</b>	Atrial Tachycardia (Arietakykardi)
<b>ATP</b>	Antitachycardia Pacing (Antitakykardipacing)
<b>ATR</b>	Atrial Tachy Response (Arietakyrespons)
<b>AV</b>	Atrioventricular (Atrioventrikulær)
<b>BCL</b>	Burst Cycle Length (Støtsykluslengde)
<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>DFT</b>	Defibrillation Threshold (Defibrilleringsterskel)
<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>HE</b>	High Energy (Høyenergi)
<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-avbildning)
<b>MSR</b>	Maksimal sensorfrekvens
<b>MTR</b>	Maksimal følgingsfrekvens
<b>MV</b>	Minuttventilasjon
<b>NASPE</b>	North American Society of Pacing and Electrophysiology
<b>NSR</b>	Normal Sinus Rhythm (Normal sinusrytme)
<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>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>RTTE</b>	Radio and Telecommunications Terminal Equipment (Radio og telekommunikasjons terminalutstyr)
<b>RV</b>	Right Ventricular (Høyre ventrikulær)
<b>RVAT</b>	Right Ventricular Automatic Threshold (Automatisk høyre ventrikulær terskel)
<b>RVRP</b>	Right Ventricular Refractory Period (Høyre ventrikkel refraktærperiode)
<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>SRD</b>	Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens)
<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>VFib</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)
<b>VTR</b>	Ventricular Tachycardia Response (Ventrikkeltakykardirespons)

Følgende er varemerker for Boston Scientific Corporation eller deres samarbeidspartnere:

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

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívat.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Aegunud 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. 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.

# INNHOLDSFORTEGNELSE

<b>BRUKE PROGRAMMEREREN/OPPTAKEREN/MONITOREN .....</b>	<b>1-1</b>
<b>KAPITTEL 1</b>	
Programmeringssystemet ZOOM LATITUDE .....	1-2
Programvareterminologi og -navigering .....	1-2
Hovedskjerm .....	1-2
Indikator for PRM-modus .....	1-3
EKG/EGM-visning .....	1-3
Verktøylinje .....	1-5
Faner .....	1-5
Knapper .....	1-5
Ikoner .....	1-5
Vanlige gjenstander .....	1-7
Bruk av farger .....	1-7
Demonstrasjonsmodus .....	1-8
Kommunisere med pulsgeneratoren (PG) .....	1-8
ZIP-telemetri .....	1-9
Start en stávtelemetriseanse .....	1-9
Starte en ZIP-telemetriøkt .....	1-9
Avslutte en telemetriøkt .....	1-10
ZIP-telemetrisikkerhet .....	1-10
Indikasjonsbasert programmering (IBP) .....	1-12
Manuell programmering .....	1-14
DIVERT THERAPY (Avled terapi) .....	1-14
STAT SHOCK (Akutt sjokk) .....	1-14
STAT PACE (AKUTT PACE) .....	1-15
Databehandling .....	1-16
Pasientinformasjon .....	1-16
Lagring av data .....	1-16
Generatorminne .....	1-17
Skrive ut .....	1-17
Sikkerhetsmodus .....	1-17
Reservepacemaker .....	1-18
Reservedefibrillator .....	1-19
<b>DETEKTERING AV TAKYARYTMI .....</b>	<b>2-1</b>
<b>KAPITTEL 2</b>	
Device Mode (Generator Modus) .....	2-2
Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) .....	2-2
Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering .....	2-2
MRI-beskyttelsesmodus .....	2-3
Frekvenssensing .....	2-4
Beregning av frekvens og refraktærperioder .....	2-5
Terskler og soner for ventrikulær frekvens .....	2-5
Bruk av atriell informasjon .....	2-6

Ventrikulær detektering.....	2-7
Forsterkningsfunksjon for ventrikulær detektering.....	2-7
Ventrikulær redetektering.....	2-11
Ventrikulær detekteringsforsterkning etter sjokk.....	2-12
Ventrikulær detektering, beskrivelse.....	2-12

## **TAKYARYTMITERAPI .....3-1**

### **KAPITTEL 3**

Ventrikulær terapi.....	3-2
Forskrivning av ventrikulær terapi.....	3-2
Valg av ventrikulær terapi.....	3-3
Ventricular Redetection etter Ventricular Therapy Delivery.....	3-6
Ventrikulær redetektering etter ventrikulær ATP-terapi.....	3-6
Ventrikulær redetektering etter ventrikulær sjokkterapi.....	3-7
Antitakykardipacingterapi og -parametre.....	3-7
Støtparametre.....	3-8
Koblingsintervall og koblingsintervalldekrement.....	3-9
Støtsykluslengde (BCL).....	3-10
Minimumsintervall.....	3-11
Støtregime.....	3-11
Rampingregime.....	3-11
Skanneregime.....	3-12
Ramping-/skanneregime.....	3-13
ATP-pulsbredde og ATP-amplitude.....	3-13
Ventrikulær ATP-timeout.....	3-13
QUICK CONVERT ATP.....	3-15
Ventrikulær sjokkterapi og -parametre.....	3-15
Ventrikulær sjokkvektor.....	3-15
Ventrikulær sjokkenergi.....	3-16
Ladetid.....	3-16
Pulsformpolaritet.....	3-17
"Committed" sjokk / ny bekreftelse av ventrikkelarytmien.....	3-18

## **PACINGTERAPIER .....4-1**

### **KAPITTEL 4**

Pacingterapier.....	4-2
Grunnparametere.....	4-2
Bradymodus.....	4-3
Basisfrekvens (LRL).....	4-4
Maksimal følgingsfrekvens (MTR).....	4-5
Maksimal sensorfrekvens (MSR).....	4-6
Runaway-beskyttelse.....	4-7
Pulsvidde.....	4-8
Amplitude.....	4-8
PaceSafe.....	4-9
Sensitivitet.....	4-16
Postterapeutisk pacing.....	4-19
Pacingforsinkelse etter sjokk.....	4-20
Postterapeutisk periode.....	4-20
Midlertidig bradypacing.....	4-20
Pacing med adaptiv frekvens og sensortrending.....	4-21
Pacing med adaptiv frekvens.....	4-21
Aksellerometer.....	4-21



Minuttventilasjon (MV).....	4-26
Sensortrending .....	4-35
Atrietakyrespons .....	4-37
ATR-modusbytte .....	4-37
Ventrikulær frekvensregulering (VRR).....	4-40
Atriell flutterrespons (AFR).....	4-40
Avslutning av PMT .....	4-41
Frekvensforsterkninger.....	4-42
Frekvenshysterese.....	4-42
Frekvensutjevning.....	4-43
Eksempel på frekvensutjevning basert på en tokammerfølgemodus.....	4-45
Elektrodekonfigurasjon .....	4-46
AV-forsinkelse .....	4-46
Pacet AV-forsinkelse .....	4-46
Senset AV-forsinkelse .....	4-47
AV-søk + .....	4-49
RYTHMIQ.....	4-50
Refraktær .....	4-51
A-refraktær – PVARP .....	4-51
A-refraktær – samme kammer .....	4-53
RV-refraktær (RVRP).....	4-53
Blanking på tvers av kamre .....	4-54
Støyrespons .....	4-57
Ventrikulære takysensinginteraksjoner.....	4-59
<b>SYSTEMDIAGNOSTIKK.....</b>	<b>5-1</b>
<b>KAPITTEL 5</b>	
Dialogboksen Summary (Sammendrag) .....	5-2
Batteristatus .....	5-2
Kondensatorreforming .....	5-6
Måling av ladetid .....	5-6
Sist avgitte ventrikulære sjokk .....	5-6
Elektrodestatus .....	5-7
Elektrodetester .....	5-11
Test av intrinsisk amplityde .....	5-12
Test av elektrodeimpedans .....	5-13
Pacingterskeltest .....	5-14
<b>PASIENTDIAGNOSTIKK OG OPPFØLGNING.....</b>	<b>6-1</b>
<b>KAPITTEL 6</b>	
Terapihistorikk.....	6-2
Arytmiloggbok.....	6-2
Snapshot.....	6-8
Histogrammer .....	6-9
Tellere .....	6-9

Ventricular Tachy Counters (Tellere for ventrikulær taky) .....	6-10
Bradytellere .....	6-10
Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon) (HRV) .....	6-11
Trender .....	6-14
Postimplantasjonsfunksjoner .....	6-21
Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) (PTM) .....	6-21
Lydsignalfunksjon .....	6-23
Magnetfunksjon .....	6-25
<b>ELEKTROFYSIOLOGISK TESTING</b> .....	<b>7-1</b>
<b>KAPITTEL 7</b>	
EP-testfunksjoner .....	7-2
Midlertidig EP-modus .....	7-2
Skjermbildet EP Test (EP-test) .....	7-2
Induksjonsmetoder .....	7-4
VFib-induksjon .....	7-4
Sjokk ved T-induksjon .....	7-5
Ventrikulær backpacing under atriell EP-testing .....	7-6
Programmert elektrisk stimulering (PES) .....	7-6
50 Hz/Manuell støtpacing .....	7-7
Beordrede terapimetoder .....	7-8
Beordret sjokk .....	7-9
Beordret ATP .....	7-9
<b>PROGRAMMERBARE VALG</b> .....	<b>A-1</b>
<b>APPENDIKS A</b>	
<b>PACEMAKERFORSTYRELSE</b> .....	<b>B-1</b>
<b>APPENDIKS B</b>	
<b>SYMBOLER PÅ EMBALLASJEN</b> .....	<b>C-1</b>
<b>APPENDIKS C</b>	
Symboler på emballasjen .....	C-1

# BRUKE PROGRAMMEREREN/OPPTAKEREN/MONITOREN

---

## KAPITTEL 1

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “Programmeringssystemet ZOOM LATITUDE” på side 1-2
- “Programvareterminologi og -navigering” på side 1-2
- “Demonstrasjonsmodus” på side 1-8
- “Kommunisere med pulsgeneratoren (PG)” på side 1-8
- “Indikasjonsbasert programmering” på side 1-12
- “Manuell programmering” på side 1-14
- “DIVERT THERAPY (Avled terapi)” på side 1-14
- “STAT SHOCK (Akutt sjokk)” på side 1-14
- “STAT PACE (AKUTT PACE)” på side 1-15
- “Databehandling” på side 1-16
- “Sikkerhetsmodus” på side 1-17

## PROGRAMMERINGSSYSTEMET ZOOM LATITUDE

Programmeringssystemet ZOOM LATITUDE er den eksterne delen av pulsgeneratorsystemet, og består av:

- Modell 3120 Programmerer/Opptaker/Monitor (PRM)
- Modell 3140 ZOOM trådløs transmitter
- Modell 2868 ZOOMVIEW programvareapplikasjon
- Telemetristav (ekstrautstyr), modell 6577

ZOOMVIEW-programvaren inneholder avansert pasientmonitoreringsteknologi og avanserte funksjoner for enhetsprogrammering. Hensikt:

- Gi utvidede programmeringsmuligheter
- Gi bedre pasient- og utstyrsmåter
- Gi forenklete og raske programmerings- og monitoreringsoppgaver

Du kan bruke PRM-systemet til 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.

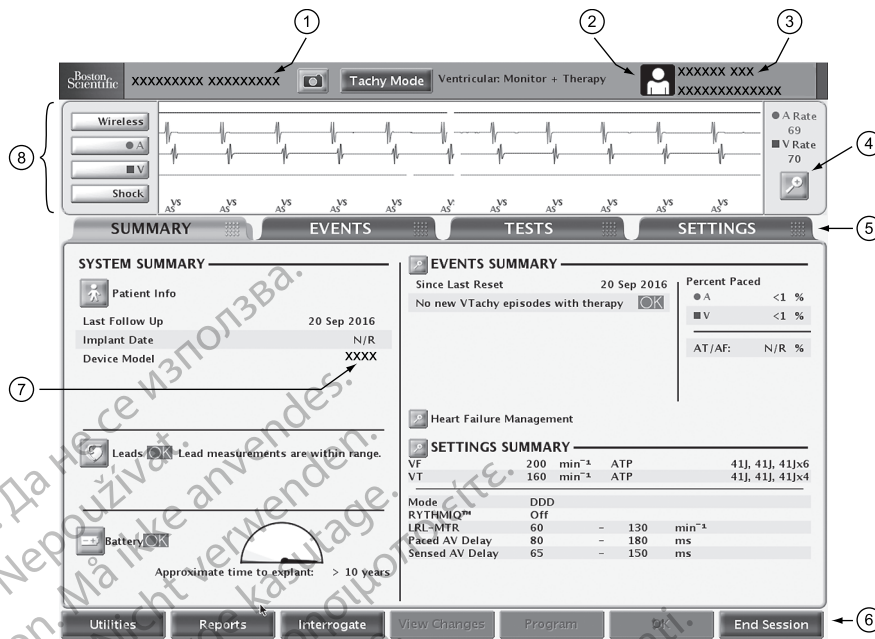
Hvis du vil ha mer detaljert informasjon om hvordan du bruker PRM eller ZOOM Wireless Transmitter, se brukermanualen for PRM eller referanseguiden for ZOOM Wireless Transmitter.

## 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 bilde på side 1-3).



[1] Pasientnavn, [2] PRM-modusindikator, [3] Enhetsnavn, [4] Details (Detaljer)-knappen, [5] faner, [6] verktøylinje, [7] enhetsmodell, [8] EKG/EGM-visning

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

Funksjonen for trådløs EKG er tilgjengelig i RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- og MOMENTUM-enheter.

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- eller sjokkelektrodene, og brukes ofte til å vurdere om elektrodesystemet er intakt, og til å identifisere 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 1-10).

- 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.

- Trådløst EKG er en form for sanntids-EGM som etterligner et overflate-EKG ved å bruke en sjokkelektrodes proksimale coil-til-kanne-vektor for å måle hjerteaktiviteten. Med mindre enheten fremdeles er i modusen Storage (Oppbevaring), vil den første (øverste) kurven i visningen som standard være trådløst EKG.

**OBS:** Trådløst EKG er mottakelig for RF-interferens, og kan ha intermitterende eller tapt signal. Om interferens er til stede, spesielt i løpet av diagnostisk testing, overvei bruk av overflate-EKG i stedet.

**MERKNAD:** Trådløse EKG-er er kun tilgjengelig med sjokkelektroder med to coiler.

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 sensed/pacede hendelser, detekteringskriterier og avgivelse av terapi
- 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.

### 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 rulles mot venstre.



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



Rull opp – angir at et element kan rulles opp.



Rull ned – angir at et element kan rulles 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 advarselsknappen for å åpne skjermbildet Parameter Interactions (Parameterinteraksjoner), som inneholder informasjon om korrigerende tiltak.  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.	

Tabell 1–1. Fargekonvensjoner i PRM (Fortsettelse)

Farge	Betydning	Eksempler	Symbol
		Diagnostisk informasjon om enhet og pasient som bør vurderes.	
Grønn	Angir akseptable endringer eller forhold	Den valgte parameterverdien er tillatt, men venter fremdeles.  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 interrogere en pulsgenerator. Du kan bruke demonstrasjonsmodus for å bli kjent med mange av de spesifikke skjermbildesekvensene som vises når du interrogerer 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 interrogere 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 disse RF-kompatible pulsgeneratormodellene.

Telemetri er nødvendig i følgende situasjoner:

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

- Utføre manuell kondensatorreforming

## ZIP-telemetri

ZIP-telemetri fungerer i MICS-telemetribåndet (Medical Implant Communication Service) med en overføringsfrekvens på 402 til 405 MHz.

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

- RF-kommunikasjonen aktiveres 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.

ZIP-telemetri gir følgende fordeler sammenlignet med tradisjonell stavtelemetri:

- Raskere dataoverføringshastighet betyr at interogering 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 interogere pulsgeneratoren.
4. Behold stavplasseringen når kommunikasjon er nødvendig.

## Starte en ZIP-telemetriøkt

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

1. Kontroller at ZOOM Wireless Transmitter er koblet til PRM via USB-kabelen, og at den grønne lampen øverst på senderen lyser (noe som 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-telemetrilampen 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

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 trådløs sender er koblet til PRM via USB-kabelen
- Indikatorlampen øverst på ZOOM trådløs sender 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.

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 trådløs sender 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 trådløs sender 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 programmeringstrinn 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 trådløs sender 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-telemetrikanaalen.

En endring av plasseringen til ZOOM trådløs sender 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 trådløs sender ikke plasseres lengre vekk fra pulsgeneratoren enn 3 m (10 ft), og eventuelle obstruksjoner mellom ZOOM trådløs sender og pulsgeneratoren bør fjernes.

Plassering av ZOOM trådløs sender 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 trådløs sender 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 trådløs sender og pulsgeneratoren kan gi bedre signalkvalitet. Gjenstander eller personale som beveger seg midlertidig mellom ZOOM trådløs sender og pulsgeneratoren under ZIP-telemetri, kan føre til at kommunikasjonen avbrytes midlertidig, men dette vil ikke påvirke enhetens funksjonalitet eller terapien.

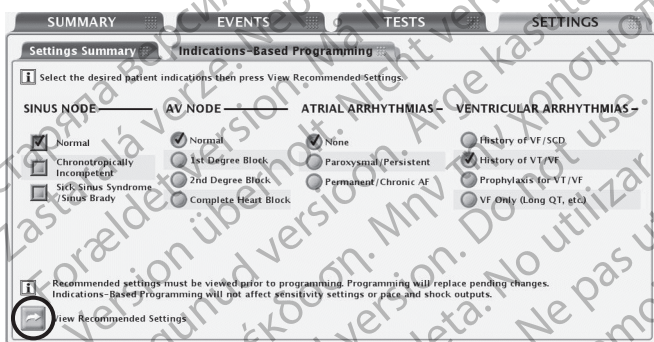
Å kontrollere tiden som er nødvendig for å fullføre en interrogering etter at ZIP-telemetri er opprettet, kan gi en indikasjon på om det er interferens til stede eller ikke. Hvis en interrogering der det brukes ZIP-telemetri, tar mindre enn 20 sekunder, er det trolig ikke interferens i omgivelsene. Interrogeringer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

## INDIKASJONSBASERT PROGRAMMERING (IBP)

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 1-12).



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.
- 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.

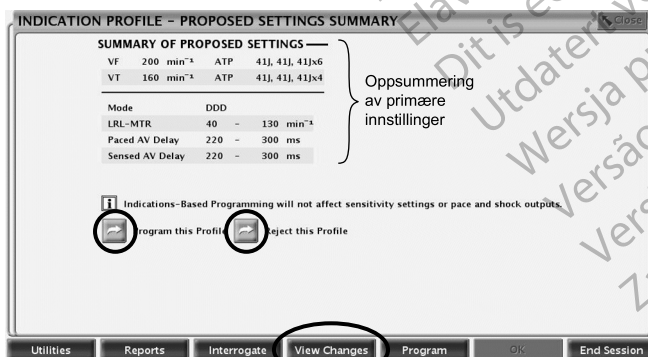
**MERKNAD:** De valgte innstillingene for AF og Sinus Node kan påvirke den foreslåtte verdien for Normal/1st Degree Block (Normal/Førstegradsblokk) for AV Node (AV-knute).

- 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-kammer pacingmodus foreslås.
- Hvis Permanent/Chronic AF (Permanent / Kronisk AF) velges, er hensikten å gi frekvensadaptiv RV-pacing.
- Ventricular Arrhythmias (Ventrikkelarytmier)
  - Når History of VF/SCD (Tidligere VF/SCD) eller Prophylaxis for VT/VF (Profylakse mot VT/VF) velges, blir en 2-sonekonfigurasjon med følgende frekvensterskler og terapier tilgjengelig:
    - ↳ 180 min<sup>-1</sup> for VF-sonen med QUICK CONVERT ATP og maksimumsenergisjokk aktivert
    - ↳ 160 min<sup>-1</sup> for VT-sonen med terapi deaktivert (Monitor Only (Kun monitorering))
  - Når History of VT/VF (Tidligere VT/VF) velges, blir en 2-sonekonfigurasjon med følgende frekvensterskler og terapier tilgjengelig:
    - ↳ 200 min<sup>-1</sup> for VF-sonen med QUICK CONVERT ATP og maksimumsenergisjokk aktivert
    - ↳ 160 min<sup>-1</sup> for VT-sonen med ATP og maksimumsenergisjokk aktivert
    - Rhythm ID aktivert
  - Når VF Only (Kun VF) velges, er hensikten å gi én VF-sone på 220 min<sup>-1</sup> med kun maksimumsenergisjokk aktivert.

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 1-13).

**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)

Når pulsgeneratoren lades for å avgis et sjokk, kan sjokkavgivelsen avledes fra pasienten. Hvis sjokket avledes, telles det ikke som et av det samlede antallet sjokk som kan avgis i løpet av en episode. Hvis redetektering skjer og mer sjokkterapi er nødvendig, og hvis flere sjokk er tilgjengelig i den forskrevne terapien, lades pulsgeneratoren igjen for å avgis påfølgende sjokk.

Du kan også trykke på DIVERT THERAPY for å avlede ATP-terapien midtstøts. Hvis redetektering skjer, vil ATP-regimet ikke bli brukt igjen, og den neste programmerte terapien i sekvensen vil bli initiert.

1. Hvis du ikke allerede er i en økt, plasserer du telemetristaven innenfor pulsgeneratorens rekkevidde og starter en kommunikasjonsøkt.
2. Trykk på tasten DIVERT THERAPY. Det vises en melding som angir at du prøver å avlede terapien.
3. Hvis stavtelemetri brukes, må stavens posisjon opprettholdes til meldingen forsvinner, det angir at sjokket er blitt avledet. Hvis staven fjernes for tidlig (telemetriforbindelsen brytes), kan det føre til at pulsgeneratoren fortsetter å lade og avgis sjokket.

**MERKNAD:** Det er en forsinkelse på 500 ms mellom når ladingen er ferdig og når sjokket avgis, slik at det blir en minimumstid for kommandoen DIVERT THERAPY. Hvis du trykker på DIVERT THERAPY etter denne tiden, er det ikke sikkert at sjokket avledes.

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 SHOCK (AKUTT SJOKK)

Et ikke-programmerbart STAT SHOCK (Akutt sjokk) med maksimal effekt kan avgis til pasienten når som helst i løpet av en kommunikasjonsøkt. Et STAT SHOCK (Akutt sjokk) kan avgis når pulsgeneratorens Tachy Mode (Takykardimodus) programmeres til en hvilken som helst modus.



Denne funksjonen påvirker ikke den programmerte sjokksekvensen (sjokk med lavere energi kan avgis etter et STAT SHOCK) (Akutt sjokk)), og teller ikke som et av det samlede antallet sjokk i en terapisekvens i en gitt episode. Effekten til STAT SHOCK (Akutt sjokk) er ved maksimal utgangsenergi og ved den programmerte polariteten og pulsformene; STAT SHOCK er alltid "committed", uavhengig av de programmerte parametrene.

1. Hvis du ikke allerede er i en økt, plasserer du telemetristaven innenfor pulsgeneratorens rekkevidde.
2. Trykk på STAT SHOCK (Akutt sjokk). Det vises en melding med informasjon om sjokket og instruksjoner om å initiere sjokket.
3. For å initiere sjokket trykker du på STAT SHOCK (Akutt sjokk) igjen. Det vises en annen melding som angir at STAT SHOCK (Akutt sjokk) pågår. Når sjokket er avgitt, forsvinner meldingen.
4. Påfølgende STAT SHOCK (Akutt sjokk) med høy energi kan avgis ved å gjenta trinnene over.

**MERKNAD:** STAT SHOCK (Akutt sjokk) kan avledes ved å trykke på tasten DIVERT THERAPY (Avled terapi).

**MERKNAD:** Når et STAT SHOCK (Akutt sjokk) er avgitt, hvis Tachy Mode (Takymodus) er innstilt på Monitor Only (Bare monitor) eller Monitor + Therapy (Monitor + terapi), initieres post-sjokkredetektering (initiale detekteringskriterier og -forsterkninger brukes ikke). Hvis Tachy Mode (Takykardimodus) er innstilt på Monitor + Therapy (Monitorering + terapi) og redetekteringen bestemmer at ytterligere terapi er nødvendig, gjenopptas eller initieres den programmerte terapisekvensen, inkludert ATP og/eller lavenergisjokk.

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

## STAT PACE (AKUTT PACE)

Akutt bradykardi pacing ved bruk av kommandoen STAT PACE (Akutt pacing) innstiller bradykardihandlingen 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
Mode (Modus)	VVI
Lower Rate Limit (Basisfrekvens)	60 min <sup>-1</sup>
Interval (Intervall)	1000 ms
Amplitude (Amplitude)	7,5 V
Pulse Width (Pulsbredde)	1,0 ms
Pacet refraktær	250 ms
Post-shock Pacing (Pacing etter sjokk)	VVI

## 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

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
- Implanteringstestmålinger

Informasjonen kan hentes frem når som helst ved å interrogerer 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 pasientens Sleep Schedule (Søvn mønster), brukes for AP Scan (AP-skanning)- og Sleep Incline (Søvnstigning)-trender.

### Lagring av data

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

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 enhetens 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 1-16).

## 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

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 prosessorer (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:

- Pulsgeneratoren vil avgi et lydsignal 16 ganger hver 6. time. Lydsignalet deaktiveres når enheten er blitt interroget med en PRM.

**ADVARSEL:** Beeper (Lydsignal) vil ikke lenger være anvendbar etter en MRI-skanning. Dersom enheten kommer i kontakt med det sterke magnetfeltet til en MRI-skanner, vil det føre til et permanent tap av Beeper (Lydsignal)-volum. Dette kan ikke gjenopprettes, selv etter å ha forlatt MRI-skannermiljøet og avsluttet MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus). Før en MRI-prosedyre utføres, må legen og pasienten sammen overveie nytten av MR-prosedyren mot risikoen for å miste Beeper (Lydsignal). Det anbefales sterkt at pasienter følges opp på LATITUDE NXT etter en MRI-skanning hvis dette ikke allerede gjøres. Ellers anbefales oppfølgingskontroller på klinikken hver tredje måned sterkt for å overvåke enhetens ytelse.

- 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 faste parametre:

- 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
- Pacingforsinkelse etter sjokk – 3 sek

**ADVARSEL:** Hvis det i et sjeldent tilfelle inntreffer gjentatte eller uopprettelige feil mens enheten er programmert i MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus), blir enhetens påfølgende atferd bestemt av innstillingen MRI Protection Brady Mode (MRI-beskyttelsesbradymodus).

- Hvis MRI Brady Mode (Bradykardimodus for MR) er satt til Off (Av), går enheten inn i sikkerhetsmodus (permanent VVI unipolar pacing og takykarditerapi aktivert).
- Hvis MRI Brady Mode (Bradykardimodus for MR) er satt til asynkron pacing (AOO, VOO, DOO), blir både bradykarditerapi og takykarditerapi permanent deaktivert.

## Reserve defibrillator

Når Safety Mode (Sikkerhetsmodus) er aktivert, innstilles Tachy Mode (Takykardimodus) automatisk på Monitor + Therapy (Monitorering + terapi) for å gi takyarytmidetektering og -terapi i én sone. Tachy Mode (Takyarytmimodus) kan fremdeles innstilles på Off (Av) i Safety Mode (Sikkerhetsmodus).

**MERKNAD:** Hvis flere feil detekteres i Safety Mode (Sikkerhetsmodus), deaktiveres takyarytmiterapien.

I Safety Mode (Sikkerhetsmodus) er takyarytmiterapien begrenset til 5 "committed" maksimumsenergisjokk per episode.

Parametrene for takyarytmidetektering og -terapi er fast innstilt på følgende måte:

- VF-frekvensterskel – 165 min<sup>-1</sup>
- Duration (Durasjon) – 1 sek
- Sjokkpolaritet – initial
- Sjokkpulsform – bifasisk
- Shock Vector (Sjokkvektor) – V-TRIAD

Bruk av magnet vil hemme terapien umiddelbart, selv om ladingen kan fortsette. Når magneten er blitt brukt i 1 sekund, avledes terapien og detekteringen hemmes. Magnetten må deretter fjernes i 2 sekunder for at detekteringen skal kunne fortsette. Safety Mode (Sikkerhetsmodus) deaktiverer også normale lydsignaler etter bruk av magnet.

**ADVARSEL:** Hvis det i et sjeldent tilfelle inntreffer gjentatte eller uopprettelige feil mens enheten er programmert i MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus), blir enhetens påfølgende atferd bestemt av innstillingen MRI Protection Brady Mode (MRI-beskyttelsesbradymodus).

- Hvis MRI Brady Mode (Bradykardimodus for MR) er satt til Off (Av), går enheten inn i sikkerhetsmodus (permanent VVI unipolar pacing og takykarditerapi aktivert).
- Hvis MRI Brady Mode (Bradykardimodus for MR) er satt til asynkron pacing (AOO, VOO, DOO), blir både bradykarditerapi og takykarditerapi permanent deaktivert.

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

## DETEKTERING AV TAKYARYTMI

### KAPITTEL 2

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “Device Mode (Generator Modus)” på side 2-2
- “Frekvenssensing” på side 2-4
- “Ventrikulær detektering” på side 2-7

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

## DEVICE MODE (GENERATOR MODUS)

I Device Mode (Generator Modus) kan du programmere enheten til å gi den typen terapi og detektering som du ønsker.

### Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus)

Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) styrer tilgjengeligheten av detekterings- og terapifunksjoner i ventrikkelen (Tabell 2–1 Tilgjengelighet av enhetsfunksjoner ved innstillingene for Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) på side 2-2).

Du kan programmere Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) til følgende modi:

- Off (Av) – deaktiverer detektering av ventrikulær takyarytmi og automatisk ventrikkelterapi. Denne modusen er nyttig under implantasjoner og eksplantasjoner, når du skal koble elektroder til eller fra pulsgeneratoren.
- Monitor Only (Bare monitor) – aktiverer detektering av ventrikulær takyarytmi og lagring av episoder, men gir ikke automatisk terapi til pasienten. Denne modusen er nyttig i kontrollerte miljø, for eksempel under EP-testing, treningstesting og umiddelbart postoperativt, når alternativ terapi (f.eks. ekstern defibrillering) er tilgjengelig.
- Monitor + Therapy (Monitor + Terapi) – aktiverer alle alternativer knyttet til ventrikulær detektering og ventrikulær terapi.

Tabell 2–1. Tilgjengelighet av enhetsfunksjoner ved innstillingene for Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus)

Enhetsfunksjoner	Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus)		
	Off (Av)	Monitor Only (Bare monitor)	Monitor + Therapy (Monitor + terapi)
Frekvenssensing	X <sup>a</sup>	X	X
Bradykardipacing	X	X	X
Ventricular Detection (Ventrikulær detektering) / Therapy History (Terapihistorikk)	X <sup>b</sup>	X	X
STAT SHOCK (Akutt sjokk)	X	X	X
STAT PACE (AKUTT PACE)	X	X	X
Merkede sanntids-EGM	X	X	X
Detektering av ventrikulær takyarytmi		X	X
Commanded Ventricular ATP (Beordret ventrikulær ATP)		X	X <sup>c</sup>
Commanded Ventricular Shock (Beordret ventrikulært sjokk)		X	X
Ventrikulær EP Test (EP-test)		X <sup>d</sup>	X <sup>d</sup>
Automatisk ventrikulær takyarytmiterapi			X

- Hvis du vil aktivere ventrikulær sensing når Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) er programmert til Off, (Av), må du programmere Brady Mode (Bradymodus) til en modus med ventrikulær sensing.
- Når pulsgeneratoren er programmert til Off (Av)-modus, vil den kun lagre STAT SHOCK (AKUTT SJOKK) i historikken.
- Når Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) er Monitor + Therapy (Monitorering + Terapi), må EP Temp V Mode (Midlertidig EP V-modus) programmeres til Monitor Only (Kun monitorering) for å kunne bruke Commanded Ventricular ATP (Beordret ventrikulær ATP).
- Ikke alle former for EP Tests (EP-tester) er tilgjengelige i denne modusen.

### Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering

Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) leverer asynkron pacing med programmert effekt og LRL. Funksjonen for detektering av takyarytmi og terapifunksjonen for 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 følgende moduser gå tilbake til tidligere programmerte innstillinger:

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

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 SHOCK (AKUTT SJOKK) og STAT PACE (AKUTT PACE) vil ingen beordrede terapier, induksjoner, 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 Tachy Mode.

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

1. Velg knappen Tachy Mode 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 velge STAT SHOCK (AKUTT SJOKK), STAT PACE (AKUTT PACE) eller DIVERT THERAPY (OMLED TERAPI) på PRM.

## MRI-beskyttelsesmodus

Denne funksjonen er tilgjengelig på RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- og VIGILANT-enheter med en DF4 RV-elektrodetilkobling.

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

**ADVARSEL:** RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA-enheter med en DF4 høyre ventrikulær elektrodekobling betraktes som MR-betinget. For disse enhetene, med mindre alle vilkårene for bruk av MR er oppfylt, oppfyller 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 ImageReady MR Conditional Defibrillation System MRI Technical Guide.

MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) modifierer visse pulsgeneratorfunksjoner for å dempe risikoer assosiert med å utsette defibrilleringssystemet for MRI-miljøet.

Du får tilgang til MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) via knappen Tachy Mode. 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 for ImageReady MR-betinget defibrilleringssystem.

I MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus):

- Pacingmodusalternativene inkluderer asynkron pacing (DOO, AOO, VOO) eller ingen pacing (Off (Av)). Asynkron pacing skal bare brukes hvis pasienten er pacingavhengig. Hvis MRI Protection BradyMode (MRI-beskyttelsesbradymodus) er programmert til Off (Av), får pasienten ikke terapi før MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) blir avsluttet. Off (Av) skal bare brukes hvis det vurderes at pasienten er klinisk i stand til ikke å få pacing i løpet av tiden pulsgeneratoren er i MRI-beskyttelsesmodus, inkludert i løpet av MRI-skanningen.
- Takykarditerapi suspenderes.
- Beeper (Lydsignal) deaktiveres.
- ZIP Telemetry (ZIP-telemetri) suspenderes.

MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) avsluttes ved å gå ut manuelt eller stille inn en brukerprogrammert automatisk MRI Protection Time-out (Tidsavbrudd for MRI-beskyttelse)-periode (se MRI teknisk bruksanvisning for ImageReady MR-betinget defibrilleringssystem for instruksjoner for programmering av MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus)). STAT PACE (AKUTT PACE), STAT SHOCK (AKUTT SJOKK) og DIVERT THERAPY (OMLED THERAPI) avslutter også MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus). Når MRI Protection Mode er avsluttet, går alle parametere (bortsett fra Beeper (Lydsignal)) tilbake til tidligere programmerte innstillinger.

**MERKNAD:** I tilfeller der MRI-skanning ikke fant sted, kan Beeper (Lydsignal) aktiveres igjen etter at MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) er avsluttet ("Lydsignalfunksjon" på side 6-23).

## FREKVENSSENSING

Frekvenssensing har avgjørende betydning ved alle detekteringsbeslutninger. Følgende må være på plass for at pulsgeneratoren skal kunne fastslå hjertesyklusens lengde:

- Bipolare elektroder i atrium og høyre ventrikel.
- Automatisk forsterkningskontrollert sensingkrets for frekvenssensing. Denne kretsen sikrer korrekt frekvenssensing ved å kompensere for foranderlige eller reduserte signalamplituder.

## Beregning av frekvens og refraktærperioder

Pulsgeneratoren evaluerer frekvens på grunnlag av intervall-for-intervall. Etter en senset depolarisering måles en sykluslengde og sammenlignes med de programmerte detekteringsparametrene.

Pulsgeneratoren bruker refraktærperiodene etter pacede og sensede intrinsiske hendelser; intrinsiske hendelser som faller innenfor disse periodene, ignoreres med tanke på detektering. Refraktærperiodene kan sammen med støyvinduer hindre sensing av ikke-fysiologiske signaler og mulig uønsket terapi. De ikke-programmerbare refraktærperiodene er som følger:

- 85 ms atriell refraktær etter en atriell senset hendelse
- 150 ms atriell refraktær etter en atriell pace i DDD(R)- og DDI(R)-modi
- 135 ms RV-refraktær etter en senset RV-hendelse
- 135 ms refraktær etter en lading av kondensator (sensing ignoreres i alle kamre)
- 500 ms refraktær etter levering av sjokk (sensing ignoreres i alle kamre)

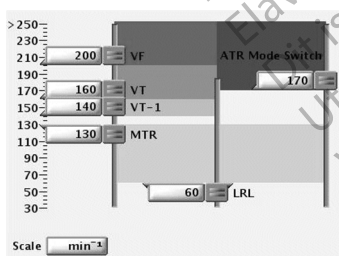
## Terskler og soner for ventrikulær frekvens

Pulsgeneratoren sammenligner hvert senset hjertesykusintervall i RV med den programmerte Rate-terskelen (frekvenstærskelen) for ventrikulær takyarytmi.

En ventrikulær takyarytmisone er et område med hjertefrekvenser som er definert av minst én programmert Rate-terskel (frekvenstærskel) for ventrikulær takyarytmi. Du kan programmere fra 1 til 3 ventrikulære takyarytmisoner, som hver kan behandles av en separat terapiforeskrivning (Tabell 2-2 Nominelle verdier for konfigurasjoner av ventrikulære frekvenstærskler på side 2-5, Figur 2-1 Innstillinger for detektering av ventrikulær takyarytmi på side 2-5).

Tabell 2-2. Nominelle verdier for konfigurasjoner av ventrikulære frekvenstærskler

Konfigurasjon av ventrikulære soner	VT-1 Zone (VT-1-sone)	VT Zone (VT-sone)	VF Zone (VF-sone)
1 sone	--	--	200 min <sup>-1</sup>
2 soner	--	160 min <sup>-1</sup>	200 min <sup>-1</sup>
3 soner	140 min <sup>-1</sup>	160 min <sup>-1</sup>	200 min <sup>-1</sup>



Figur 2-1. Innstillinger for detektering av ventrikulær takyarytmi

- Frekvenstærskler i nærliggende soner må skille seg fra hverandre med minst 20 min<sup>-1</sup>
- Den laveste Rate (Frekvens)-terskelen for ventrikulær takyarytmi må være minst 5 min<sup>-1</sup> høyere enn MTR, MSR og MPR

- Den laveste Rate (Frekvens)-terskelen for ventrikulær takyarytmi må være minst 15 min<sup>-1</sup> høyere enn LRL

## Bruk av atriell informasjon

Atriell frekvens kan brukes til å:

- Hemme ventrikulær terapi ved atrieflimmer eller atrieflutter
- Omgå ventrikulære terapihemmere dersom den ventrikulære frekvensen er raskere enn den atrielle frekvensen

Atriesensing kan innstilles på On (På) eller Off (Av) i dobbelt- eller enkeltkamret 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 den atrielle elektroden til Off (Av) for å forhindre atriell sensing og minimalisere periodisering av atrielle tellinger.

**MERKNAD:** *En atriell EP-test må ikke utføres hvis den atrielle elektroden er programmert til Off (Av).*

**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.

- 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 følgende ventrikulære detekteringsforsterkning til Off (Av) for å sikre at terapibeslutninger ikke baseres på atrielle målinger:
  - Initial (Innledende) og Post-Shock (Etter sjokk)V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) (for Onset/Stability).
  - Initial (Innledende) og Post-Shock (Etter sjokk)AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (for Onset/Stability).
  - Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) (for Rhythm ID)

**MERKNAD:** *Du bør også gå gjennom og om nødvendig justere innstillingene for Stability (Stabilitet).*

- Programmer de daglige elektrodemålingene av Atrial Intrinsic Amplitude (Atriell intrinsisk amplitude) og Atrial Impedance (Atriell impedans) til Off (Av) for å deaktivere atriell diagnostikk (f.eks. atriell Amplitude (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.

## VENTRIKULÆR DETEKTERING

Ventrikulær detektering består av følgende komponenter:

- Innledende ventrikulær detektering
- Ny bekreftelse / "committed" sjokk
- Redetektering og detektering etter sjokk

Kriteriene for innledende ventrikulær detektering består av de programmerbare parametrene Rate (Frekvens) og Duration (Durasjon). Detekteringskriteriene kan også omfatte én av de følgende detekteringsforsterkningsfunksjonene, som kan brukes under innledende ventrikulær detektering og ventrikulær detektering etter sjokk til å gi detekteringen spesifisitet utover Rate (Frekvens) og Duration (Durasjon):

- Onset/Stability
- Rhythm ID

Pulsgeneratoren starter ventrikulær terapi når den fastslår at detektering har funnet sted. Ventrikulær detektering har funnet sted når alle kriteriene nedenfor er oppfylt:

- Detekteringsvinduet for en ventrikulær sone blir og forblir oppfylt i hele dets Duration (Durasjon)
- Den ventrikulære sonens Duration (Durasjon) utløper
- Detekteringsvinduet til en høyere ventrikulær sone blir ikke oppfylt
- Detekteringsforsterkning (dersom programmert til On (På)) indikerer terapi
- Det sist detekterte intervallet er i den ventrikulære sonen

Dersom kriteriene ovenfor ikke blir oppfylt, blir det ikke startet terapi, og pulsgeneratoren fortsetter å evaluere intervaller.

**ADVARSEL:** I MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) stoppes takykarditerapien midlertidig. Systemet vil ikke detektere ventrikkelarytmier, og pasienten vil ikke motta ATP eller sjokkdefibrilleringsterapi før pulsgeneratoren programmeres tilbake til normal modus. Pasienten skal kun skannes hvis vedkommende i henhold til en klinisk vurdering er i stand til å tåle manglende takykardibeskyttelse hele tiden pulsgeneratoren er i MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus).

### Forsterkningsfunksjon for ventrikulær detektering

En av de følgende forsterkningsfunksjonene for ventrikulær detektering kan programmeres til å gi detekteringen spesifisitet utover Rate (Frekvens) og Duration (Durasjon) (Tabell 2-3. Detekteringsforsterkningsfunksjoner som er tilgjengelige for de enkelte sonene på side 2-7):

- Rhythm ID
- Onset/Stability

Detekteringsforsterkningsfunksjoner er ikke tilgjengelige i VF-sonen.

Tabell 2-3. Detekteringsforsterkningsfunksjoner som er tilgjengelige for de enkelte sonene

	VT-1 Zone (VT-1- sone)	VT Zone (VT-sone)	VF Zone (VF-sone)
3-sonekonfigurasjon <sup>a</sup>	Rhythm ID Onset/Stability	Rhythm ID Onset/Stability <sup>d</sup>	Ingen
3-sonekonfigurasjon (med Monitor Only-sone (Bare monitor-sone)) <sup>b c</sup>	Ingen	Rhythm ID Onset/Stability	Ingen

Tabell 2–3. Detekteringsforsterkningsfunksjoner som er tilgjengelige for de enkelte sonene (Fortsettelse)

	VT-1 Zone (VT-1-sonen)	VT Zone (VT-sonen)	VF Zone (VF-sonen)
2-sonekonfigurasjon		Rhythm ID Onset/Stability	Ingen
2-sonekonfigurasjon (med Monitor Only-sonen (Bare monitor-sonen)) <sup>b</sup>		Ingen	Ingen
1-sonekonfigurasjon			Ingen

- Dersom detekteringsforsterkningsfunksjonen aktiveres i en 3-soners konfigurasjon, vil den omfatte både VT-1 og VT-sonene.
- Detekteringsforsterkningsfunksjoner er ikke tilgjengelige i den laveste sonen i en flersonekonfigurasjon når sonen brukes som en Monitor Only (Kun monitorering)-sonen (ingen terapi er programmert for denne sonen).
- For enheter som programmeres i en 3-soners konfigurasjon med VT-1 programmert til Monitor Only (Kun monitorering) og detekteringsforsterkning On (På) i VT-sonen, vil rytmediskriminering bli brukt når en takykardi oppfyller kriteriene for Initial Detection (Innledende detektering) i Monitor Only (Kun monitorering)-sonen, og frekvensen økes deretter i VT-sonen. I dette tilfellet starter Initial Detection (Innledende detektering) på nytt, og detekteringsforsterkninger blir tilgjengelige i VT-sonen.
- Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil) er den eneste Onset/Stability-detekteringsforsterkningen som er tilgjengelig i VT-sonen i en 3-soners konfigurasjon (gjelder kun 3-soners konfigurasjon uten en Monitor Only (Kun monitorering)-sonen).

**MERKNAD:** Det finnes ingen kliniske data som viser at én detekteringsforsterkningsfunksjon er bedre enn en annen for en gitt pasientindikasjon. Vi anbefaler derfor at programmering og evaluering av detekteringsforsterkningens spesifisitet gjøres individuelt.

### Rhythm ID

Rhythm ID bruker vektortiming og korrelasjonsanalyse i tillegg til atriell og ventrikulær intervallanalyse til å fastslå om en pasients rytme bør behandles (VT), eller om terapi bør hemmes (SVT).

Ved Rhythm ID utfører pulsgeneratoren en vektortiming og korrelasjonsanalyse ved hjelp av sjokk-EGM og frekvens-EGM. På grunnlag av disse dataene lagrer den en referansemal av pasientens normale sinusrytme.

Ved Rhythm ID-analyse fastslår pulsgeneratoren først om den ventrikulære frekvensen er høyere enn den atrielle frekvensen. Dersom dette er tilfellet, vil det bli satt i gang terapi. Dersom den ventrikulære frekvensen ikke er høyere enn den atrielle frekvensen, evaluerer Rhythm ID om det skal settes i gang terapi eller ikke:

- Vektortiming og korrelasjonsanalyse under Initial Detection (Innledende detektering) avgjør om rytmen er SVT, ved å sammenligne den med referansemalen som har blitt lagret tidligere. Dersom rytmen erklæres som SVT, hemmes terapi. For enheter med RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terstel) må korrelasjonen mellom pasientens rytme og referansemalen være lik eller høyere enn den programmerte RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terstel) for at rytmen skal erklæres som SVT og terapien hemmes ("Vektortiming og korrelasjon" på side 2-22).
- Dersom vektortiming og korrelasjon ikke erklærer rytmen som SVT, bestemmer Stability (Stabilitet) og AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen) om den ventrikulære rytmen er ustabil, og om den atrielle frekvensen er rask. Hvis den ventrikulære rytmen er ustabil og den atrielle frekvensen er rask, erklæres rytmen som SVT, og terapi hemmes.

Rhythm ID tar ikke atrielle detekteringskriterier ( $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$  (V-frekvens  $>$  A-frekvens) eller A høyere enn AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen)) i betraktning ved følgende konfigurasjoner:

- Ettkammer-enheter
- Tokammerenheter hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til Off (Av)

Ved en slik konfigurasjon evalueres ikke Stability (Stabilitet) for Initial Detection (Innledende detektering). Dette kan være nyttig i tilfeller hvor det har oppstått problemer med den atrielle elektroden. Ved slike konfigurasjoner hemmes terapi ved Initial Detection (Innledende detektering) hvis rytmen erklæres som SVT (basert på vektortiming og korrelasjon). Ellers vil det bli satt i gang terapi.

Enheten kan hente inn en Rhythm ID automatisk ved hjelp av to tilgjengelige metoder: passiv og aktiv. Den aktive metoden kan være nyttig ved pasienter som ofte får ventrikulær pacing.

Hvis den passive metoden aktiveres, vil pulsgeneratoren forsøke å hente inn Rhythm ID-referansemalen annenhver time ved hjelp av de programmerte bradyinnstillingene. Oppdateringer starter mellom 2 og 4 timer etter at enheten har blitt tatt ut av Storage-modus (Oppbevaring-modus).

Hvis den aktive metoden aktiveres og det har gått sju dager siden den forrige fullførte innhentingen av en referansemaal, vil enheten automatisk analysere pasientens intrinsiske rytme hver 28. time ved å justere bradyparametrene. Under oppdateringen av en aktiv Rhythm ID-referansemaal skjer følgende:

1. Enheten bekrefter at pasienten hviler (målt gjennom inndataene fra aksellerometeret).
2. Enheten aktiverer en kontrollert reduksjon i pacingfrekvens for den programmerte verdien for Rhythm IDFallbackLRL. I en slik fallback-periode vil følgende skje:
  - Enheten veksler midlertidig pacingmodus til DDI, VDI, VVI, AAI eller Off (Av) (i samsvar med programmert bradymodus) og forlenger AV Delay (AV forsinkelse) med inntil 400 ms.
  - Rate Smoothing (Frekvensutjevning), ATR, Rate Hysteresis (Frekvenshysteresese), Rate Search Hysteresis (Frekvens søk hysteresese), AV Search + (AV-søk +), og dynamisk programmering (unntatt dynamisk VRP) deaktiveres.
3. Etter Fallback-perioden gjenopprettes pacingparametrene til normale programmerte parametre. Fallback-perioder inntreffer ikke mer enn én gang hver dag og vil vanligvis vare i mindre enn ett minutt.

Du kan også angi manuelt at enheten skal innhente en Rhythm ID-referansemaal.

**MERKNAD:** Hvis Rhythm ID ikke er aktivert, kan du likevel oppdatere en referansemaal manuelt. Hvis det oppstår en arytmi, vil enheten foreta en vektortiming- og -korrelasjonsanalyse og, for enheter med RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel), registrere den målte RhythmMatch-verdien for arytmi i episodedataene. Resultatet av vektortiming- og korrelasjonsanalysen vil imidlertid ikke bli brukt for å bestemme om pasientens rytme er VT eller SVT.

Under en manuell oppdatering av en Rhythm ID-referansemaal vil pulsgeneratoren utføre følgende oppgaver:

1. Aktiver en kontrollert reduksjon i frekvens til den programmerte verdien for Rhythm IDFallbackLRL. I fallback-perioden vil følgende skje:
  - Enheten veksler midlertidig til programmert Manual Rhythm ID Brady Mode (Bradymodus for manuell Rhythm ID) og forlenger AV Delay (AV forsinkelse) med inntil 400 ms.
  - Rate Smoothing (Frekvensutjevning), ATR, Rate Hysteresis (Frekvenshysteresese), Rate Search Hysteresis (Frekvens søk hysteresese), AV Search + (AV-søk +) og dynamisk programmering (unntatt dynamisk VRP) deaktiveres.
2. Etter Fallback-intervallet gjenopprettes pacingparametrene til normale programmerte parametre. Denne prosessen vil vanligvis vare mindre enn ett minutt.

**MERKNAD:** Rhythm IDFallbackLRL-innstillingene bør settes slik at de støtter normale sinusrytmer (f.eks. normal AV-knuteledning). Vær nøye dersom du angir LRL lavere enn  $50 \text{ min}^{-1}$  (frekvenser som ligger nær pasientens ventrikulære erstatningsfrekvenser). Ventrikulære erstatningsrytmer under Rhythm ID-oppdateringer kan føre til feilaktige terapibeslutninger.

**MERKNAD:** En innhentet Rhythm ID-referansemaal vil bli brukt til å utføre vektortiming og korrelasjonsanalyse inntil det er innhentet en nyere referansemaal.

**MERKNAD:** Du bør ikke beordre manuell oppdatering av en Rhythm ID-referansemaal umiddelbart etter sjokkterapi. Det kan ta flere minutter før uregelmessigheter i EGM-morfologi forårsaket av sjokket forsvinner.

Ta hensyn til følgende når du bruker Rhythm ID:

- Rhythm ID bestemmer om terapi skal hemmes eller ikke ved slutten av Duration (Durasjon). Dersom enheten beslutter å hemme terapi, vil Rhythm ID (inkludert vektortiming og korrelasjon), V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens), AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) og Stability (Stabilitet) bli evaluert på nytt ved hvert slag. Bruk av funksjonen Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens – SRD) vil avgrense hemmingen av terapi gjennom Rhythm ID til lengden av programmert SRD.
- Rhythm ID vil ikke hemme terapi i VF-sonen. Hvis du programmerer VF-frekvensterskelen lavere enn frekvensen til raske rytmer, vil dette hindre at Rhythm ID hemmer terapi ved disse rytmene.
- Hvis du programmerer Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) til On (På), vil dette hindre at Rhythm ID hemmer terapi når den ventrikulære frekvensen er raskere enn den atrielle frekvensen.
- Hvis det har blitt innhentet Rhythm ID-referansemaal, vil Rhythm ID kun bruke Stability (Stabilitet) og AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) til å diskriminere mellom VT og SVT fordi det ikke kan bli utført vektortiming og korrelasjonsanalyse. Videre, hvis Rhythm ID ikke tar atrielle detekteringskriterier i betraktning og det ikke har blitt innhentet referansemaal, vil detekteringsforsterkning ikke bli evaluert under Initial Detection (Innledende detektering).

### Onset/Stability

Detekteringsforsterkningsfunksjonen Onset/Stability analyserer hjertesyklusintervallene for å fastslå om en pasients rytme bør behandles (VT), eller om terapi bør hemmes (SVT).

Med Onset/Stability kan du programmere detekteringsforsterkning ved å angi ønsket type rytmediskriminering: atriell takyarytmi, sinustakykardi eller polymorf VT (Tabell 2–4 Onset/Stability rytmediskriminering tilgjengelig for de enkelte sonene på side 2-10).

Tabell 2–4. Onset/Stability rytmediskriminering tilgjengelig for de enkelte sonene

	VT-1 Zone (VT-1-sonen)	VT Zone (VT-sonen)	VF Zone (VF-sonen)
3-sonekonfigurasjon	Atriell takyarytmi Sinustakykardi	Polymorf VT <sup>a</sup>	Ingen
3-sonekonfigurasjon (med Monitor Only-sonen (Bare monitor-sonen)) <sup>b c</sup>	Ingen	Atriell takyarytmi Sinustakykardi Polymorphic VT <sup>a</sup> (Polymorf VT)	Ingen
2-sonekonfigurasjon		Atriell takyarytmi Sinustakykardi Polymorf VT <sup>a</sup>	Ingen



**Tabell 2-4. Onset/Stability rytmediskriminering tilgjengelig for de enkelte sonene (Fortsettelse)**

	VT-1 Zone (VT-1-sonen)	VT Zone (VT-sonen)	VF Zone (VF-sonen)
2-sonekonfigurasjon (med Monitor Only-sonen (Bare monitor-sonen)) <sup>b</sup>		Ingen	Ingen
1-sonekonfigurasjon			Ingen

- a. Polymorphic VT Discrimination (Polymorf VT-diskriminering) er bare tilgjengelig i VT-sonen.
- b. Rytmediskriminering er ikke tilgjengelig i den laveste sonen i en flersonekonfigurasjon hvis sonen brukes som en Monitor Only-sonen (Bare monitor-sonen) (det er ikke programmert terapi for den sonen).
- c. For enheter som programmeres i en 3-sonekonfigurasjon med VT-1 programmert til Monitor Only (Bare monitor) og detekteringsforsterkning On (På) i VT-sonen, vil det bli brukt rytmediskriminering når en takykardi oppfyller Initial Detection (Innledende detektering) i Monitor Only-sonen (Bare monitor-sonen) og frekvensen deretter øker til VT-sonen. I dette tilfellet starter Initial Detection (Innledende detektering) på nytt, og detekteringsforsterkning blir tilgjengelig i VT-sonen.

### Ny bekreftelse / "committed" sjokk

Ny bekreftelse viser til monitoreringen som utføres av enheten under og umiddelbart etter en kondensatorlading for et sjokk. Når parameteren Committed Shock ("Committed" sjokk) programmeres til Off (Av), kan enheten foreta en ny bekreftelse av om det bør leveres et sjokk.

### Ventrikulær redetektering

Ventrikulær redetektering finner sted etter:

- Levering av ventrikulær terapi
- Avledet terapi som skyldes ny bekreftelse-analyse (avledet / ny bekreftelse)
- Manuelt avledet terapi
- Terapi er ikke tilgjengelig ved Detection met (Detektering oppfylt) (unntatt når VT-1-sonen er programmert til Monitor Only (Bare monitor), hvor Initial Detection (Innledende detektering) startes på nytt)

Redetection (Redetektering) bruker det samme ventrikulære detekteringsvinduet og de samme programmerte Rate-terskler (Frekvensterskler) for takykardi som Initial Detection (Innledende detektering) til å identifisere en takarytmi.

Hovedforskjellen mellom Initial Detection (Innledende detektering) og Redetection (Redetektering) er Duration-parametrene (Durasjon-parametrene) som brukes, og hvilken detekteringsforsterkning som er tilgjengelig:

- Hvis det gis ventrikulær sjokkterapi, vil følgende skje:
  - Redetekteringsens durasjon bestemmes av verdien i Post-shock Duration-parameteren (Durasjon etter sjokk-parameteren)
  - Detekteringsforsterkning (unntatt for Onset, og Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil) og vektortiming og korrelasjon) er tilgjengelige under redetektering
- Hvis det gis ventrikulær ATP eller terapien avledes eller er utilgjengelig, vil følgende skje:
  - Redetekteringsens durasjon bestemmes av verdien i Post-shock Duration-parameteren (Durasjon etter sjokk-parameteren)
  - Detekteringsforsterkning (unntatt for Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil)) er ikke tilgjengelige under redetektering

Uansett hvilken durasjon som blir valgt, vil den durasjonen (Redetection (Redetektering) eller Post-Shock (Etter sjokk)) gjelde i alle soner ved hver sonens programmerte durasjonsverdi.

## Ventrikulær detekteringsforsterkning etter sjokk

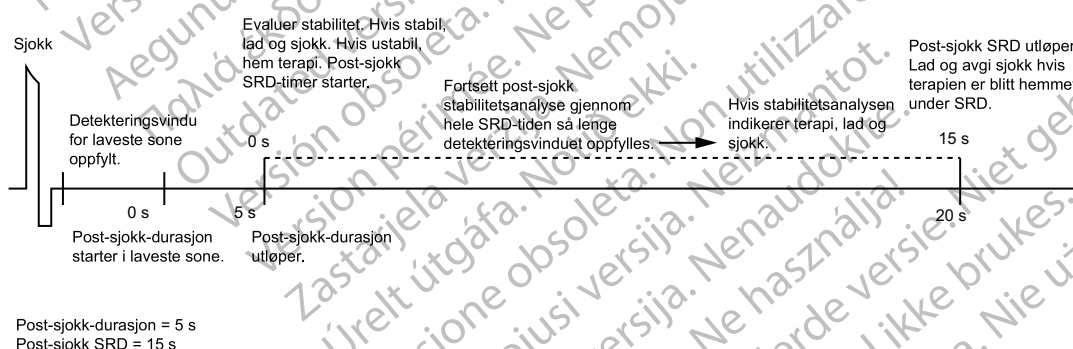
Når programmert til On (På) vil følgende ventrikulære detekteringsforsterkning etter sjokk gjelde etter Post-shock Duration (Durasjon etter sjokk):

- Post-shock V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens etter sjokk)
- Post-ShockAFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel etter sjokk)
- Post-shock Stability (Stabilitet etter sjokk)
- Post-shock SRD (SRD etter sjokk)
- Rhythm ID etter sjokk (bruker AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel), Stability (Stabilitet), V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) og SRD)

Med unntak av Rhythm ID utfører all detekteringsforsterkning etter sjokk det samme som den tilsvarende Initial Detection-forsterkningen (Innledende detektering-forsterkning) (med Rhythm ID, vektortiming og korrelasjon er ikke tilgjengelig etter sjokk).

Du kan bruke Post-shock Stability (Stabilitet etter sjokk) til å hindre at sjokkindusert AF trigger pulsgeneratoren til å levere uønskede ekstra sjokk (Figur 2–2 Analyse av durasjon etter sjokk og stabilitet etter sjokk på side 2-12.)

AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) kan programmeres sammen med Post-shock Stability (Stabilitet etter sjokk) for å diskriminere AF ytterligere og hindre at pulsgeneratoren leverer uønsket ventrikulær sjokkterapi.



Figur 2–2. Analyse av durasjon etter sjokk og stabilitet etter sjokk

## Ventrikulær detektering, beskrivelse

Pulsgeneratoren bruker følgende informasjon til å bestemme hvilken terapi som skal gis:

- Ventrikulære detekteringsvinduer
- Durasjonsparameter
- Redetekteringsdurasjon og durasjon etter sjokk
- Ventrikulære episoder
- Ventrikulær detekteringsforsterkning

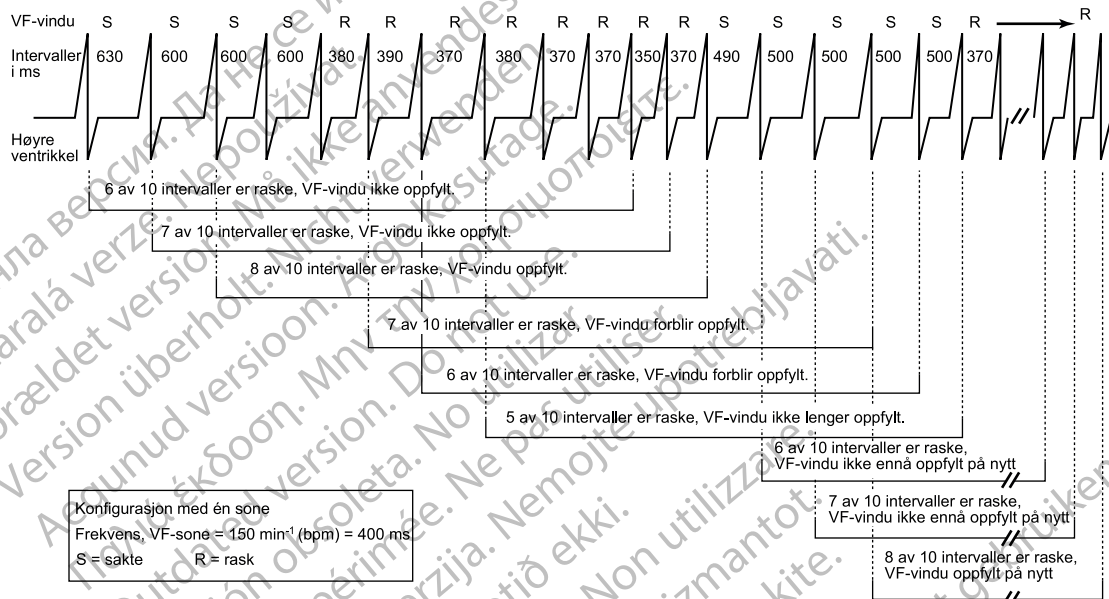
### Ventrikulære detekteringsvinduer

Korrekt levering av terapi er avhengig av at pasientens rytme klassifiseres nøyaktig. For å sikre at det gis korrekt terapi bruker pulsgeneratoren detekteringsvinduer for å differensiere takykardier.

Hver ventrikulære sone har et detekteringsvindu som består av de 10 siste RV R–R-intervallene som er målt av pulsgeneratoren. Når et nytt intervall måles, blir det sammenlignet med den

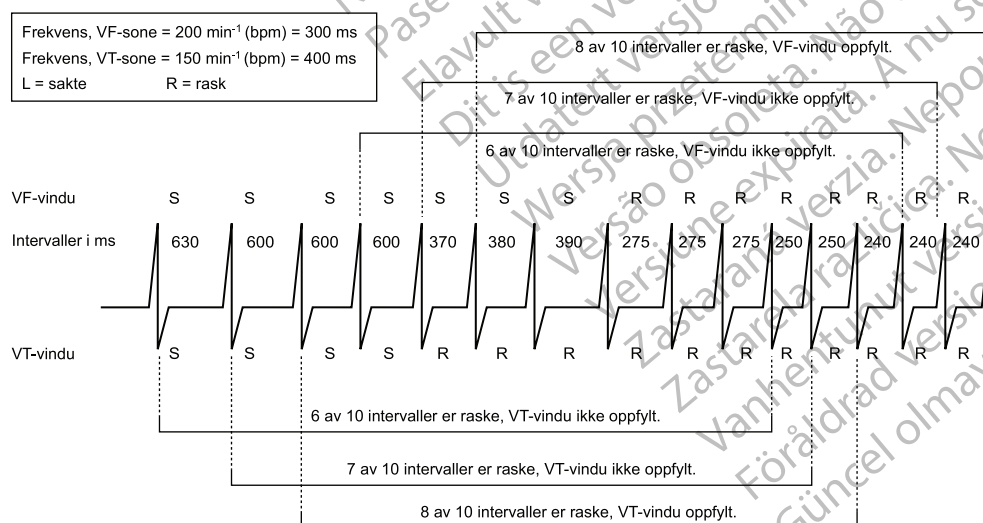
programmerte frekvensterskelen for hver sone og klassifisert som enten raskt eller langsomt (dvs. over eller under frekvensterskelen) i hvert detekteringsvindu.

Pulsgeneratoren forbereder seg på en potensiell episode når den teller 3 påfølgende raske intervaller. Detekteringsvinduet er oppfylt, og en episode anses for å være inntruffet når 8 av 10 intervaller telles som raske. Detekteringsvinduet vil forbli oppfylt så lenge 6 av 10 intervaller klassifiseres som raske. Hvis antallet raske intervaller faller under 6, er ikke sonens detekteringsvindu lenger oppfylt. Sonens detekteringsvindu vil kun bli oppfylt på nytt dersom 8 av 10 intervaller igjen klassifiseres som raske (Figur 2–3 Oppfylting av ventrikulære detekteringsvinduer på side 2-13).



Figur 2–3. Oppfylting av ventrikulære detekteringsvinduer

Fordi frekvensterskelen i de høyere sonene må programmeres til en høyere verdi enn frekvensterskelen i lavere soner, vil et intervall som klassifiseres som raskt i et høyere vindu, også bli klassifisert som raskt i de lavere vinduene (Figur 2–4 Sammenheng mellom ventrikulære detekteringsvinduer, 2-sonekonfigurasjon på side 2-13).



Figur 2–4. Sammenheng mellom ventrikulære detekteringsvinduer, 2-sonekonfigurasjon

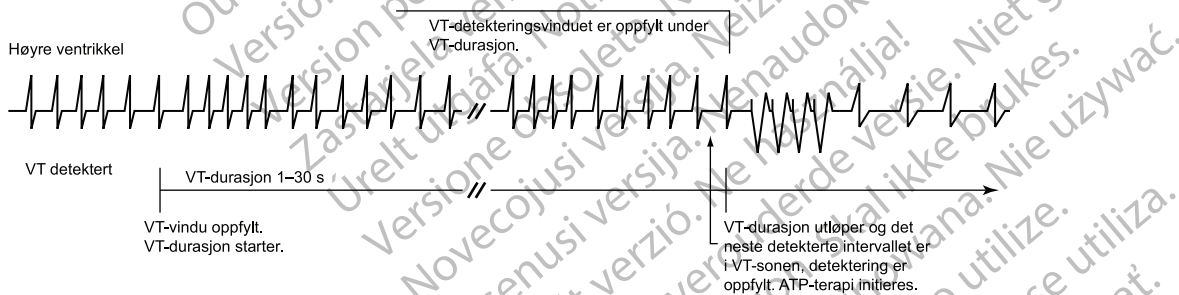
## Durasjonsparameter

Parameteren Duration (Durasjon) er en timer som måler tiden som en rytme må vare i hver sone før det gis terapi.

En Duration-timer (Durasjon-timer) starter når den tilsvarende sonens detekteringsvindu oppfylles. Den programmerte Duration-tiden (Durasjon-tiden) kontrolleres etter hver hjertesykklus for å fastslå om den har utløpt.

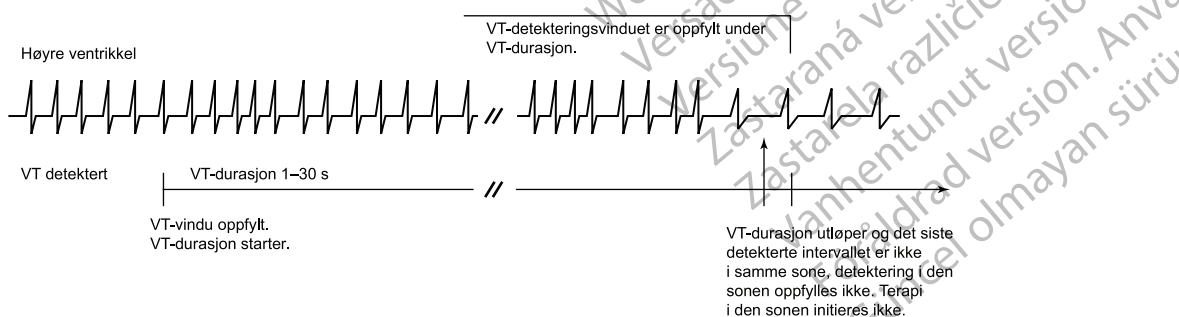
**MERKNAD:** Siden Duration-timeren (Durasjon-timeren) kontrolleres synkront med en hjertesykklus, kan den programmerte Duration (Durasjon) være overskredet med inntil én fullstendig hjertesykklus.

- Så lenge sonens detekteringsvindu forblir oppfylt, vil Duration-timeren (Durasjon-timeren) fortsette å løpe. Hvis det siste detekterte intervallet er i sonen når Duration-tiden (Durasjon-tiden) utløper, anses detektering for å være oppfylt, og det settes i gang terapi (med mindre eventuell programmert detekteringsforsterkning hemmer leveringen av terapi) (Figur 2–5 Ventrikulær durasjonstimer på side 2-14).
- Hvis det sist detekterte intervallet ikke er i sonen, settes det ikke i gang terapi. Hvert påfølgende intervall vil bli kontrollert inntil et intervall er i den opprinnelige sonen, eller til vinduet ikke lenger er oppfylt (Figur 2–6 Sist detekterte intervall på side 2-14).
- Dersom en sonens detekteringsvindu på et tidspunkt under Duration (Durasjon) detekterer at færre enn 6 av 10 intervaller er raske, tilbakestilles den sonens Duration (Durasjon) til 0 (Figur 2–7 Tilbakestilling av ventrikulær durasjon på side 2-15). Duration (Durasjon) vil starte på nytt bare dersom detekteringsvinduet igjen blir oppfylt.

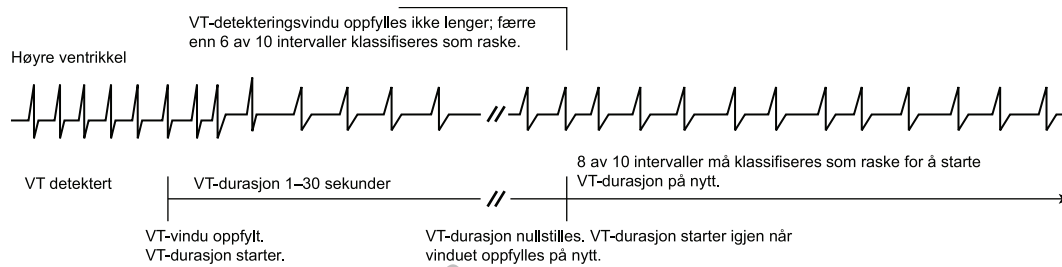


Duration (Durasjon) starter når et vindu blir oppfylt, og fortsetter å løpe så lenge det ventrikulære detekteringsvinduet forblir oppfylt. Detektering er oppfylt når Duration (Durasjon) utløper og det neste detekterte intervallet er i den samme ventrikulære sonen.

Figur 2–5. Ventrikulær durasjonstimer



Figur 2–6. Sist detekterte intervall



Duration (Durasjon) tilbakestilles når vinduet i løpet av Duration-perioden (Durasjon-perioden) ikke lenger er oppfylt.

**Figur 2-7. Tilbakestilling av ventrikulær durasjon.**

Det programmeres en Duration (Durasjon) for hver ventrikulære sone. Ulike verdier er tilgjengelige av hvilken konfigurasjon som er programmert (Tabell 2-5 Programmerbare durasjonsverdier etter ventrikulær sone og konfigurasjon på side 2-15). Duration-verdien (Durasjon-verdien) som programmeres i de lavere ventrikulære frekvenssonene, må være høyere eller lik verdien i de høyere ventrikulære sonene. Du kan benytte lange durasjoner til å hindre at enheten setter i gang behandling av ikke-vedvarende arytmier.

**Tabell 2-5. Programmerbare durasjonsverdier etter ventrikulær sone og konfigurasjon**

Konfigurasjon	VT-1 Zone (VT-1-sonen) <sup>a</sup>	VT Zone (VT-sonen) <sup>a</sup>	VF Zone (VF-sonen) <sup>b</sup>
1 sone	--	--	1–15 sekunder
2 soner	--	1–30 sekunder	1–15 sekunder
3 soner	1–60 sekunder	1–30 sekunder	1–15 sekunder

a. Maksimum redetekteringsdurasjon for sonene VT-1 og VT er 15 sekunder.

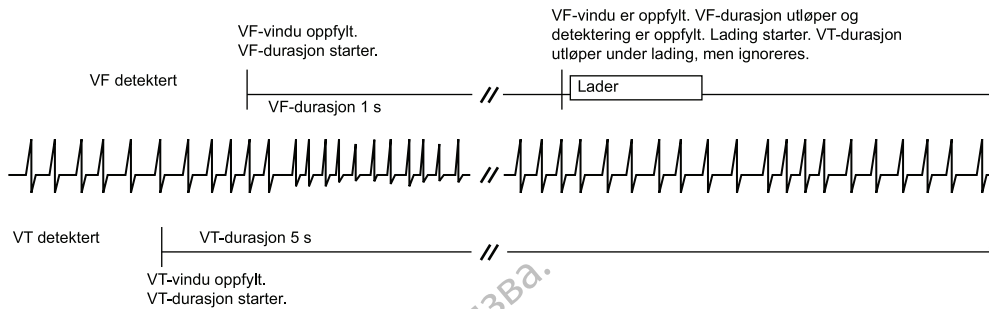
b. I VF-sonen er redetekteringsdurasjonen og durasjonen etter sjokk fastsatt til 1 sekund.

### Duration (Durasjon) i en flersonekonfigurasjon

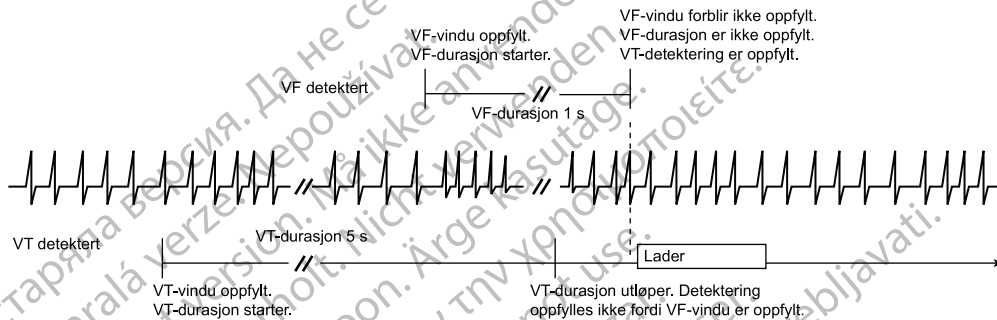
Duration-timer (Durasjon-timer) løper uavhengige av hverandre innenfor sine respektive ventrikulære soner.

- Hvis arytmien detekteres i den høyeste sonen, vil den sonens Duration-timer (Durasjon-timer) overstyre timerne for de lavere sonene; de lavere sonenes Duration-timer (Durasjon-timer) fortsetter å løpe, men ignoreres så lenge den høyere sonens Duration-timer (Durasjon-timer) kjører.
- Hvis den høyere sonens Duration utløper og detektering er oppfylt, vil det bli satt i gang terapi for den sonen uansett om Duration-timerne (Durasjon-timerne) for de lavere sonene har utløpt eller ikke.
- Hvis den høyere sonens detekteringsvindu ikke forblir oppfylt, vil Duration-timerne (Durasjon-timerne) for de lavere ventrikulære sonene ikke lenger bli ignorert.

Det vil bli satt i gang programmert terapi for lavere ventrikulære soner dersom durasjonen til en lavere ventrikulær sone blir oppfylt og ingen vindu for en høyere ventrikulær sone er oppfylt (Figur 2-8 Sammenheng mellom ventrikulær durasjon, 2-sonekonfigurasjon og lading på side 2-16, Figur 2-9 Sammenheng mellom ventrikulær durasjon, 2-sonekonfigurasjon og utsatt lading på side 2-16).



Figur 2-8. Sammenheng mellom ventrikulær durasjon, 2-sonekonfigurasjon og lading



Figur 2-9. Sammenheng mellom ventrikulær durasjon, 2-sonekonfigurasjon og utsatt lading

### Ventrikulær redetekteringsdurasjon og durasjon etter sjokk

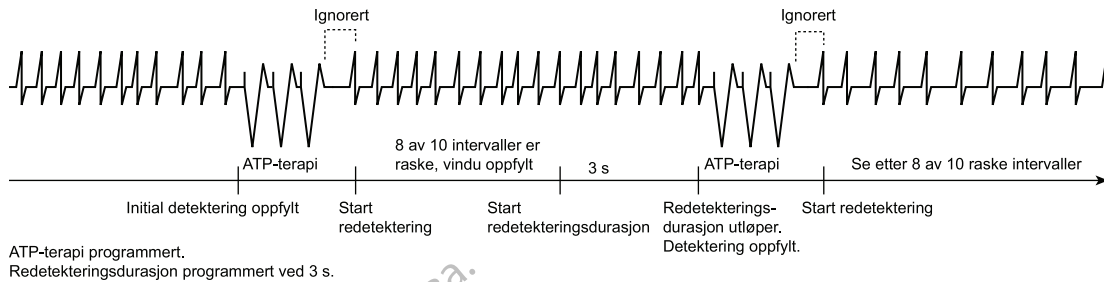
Duration-parametre (Durasjon-parametre) brukes til å identifisere takyarytmier under den ventrikulære redetekteringsprosessen.

- Redetection Duration (Redetekteringsdurasjon) benyttes etter levering av ATP-terapi (unntatt QUICK CONVERT ATP), etter avledet / ny bekreftelse, manuelt avledet terapi, eller hvis terapi er utilgjengelig ved Detection Met (Detektering oppfylt) (Figur 2-10 Redetektering etter levering av ventrikulær ATP på side 2-17).
- Post-shock Duration (Durasjon etter sjokk) benyttes etter levering av sjokkterapi (Figur 2-11 Redetektering etter levering av ventrikulært sjokk på side 2-17).

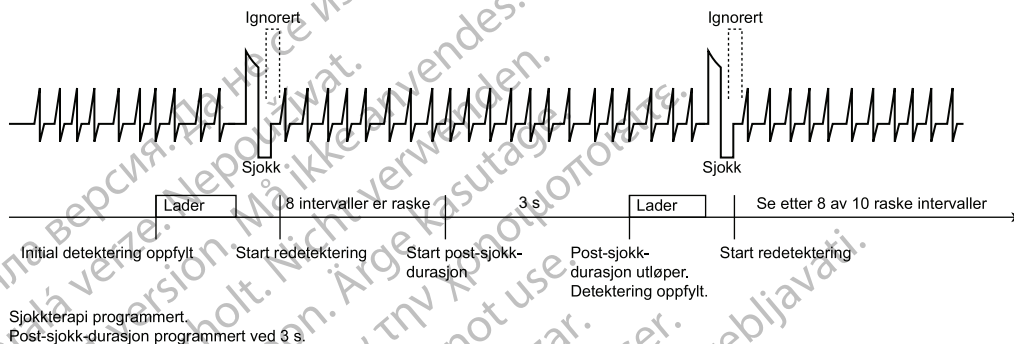
Redetection Duration (Redetekteringsdurasjon) kan programmeres i de lavere ventrikulære sonene i en flersonekonfigurasjon. Den kan ikke programmeres i VF-sonen. Post-shock Duration (Durasjon etter sjokk) kan programmeres på samme måte; verdiene som programmeres i de lavere ventrikulære frekvenssonene, må være høyere eller lik verdiene som programmeres i de høyere sonene.

For å gjøre tiden før en potensiell terapi så kort som mulig anbefaler vi at Redetection Duration (Redetekteringsdurasjon) i sonene VT-1 og VT i flersonekonfigurasjoner programmeres til 5 sekunder eller mindre.

Vi anbefaler at Post-shock Duration (Durasjon etter sjokk) i sonene VT-1 og VT i flersonekonfigurasjoner også programmeres til 5 sekunder eller mindre. Du kan likevel programmere lengre durasjoner ved åpenbare sjokkinduserte, ikke-vedvarende høyfrekvensrytmer, f.eks. aksellerert idioventrikulær rytme (AIVR) eller AF. Lang durasjon kan gi rytmen tid til å vende tilbake til en lavere frekvens før redetektering blir oppfylt.



**Figur 2–10. Redetektering etter levering av ventrikulær ATP**



**Figur 2–11. Redetektering etter levering av ventrikulært sjokk**

### Ventrikulære episoder

Hvis det detekteres tre påfølgende raske ventrikulære slag, starter pulsgeneratoren å monitorere om et detekteringsvindu blir oppfylt. Når detekteringsvinduet for en sone blir oppfylt, utfører pulsgeneratoren følgende:

- Erklærer starten på en ventrikulær episode
- Inkrementerer antallet episoder
- Tildeler minne til lagring av historikkdata og elektrogram
- Starter durasjonstimere i soner hvor detekteringsvinduet er oppfylt.

Den ventrikulære episoden erklæres fullført når ingen av detekteringsvinduene lenger er oppfylt og de forblir uoppfylt innenfor et angitt tidsintervall.

Hver ventrikulære takyepisode klassifiseres som Treated (Behandlet) eller Non-Treated (Ikke-behandlet) (Figur 2–12 Behandlet episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitor + terapi), og det er levert ATP på side 2-18 til Figur 2–16 Treated (Behandlet) episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitoreing + terapi) og timeren for episodeslutt tilbakestilles til 0 på side 2-19).

- En Treated (Behandlet) episode er en episode der det ble levert terapi
- En Non-Treated (Ikke-behandlet) episode er en episode der det ikke ble levert terapi

For en Treated (Behandlet) episode starter en timer for episodeslutt etter at terapien har blitt levert. For en Non-Treated (Ikke-behandlet) episode starter en timer for episodeslutt på tidspunktet der pulsgeneratoren registrerer at ingen av detekteringsvinduene lenger er oppfylt. Formålet med tidsintervallet for episodeslutt er å la pasienten få tid til å stabilisere seg før Initial Detection (Innledende detektering) og innledende terapi tas i bruk på nytt. Episoden erklæres fullført hvis ingen av detekteringsvinduene blir oppfylt innenfor et angitt tidsintervall etter det siste terapiforsøket (Tabell 2–6 Timer for episodeslutt på side 2-18). Hvis et vindu blir oppfylt mens timeren for episodeslutt løper, tilbakestilles timeren for episodeslutt til null. Den vil starte på nytt ved forsøk på terapi eller når ingen av vinduene lenger er oppfylt (Figur 2–16 Treated

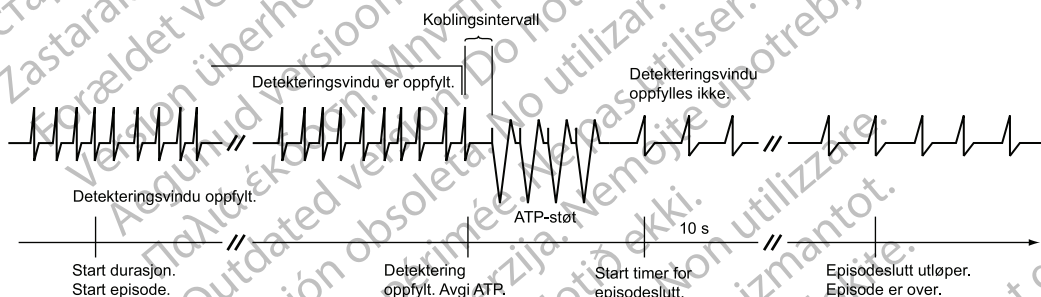
(Behandlet) episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitorering + terapi) og timeren for episodeslutt tilbakestilles til 0 på side 2-19).

Når en episode er erklært fullført, vil pulsgeneratoren bruke Initial Detection (Innledende detektering) og terapi på senere takyarytmier.

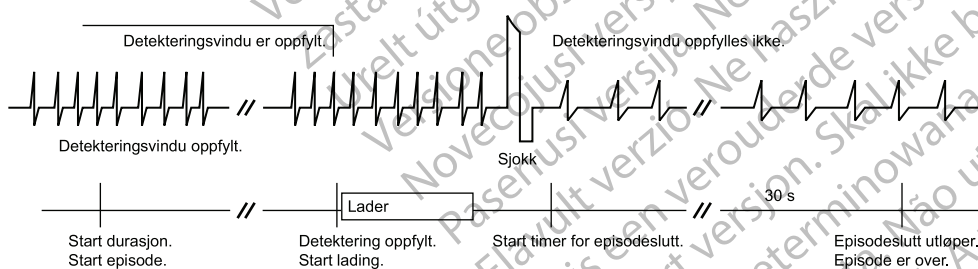
Tabell 2-6. Timer for episodeslutt

Episodeklassifisering	Ventrikulær timer for episodeslutt (medgått tid som er påkrevd for å erklære episoden som avsluttet)
Non-Treated (Ikke-behandlet) (ingen terapi levert)	10 sekunder
Treated (Behandlet) (bare ATP-terapi levert)	10 sekunder
Treated (Behandlet) (en eller annen form for sjokkterapi levert)	30 sekunder

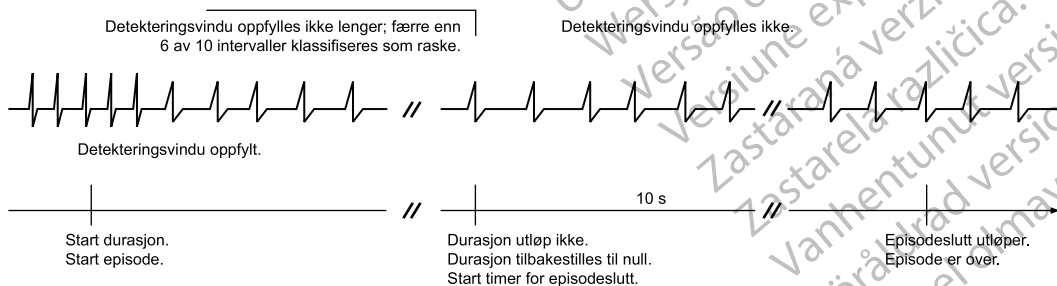
**MERKNAD:** Episoden avsluttes umiddelbart hvis Tachy Mode (Takymodus) programmeres på nytt, hvis det gjøres forsøk på en induksjonsmetode eller elektrodetest før timeout for episodeslutt, eller hvis noen av parametrene for ventrikulær detektering eller ventrikulær terapi programmeres på nytt.



Figur 2-12. Behandlet episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitor + terapi), og det er levert ATP

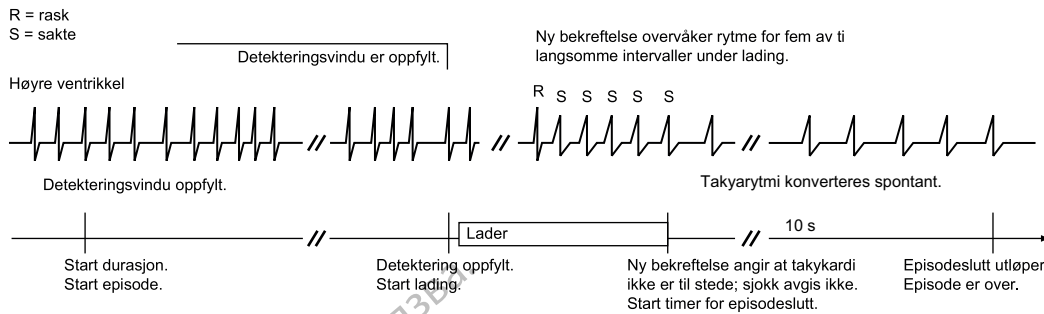


Figur 2-13. Treated (Behandlet) episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitorering + terapi), og sjokk er levert



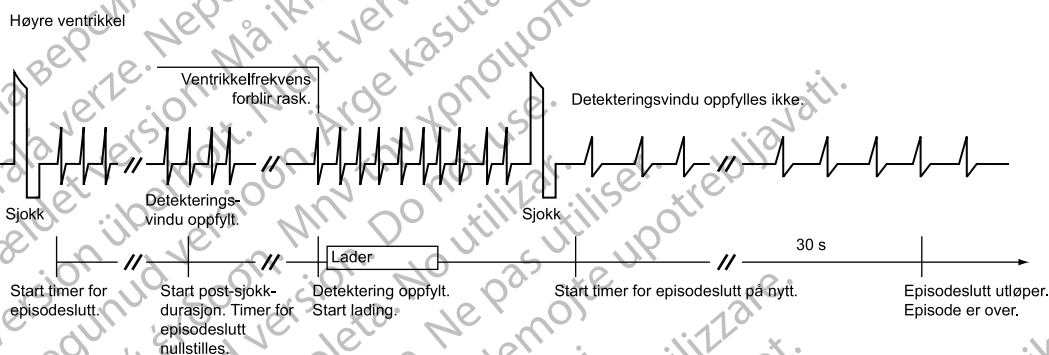
Figur 2-14. Ikke-behandlet episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitor + terapi) eller Monitor Only (Bare monitor), og durasjonen er ikke utløpt





Dette eksempelet forutsetter at Committed Shock ("Committed" sjokk) programmeres til Off (Av).

**Figur 2-15. Non-Treated (Ikke-behandlet) episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitorering + terapi), og lading stoppes før levering av sjokk**



Dette eksempelet viser en Treated (Behandlet) episode når ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitorering + terapi). Timeren for episodeslutt tilbakestilles til 0 når et ventrikulært detekteringsvindu blir oppfylt etter at det er levert ventrikulær terapi, men før timeout for episode er nådd. I dette eksempelet ble det levert 2 sjokk under episoden.

**Figur 2-16. Treated (Behandlet) episode, ventrikulær modus er Monitor + Therapy (Monitorering + terapi) og timeren for episodeslutt tilbakestilles til 0**

## Ventrikulær detekteringsforsterkning

Ventrikulær detekteringsforsterkning gir detekteringskriteriene Rate (Frekvens) og Duration (Durasjon) økt spesifisitet. Du kan programmere ventrikulær detekteringsforsterkning når du vil gjøre følgende:

- Utsette eller hemme levering av terapi
- Overstyre hemming av terapi
- Omgå en sekvens med ATP-terapi til fordel for sjokkterapi

Ventrikulær detekteringsforsterkning har følgende innstillinger:

- Rhythm ID
- Onset/Stability
- Off (Av) (dvs. Rate Only (Bare frekvens))

Dersom du velger Off (Av), vil bare ventrikulær frekvens og durasjon bli brukt ved terapibeslutninger.

Hvis du velger enten Rhythm ID eller Onset/Stability, vil forsterkningsparametre bli bruk i tillegg til ventrikulær Rate (Frekvens) og Duration (Durasjon) ved terapibeslutninger (Tabell 2-7

Forsterkningsparametre som er tilgjengelige ved detekteringsforsterkning på side 2-20) slik det er beskrevet nedenfor:

- Vektortiming og korrelasjon hemmer terapi når ledningsvektoren (EGM-morfologi og -beregning) under takyarytmi samsvarer med en referanseledningsvektor for pasientens normale sinusrytme.
- V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) brukes til å overstyre hemmingsbeslutningen fra Onset, Stability (Stabilitet), vektortiming og korrelasjon og/eller AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel). V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) kan brukes til å avggi ventrikkelterapi når ventrikkelfrekvensen er høyere enn atriefrekvensen.
- Du kan programmere AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (sammen med stabilitet) til å hemme ventrikulær terapi dersom den atrielle rytmen er rask.
- Du kan programmere Stability (Stabilitet) til å hemme levering av ventrikulær terapi dersom den ventrikulær rytmen er ustabil.
- Du kan programmere Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil) til å omgå ventrikulær ATP-terapi og i stedet levere sjokkterapi dersom den ventrikulær rytmen erklæres som Unstable (Ustabil).
- Du kan programmere Onset til å hemme ventrikulær terapi dersom pasientens hjertefrekvens øker gradvis.
- Parameteren SRD gjør at pulsgeneratoren overstyrer beslutningen fra parametrene Stability (Stabilitet), Onset, vektortiming og korrelasjon og/eller AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) om å hemme ventrikulær terapi hvis den høye frekvensen fortsetter gjennom den programmerte tidsperioden.

Tabell 2-7. Forsterkningsparametre som er tilgjengelige ved detekteringsforsterkning

Forsterkningsparameter	Rhythm ID (Rytme-ID)		Onset/Stability	
	Initial (Innledende)	Post-Shock (Etter sjokk)	Initial (Innledende)	Post-Shock (Etter sjokk)
Vektortiming og korrelasjon <sup>a</sup>	X		--	--
V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) (kun 2-kammerenheter)	X <sup>b c</sup>	X <sup>b c</sup>	X	X
AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (kun tokammerenheter)	X <sup>b d</sup>	X <sup>b d</sup>	X <sup>e</sup>	X <sup>e</sup>
Stability (Stabilitet) (for å hemme)	X <sup>f</sup>	X <sup>f</sup>	X	X
Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil)	--	--	X	--
Onset	--	--	X	--
SRD <sup>g</sup>	X	X	X	X

- Denne forsterkningen kan ikke programmeres individuelt.
- Når Rhythm ID (Rytme-ID) er valgt, aktiveres denne forsterkningen automatisk når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til On (På). Forsterkningen er imidlertid ikke tilgjengelig i enkammerenheter eller når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til Off (Av) i tokammerenheter.
- Denne forsterkningen kan ikke programmeres individuelt når Rhythm ID (Rytme-ID) er aktivert.
- Når Rhythm ID (Rytme-ID) er valgt, brukes denne parameteren den samme verdien for både Initial (Innledende) og Post-Shock Detection (Detektering etter sjokk). Den kan ikke aktiveres eller deaktiveres uavhengig for Post-Shock Detection (Detektering etter sjokk).
- Når Onset/Stability er valgt, kan denne parameteren aktiveres og deaktiveres uavhengig for Post-Shock Detection (Detektering etter sjokk). Hvis den er aktivert, bruker parameteren den samme verdien som Initial Detection (Innledende detektering).
- Når Rhythm ID (Rytme-ID) er valgt og Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til On (På) i 2-kammerenheter, bruker denne forsterkningen den samme verdien til både Initial (Innledende) og Post-Shock Detection (Detektering etter sjokk). I enkammerenheter eller når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til Off (Av), deaktiveres denne forsterkningen automatisk for Initial Detection (Innledende detektering), men aktiveres for Post-Shock Detection (Detektering etter sjokk).
- SRD er tilgjengelig når det er programmert detekteringsforsterkning som hemmer terapi.

Noen av disse detekteringsforsterkningsparametrene kan i tillegg programmeres uavhengig som Post-Shock-parametre (Etter sjokk-parametre) (Tabell 2–7 Forsterkningsparametre som er tilgjengelige ved detekteringsforsterkning på side 2-20).

Hvilke detekteringsforsterkningsparametre som er tilgjengelige, avhenger av antallet takysoner som er programmert: 3, 2 eller 1 (Tabell 2–8 Ventrikulær detekteringsforsterkning som er tilgjengelig i flersonekonfigurasjoner på side 2-21).

**Tabell 2–8. Ventrikulær detekteringsforsterkning som er tilgjengelig i flersonekonfigurasjoner**

	VT-1 Zone (VT-1-sone)	VT Zone (VT-sone)	VF Zone (VF-sone)
3-sonekonfigurasjon	Vektortiming og korrelasjon V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) Stability (Stabilitet) (for å hemme) Onset SRD	Vektortiming og korrelasjon <sup>a</sup> V Rate > A Rate <sup>a</sup> (V-frekvens > A-frekvens) AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) <sup>a</sup> Stability (Stabilitet) (for å hemme) <sup>a</sup> Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil) SRD <sup>a</sup>	--
3-sonekonfigurasjon (med Monitor Only-sone (Bare monitor-sone)) <sup>b c</sup>	--	Vektortiming og korrelasjon V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) Stability (Stabilitet) (for å hemme) Shock if Unstable <sup>d</sup> (Sjokk hvis ustabil) Onset SRD	--
2-sonekonfigurasjon		Vektortiming og korrelasjon V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) Stability (Stabilitet) (for å hemme) Shock if Unstable <sup>d</sup> (Sjokk hvis ustabil) Onset SRD	--
2-sonekonfigurasjon (med Monitor Only-sone (Bare monitor-sone)) <sup>b</sup>			--
1-sonekonfigurasjon			--

- Forsterkning er tilgjengelig i midtsonen av en 3-sonekonfigurasjon bare dersom Rhythm ID (Rytme-ID) er aktivert.
- Detekteringsforsterkning er ikke tilgjengelig i den laveste sonen i en flersonekonfigurasjon når den brukes som en Monitor Only-sone (Bare monitor-sone) (det er ikke programmert terapi for den sonen).
- For enheter som programmeres i en 3-sonekonfigurasjon med VT-1 programmert til Monitor Only (Bare monitor) og detekteringsforsterkning On (På) i VT-sonen, vil det bli brukt rytmediskriminering når en takykardi oppfyller Initial Detection (Innledende detektering) i Monitor Only-sonen (Bare monitor-sonen) og frekvensen deretter øker til VT-sonen. I dette tilfellet starter Initial Detection (Innledende detektering) på nytt, og detekteringsforsterkning blir tilgjengelig i VT-sonen.
- Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil) kan ikke aktiveres i den samme sonen som andre detekteringsforsterkninger som er programmert til å hemme terapi (Onset, Stability (Stabilitet) og AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)).

Når en bestemt rytmediskriminering er valgt, kan du endre verdiene til detekteringsforsterkningene som egner seg til å diskriminere den rytmen. Nominelle verdier vises i tabellen nedenfor; du bestemmer imidlertid selv om du vil bruke disse verdiene.

Tabell 2–9. Nominelle verdier for forsterkning av innledende detektering og redetektering

Parameter	Onset/Stability			Rhythm ID	
	Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering)	Sinus Tachycardia Discrimination (Sinustakykardiskriminering)	Polymorphic VT Discrimination (Polymorf VT-diskriminering)	Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) On (På)	Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) Off (Av)
Vektortiming og korrelasjon	--	--	--	På <sup>a</sup>	På <sup>a</sup>
V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) (kun 2-kammermodeller)	På	På	--	På <sup>b</sup>	--
AFib Rate Threshold (AFib-frekvenserskel) (kun tokammermodeller)	170 min <sup>-1</sup>	--	--	170 min <sup>-1</sup>	--
Stability (Stabilitet) (hemme)	20 ms (DR-enheter) 30 ms (VR-enheter)	--	--	20 ms (DR-enheter) 30 ms (VR-enheter)	30 ms
Onset (kun Initial Detection (Innledende detektering))	--	9 %	--	--	--
SRDInitial (Innledende)	3:00 minutter: sekunder	3:00 minutter: sekunder	--	3:00 minutter: sekunder	3:00 minutter: sekunder
SRDRedetection (Redetektering)	0:15 minutter: sekunder	--	--	0:15 minutter: sekunder	0:15 minutter: sekunder
Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil)	--	--	30 ms	--	--

a. Parameteren kan ikke programmeres individuelt.

b. Parameteren kan ikke programmeres individuelt når Rhythm ID (Rytme-ID) er aktivert.

### Vektortiming og korrelasjon

Vektortiming og korrelasjon sammenligner EGM-signalene til en ukjent rytme med en lagret referansemal av EGM-signalene til en normal sinusrytme (NSR). Rytmer som ikke er like (dvs. ikke korrelert med) den lagrede referansemalen, klassifiseres som VT. Rytmer som er korrelert med den lagrede referansemalen, klassifiseres som SVT. Rhythm ID bruker denne klassifiseringen under Initial Detection (Innledende detektering) til å fatte en beslutning om å levere eller hemme terapi.

Når det registreres en rask rytme, sammenlignes hvert slag i rytmen med den lagrede referansemalen. Pulsgeneratoren måler sammenhengen mellom den detekterte kurven og den lagrede referansemalen og klassifiserer hvert slag som korrelert eller ikke-korrelert. Et slag i VF-sonen telles alltid som ikke-korrelert, selv om den målte korrelasjonsverdien er høy.

Pulsgeneratoren klassifiserer så den detekterte rytmen som SVT eller VT på grunnlag av utregningene:

- Hvis minst 3 av 10 slag er korrelert, klassifiseres rytmen som SVT, angitt som RID+ i de merkede elektrogrammene
- Hvis færre enn 3 av 10 slag er korrelert, klassifiseres rytmen som VT, angitt som RID- i de merkede elektrogrammene

### RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel)

Denne funksjonen er tilgjengelig på RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- og MOMENTUM-enheter.

Hvis du programmerer parameteren RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel), vil dette justere terskelen som brukes av vektortiming og korrelasjon til å fastslå om rytmen til en pasient korrelerer med pasientens mal for normal sinusrytme. Ved å justere RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel) kan du justere hvordan pulsgeneratoren diskriminerer mellom VT og SVT.

RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel) kan programmeres til mellom 70 % og 96 %, med en nominell verdi på 94 %. Under vektortiming og korrelasjonsanalyse bruker pulsgeneratoren den programmerte RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen) som kriterium til å klassifisere pasientens rytme som enten VT eller SVT ("Vektortiming og korrelasjon" på side 2-22).

Pulsgeneratoren registrerer en RhythmMatch-skåre for den detekterte rytmen basert på de utregnede korrelasjonsverdiene som brukes til å klassifisere rytmen som VT eller SVT. Opptil to målte RhythmMatch-verdier kan registreres: én hvis og når terapi først blir hemmet (etter Rhythm ID), og én hvis og når terapi forsøkes. De målte RhythmMatch-verdiene registreres selv om Rhythm ID ikke aktiveres, så lenge det er lagret en referansemal.

Hvis Rhythm ID aktiveres, vil den målte korrelasjonsverdien til hvert slag bli registrert i de lagrede elektroprogrammene sammen med en indikasjon på om slaget har blitt klassifisert som korrelert eller ikke-korrelert, under Initial Detection (Innledende detektering). Disse målte korrelasjonsverdiene kan være nyttige når du skal avgjøre hvilken RhythmMatch Threshold-verdi (RhythmMatch-terskel) du skal programmere for pasienten. I tillegg kan målte korrelasjonsverdier for VF-slag være nyttige når du skal programmere VF-sonefrekvensterskelen.

**MERKNAD:** I visse situasjoner vil de registrerte korrelasjonsdataene for noen enkeltslag ikke bli vist på programmeringsskjermen.

**MERKNAD:** Når minnet som er tildelt EGM-lagring er fullt, overskriver enheten eldre EGM-datasegmenter for å kunne lagre de nye EGM-dataene. Hendelser må lagres dersom du skal beholde de utregnede RhythmMatch-verdiene og de målte slag-til-slag-korrelasjonsverdien for fremtidig referanse.

Når du reprogrammerer RhythmMatch Threshold-verdien (RhythmMatch-terskelverdien), må du vurdere følgende:

- Gå gjennom de målte RhythmMatch-verdiene for tidligere episoder med VT og SVT (induserte eller spontane)
- Programmer RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen) over de målte RhythmMatch-verdiene til eventuelle VT-er for å øke sjansen for vellykket behandling av VT
- Programmer RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen) under de målte RhythmMatch-verdiene til eventuelle SVT-er for å øke sjansen for korrekt hemming av terapi for SVT
- Normalt blir sensitiviteten ved VT-detektering redusert når du programmerer lave RhythmMatch Threshold-verdier (RhythmMatch-terskelverdier), og du bør derfor programmere den høyeste egnete RhythmMatch Threshold-verdien for å oppnå så høy sensitivitet overfor VT som mulig.
- Målte RhythmMatch-verdier kan også være nyttige når du skal programmere andre Rhythm ID-parametre, inkludert Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering), AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) og Stability (Stabilitet)
- Når du senker RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen), vil følgende skje (Figur 2-17 Programmerer RhythmMatch-terskelen på side 2-24):
  - Sjansen for at pasientens rytme skal korrelere med den lagrede referansemalen, øker
  - Pulsgeneratoren vil være mindre sensitiv overfor VT

- Sjansen for at pulsgeneratoren skal klassifisere rytmen som SVT og hemme terapi, øker
- Hvis RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen) programmeres for lavt, kan VT bli ubehandlet
- Når du hever RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen), vil følgende skje (Figur 2–17 Programmere RhythmMatch-terskelen på side 2-24):
  - Sjansen for at pasientens rytme skal korrelere med den lagrede referansemalen, minsker
  - Pulsgeneratoren vil være mer sensitiv overfor VT
  - Sjansen for at pulsgeneratoren skal klassifisere rytmen som SVT og hemme terapi, minsker
  - Hvis RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen) programmeres for høyt, vil terapi kanskje ikke bli hemmet ved SVT-episoder

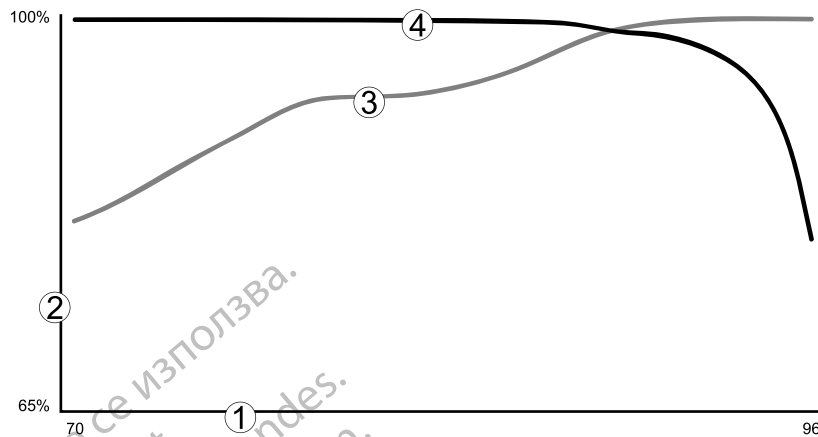
Det er derfor viktig at du går gjennom tidligere episoder med VT og SVT, og bestemmer hvilken RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel) som er tilstrekkelig over pasientens korrelasjonsverdier for VT, men samtidig er under korrelasjonsverdiene for SVT. På denne måten kan pulsgeneratoren mer nøyaktig skille mellom VT og SVT og dermed muligens redusere levering av feilaktig terapi.



[1] Nominell RhythmMatch Threshold-verdi (RhythmMatch-terskelverdi) [2] Mindre sensitiv overfor VT, mer spesifikk overfor SVT [3] Mer sensitive overfor VT, mindre spesifikk overfor SVT

Figur 2–17. Programmere RhythmMatch-terskelen

Figur 2–18 Forholdet mellom sensitivitet og spesifisitet ved bruk av RhythmMatch-terskelen på side 2-25 viser forholdet mellom sensitivitet og spesifisitet overfor VT på populasjonsnivå ved heving eller senking av RhythmMatch Threshold-verdien (RhythmMatch-terskelverdien) (RhythmMatch Threshold programmeres til mellom 70 % og 96 %, med en nominell verdi på 94 %). Normalt vil sensitiviteten overfor VT øke når RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen) heves, mens spesifisiteten overfor SVT vil minke. Når RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen) senkes, minsker sensitiviteten overfor VT, og spesifisiteten overfor SVT øker. Dette forholdet kan også uttrykkes som følger: høye programmerte RhythmMatch Threshold-verdier (RhythmMatch-terskelverdier) øker muligheten for at en arytmisk skal bli klassifisert som VT, og reduserer muligheten for at en arytmisk skal bli klassifisert som SVT, mens lave programmerte RhythmMatch Threshold-verdier øker muligheten for at en arytmisk skal bli klassifisert som SVT, og reduserer muligheten for at en arytmisk skal bli klassifisert som VT.



[1] Programmert RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskelen) (%) [2] Prosent sensitivitet eller spesifisitet [3] Sensitivitet overfor VT [4] Spesifisitet overfor SVT

**Figur 2-18. Forholdet mellom sensitivitet og spesifisitet ved bruk av RhythmMatch-terskelen**

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

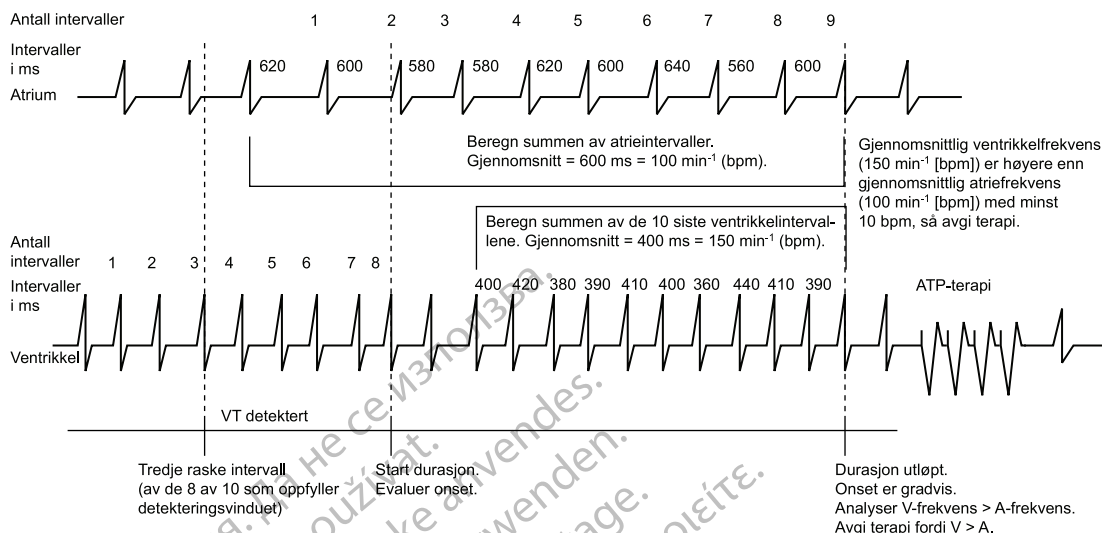
Forsterkningen V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) (ventrikulær frekvens større enn atriell frekvens) sammenligner den atrielle og den ventrikulære frekvensen for å klassifisere hvilken type rask ventrikulær rytme som er til stede. Når den ventrikulære frekvensen er høyere enn den atrielle frekvensen, vil det bli satt i gang terapi uansett hva analysen til de andre programmerte detekteringsforsterkningene viser.

I analysen sammenlignes den gjennomsnittlige frekvensen for de siste 10 ventrikulære intervallene før slutten av Duration (Durasjon) med den gjennomsnittlige frekvensen for de siste 10 atrielle intervallene før slutten av Duration (Figur 2-19 Analysefunksjonen V rate (V-frekvens) > A rate (A-frekvens) på side 2-26). Hvis det er færre enn 10 atrielle intervaller tilgjengelig, brukes disse intervallene til å utregne den gjennomsnittlige atrielle frekvensen. Følgende kriterier gjelder for analysen:

- Hvis den gjennomsnittlige ventrikulære frekvensen er minst  $10 \text{ min}^{-1}$  høyere enn den gjennomsnittlige atrielle frekvensen, erklæres den ventrikulære frekvensen som raskere enn den atrielle frekvensen (angitt som True (Sann) i detaljrapporten for episode), og terapi settes i gang.
- Hvis den gjennomsnittlige ventrikulære frekvensen ikke er minst  $10 \text{ min}^{-1}$  høyere enn den gjennomsnittlige atrielle frekvensen (angitt som False (Usann) i detaljrapporten for episode), kan terapi fortsatt bli hemmet. Detaljrapporten for episode angir den målte verdien selv om parameteren kan være programmert til Off (Av).

Hvis terapi hemmes, fortsetter analysefunksjonen V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) inntil den ventrikulære frekvensen er høyere enn den atrielle frekvensen, eller til annen forsterkning indikerer behov for terapi, og i så fall vil det bli satt i gang terapi.

**MERKNAD:** V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) evalueres ikke under redetektering etter ATP-terapi.



Figur 2–19. Analysefunksjonen V rate (V-frekvens) > A rate (A-frekvens)

V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) kan programmeres til å omgå hemmere (vektortiming og korrelasjon, AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel), Stability (Stabilitet) og/eller Onset) og sette i gang terapi når den ventrikulære frekvensen er raskere enn den atrielle ventrikulære frekvensen.

**MERKNAD:** Ytterligere informasjon om enhetens ytelse når den atrielle elektroden er programmert til Av, finner du under "Bruk av atriell informasjon" på side 2-6.

**MERKNAD:** I en Rhythm ID-konfigurasjon kobles V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) til AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel). Hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til Off (Av), evalueres ikke detekteringsforsterkningene AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) og V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens).

#### AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)

Analysefunksjonen AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) identifiserer AF ved å sammenligne den atrielle frekvensen med den programmerte AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen).

AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) kan ikke aktiveres med mindre også detekteringsforsterkningen Stability (Stabilitet) aktiveres. Enheten analyserer begge parametrene for å fastslå om det skal leveres terapi eller ikke.

Dersom den intrinsiske atrielle frekvensen er høyere enn AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen) og den ventrikulære rytmen klassifiseres som Unstable (Ustabil), anses den ventrikulære rytmen for å være et produkt av AF.

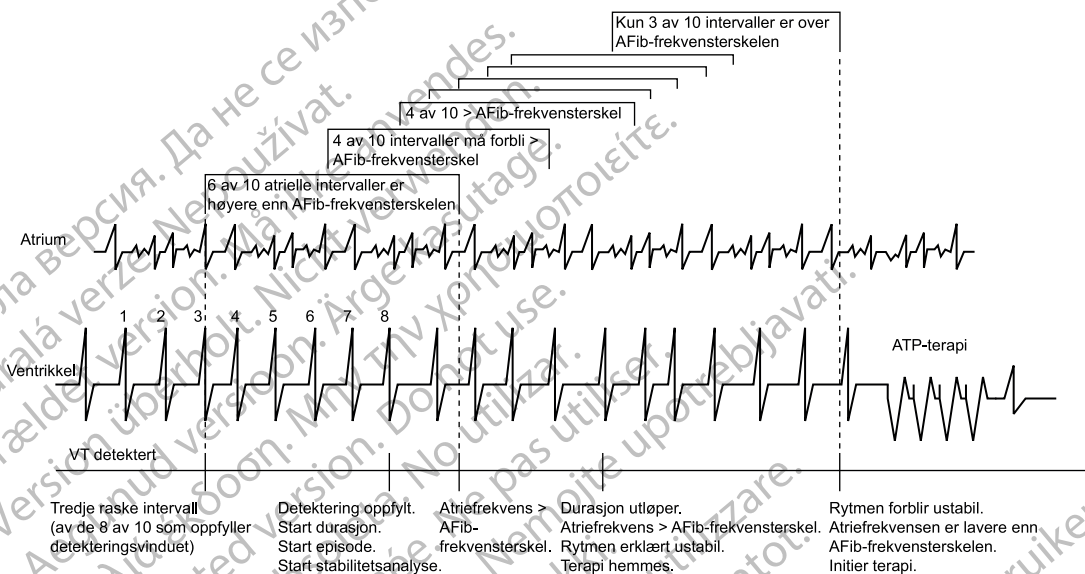
Fremgangsmåten for å fastslå om den intrinsiske atrielle frekvensen ligger over AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen), er slik (Figur 2–20 Sammenheng mellom AFib-frekvensterskel og stabilitet på side 2-27):

- Atriell analyse starter når det detekteres en ventrikulær takyarytmi. Hvert atrielle intervall klassifiseres som raskere eller langsommere enn AFib Rate Threshold-intervallet (AFib-frekvensterskel-intervallet).
- Når 6 av 10 intervaller klassifiseres som raskere enn AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen), erklærer enheten at det foreligger AF.
- Deretter kontrolleres den ventrikulære stabiliteten. Dersom den er ustabil, hemmes terapi.



Hvis det ikke leveres ventrikulær terapi, fortsetter analysen av atriell frekvens. Så lenge 4 av 10 intervaller klassifiseres som raske, anses AF for å være til stede. Terapi hemmes av AFib Rate Threshold/Stability (AFib-frekvensterskel/stabilitet) inntil ett av følgende inntreffer:

- Den atrielle frekvensen faller under AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen)
- Den ventrikulære rytmen blir stabil
- $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$  (V-frekvens > A-frekvens) er sann dersom den er programmert til On (På)
- SRD utløper



Figur 2-20. Sammenheng mellom AFib-frekvensterskel og stabilitet

Når AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) og Stability (Stabilitet) brukes alene, settes det i gang ventrikulær terapi når det foreligger en stabil rytme. Det settes i gang ventrikulær terapi for en ustabil rytme når det fastslås at den atrielle frekvensen er lavere enn AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen) (Tabell 2–10 Kombinasjoner av AFib-frekvensterskel og stabilitet, og beslutninger om terapi på side 2-28). Når AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) og Stability (Stabilitet) brukes sammen med annen hemmingsforsterkning, vil det ikke alltid bli satt i gang ventrikulær terapi selv om slik terapi ikke lenger hemmes av AFib Rate Threshold/Stability. Terapi kan fortsatt bli hemmet av annen programmert detekteringsforsterkning, slik som f.eks. Onset (når detekteringsforsterkningsfunksjonen Onset/Stability er aktivert) eller vektortiming og korrelasjon (når detekteringsforsterkningsfunksjonen Rhythm ID er aktivert).

Ta hensyn til følgende sammenhenger når du bruker disse funksjonene:

- Detekteringsforsterkningene AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) og  $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$  (V-frekvens > A-frekvens) evalueres ikke hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmiskriminering) er programmert til Off (Av) i en Rhythm ID-konfigurasjon.
- Fordi AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen) ikke evalueres under redetektering (etter levert ventrikulær ATP-terapi, avbrutt ventrikulær terapi eller når terapi ikke er tilgjengelig), vil ikke detaljrapporten for episoden vise data for forsterkningen under redetektering, selv om parameteren er programmert til On (På).
- Forsterkningen AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) evalueres ikke for arytmidetektering i følgende tilfelle; detaljrapporten for episoden vil likevel vise dataene for forsterkningen AFib Rate Threshold basert på en terskel på 170 min<sup>-1</sup>:
  - AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) er programmert til Off (Av)

- Ventricular Zones (Ventrikulære soner) er programmert til 1
- Det er ikke aktivert noen detekteringsforsterkningsfunksjoner
- En atriell sensinghendelse vil bare bli klassifisert som AF mens AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskelen) evalueres for arytmidetektering.

Tabell 2–10. Kombinasjoner av AFib-frekvensterskel og stabilitet, og beslutninger om terapi

Detektert ventrikulær rytme <sup>a</sup>	Terapibeslutning <sup>b</sup>
Unstable (Ustabil), A > AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Stable (Stabil), A > AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Behandling
Unstable (Ustabil), A < AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Behandling
Stable (Stabil), A < AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Behandling

a. Hvis den detekterte ventrikulære rytmen endrer seg, evalueres den aktuelle tilsvarende raden i tabellen.

b. Beslutninger om å hemme terapi kan overstyres av V > A eller utløp av SRD.

**MERKNAD:** Ytterligere informasjon om enhetens ytelse når den atrielle elektroden er programmert til Off (Av), finner du under "Bruk av atriell informasjon" på side 2-6.

### Stabilitetsanalyse

Stabilitetsanalyse skiller Unstable (Ustabile – uregelmessige) ventrikulære rytmer fra Stable (Stabile – regelmessige) ventrikulære rytmer. Dette gjøres gjennom å måle graden av variasjon i takykardi-R–R-intervaller.

Variasjonsgrad brukt alene gjør det mulig for enheten å skille ledet AF (som kan gi større R–R-variasjon) fra monomorf VT (som vanligvis er stabil). Variasjonsgrad kan også brukes til å skille monomorfe VT-er (som kan korrigeres ved pacing) fra polymorfe VT-er og VF (som vanligvis ikke kan korrigeres ved pacing).

På grunnlag av pasientens behov kan du velge å programmere Stability (Stabilitet) som en hemmer for å unngå terapi for AF, eller du kan bruke stabilitetsanalyse til å angi hvilken type terapi som skal gis (Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil)).

Stabilitetsalgoritmen beregner differanser mellom RV R–R-intervaller. Disse differansene blir beregnet gjennom hele Duration (Durasjonen); det blir også regnet ut en gjennomsnittsdifferanse. Når Duration (Durasjonen) utløper, evaluerer enheten ryttestabiliteten ved å sammenligne det gjeldende gjennomsnittsdifferansen med den programmerte Stability-terskelen (Stabilitet-terskelen) og/eller Shock if Unstable-teriskler (Sjokk hvis ustabil-teriskler). Hvis gjennomsnittsdifferansen er større enn de programmerte tersklene, erklæres rytmen som Unstable (Ustabil). Uavhengige terskler er tilgjengelige for funksjonene Stability (Stabilitet) (for å hemme) eller Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil); du kan ikke programmere begge i den samme ventrikulære sonen.

Pulsgeneratoren utfører stabilitetsberegninger for alle episoder (til og med når Stability (Stabilitet) er programmert til Off (Av)) og lagrer resultatene i Therapy History (Terapihistorikk). Du kan bruke disse lagrede dataene til å velge en egnet stabilitetsterskel.

### Stabilitet for å hemme

Du kan bruke Stability-parameteren (Stabilitet-parameteren) til å identifisere raske rytmer som har sitt utspring i atrium, f.eks. AF. Disse rytmene kan forårsake ustabile ventrikulære rytmer med en frekvens som overstiger den laveste frekvensterskelen, og som ikke bør behandles. Hvis en

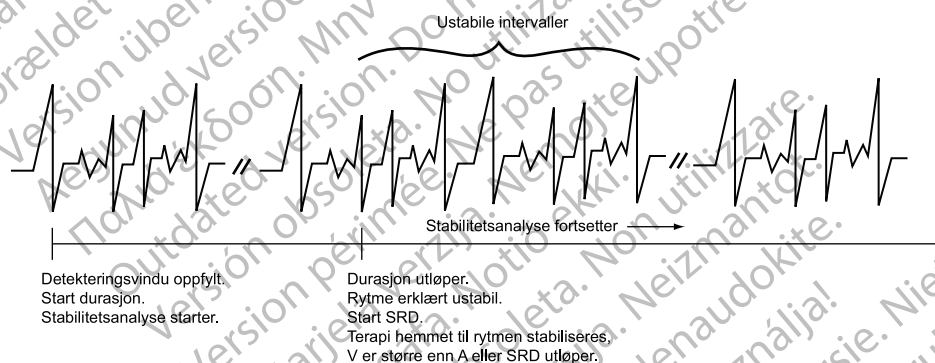
rytme erklæres som stabil når Duration (Durasjonen) utløper, vil den programmerte terapien bli levert. Hvis rytmen erklæres som Unstable (Ustabil), vil ventrikulær terapi bli hemmet.

Hvis en takykardi ved slutten av innledende Duration (Durasjon) erklæres som Unstable (Ustabil) og ventrikulær terapi hemmes, fortsetter pulsgeneratoren å evaluere stabiliteten ved hvert nytt detekterte intervall (Figur 2–21 Stabilitetsevaluering når durasjonen utløper på side 2-29). Stability (Stabilitet) vil ikke hemme terapi hvis:

- V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) fastslår at den ventrikulære frekvensen er høyere enn den atrielle frekvensen
- SRD har utløpt (hvis programmert til On (På))

Ventrikulær terapi vil ikke alltid bli satt i gang selv om den ikke lenger hemmes av Stability (Stabilitet). Terapi kan fortsatt bli hemmet av annen programmert detekteringsforsterkning, slik som f.eks. Onset (når detekteringsforsterkningsfunksjonen Onset/Stability er aktivert) eller vektortiming og korrelasjon (når detekteringsforsterkningsfunksjonen Rhythm ID er aktivert).

**MERKNAD:** Ventrikulær terapi kan også bli hemmet gjennom analyse av Stability-algoritmen (Stabilitet-algoritmen) slik den brukes sammen med forsterkningen AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel).



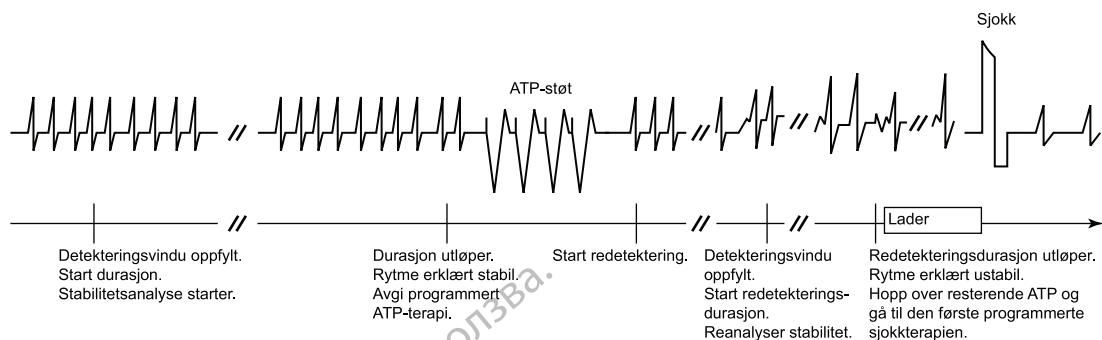
Figur 2–21. Stabilitetsevaluering når durasjonen utløper

### Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil)

Når den er programmert til Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil), bidrar stabilitetsanalysen til å fastslå om enheten bør omgå ventrikulær ATP-terapi til fordel for den første programmerte ventrikulære sjokkterapien (som kan være lav- eller høyenergi) for den ventrikulære sone (Figur 2–22 Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil) på side 2-30).

Dynamiske ventrikulære arytmier som polymorfe VT eller VF kan senses ved en frekvens som er lavere enn den høyeste ventrikulære frekvensterskelen, og kan klassifiseres som Unstable (Ustabile). Fordi den sensedde rytmen kan bli detektert i en lavere ventrikulær sone som ATP kan programmeres i, kan stabilitetsanalysen bli brukt til å hoppe over programmerte ventrikulære ATP-terapier og i stedet gi sjokk til pasienten. Stabilitet evalueres ved hver detekterings-/redetekteringscyklus og mellom burst i et ATP-regime. Når et ventrikulært sjokk er levert i en episode, påvirker ikke lenger funksjonen Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil) valget av terapi.

Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil) kan kun brukes i VT-sone i en 2- eller 3-sonekonfigurasjon. Du kan ikke programmere det i en 2-sonekonfigurasjon hvis Stability (Stabilitet) eller Onset allerede er programmert til On (På), eller hvis Post V Shock Stability (Stabilitet etter V-sjokk) eller AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) er programmert til On (På).



Figur 2–22. Shock if Unstable (Sjokk hvis ustabil)

### Onset

Onset skiller fysiologiske sinustakykardier, som vanligvis starter langsomt, fra patologiske takykardier, som vanligvis starter plutselig. Onset-funksjonen måler hastigheten i den ventrikulære rytmens overgang fra langsom frekvens til takykardi. Hvis overgangen er gradvis, hemmer enheten ventrikulær terapi i den laveste takykardifrekvenssonen.

Når et detekteringsvindu blir oppfylt, foretar pulsgeneratoren en totrinns evaluering av om Onset er plutselig.

- Trinn 1 måler de ventrikulære intervallene før starten på episoden og identifiserer det intervallparet (vendepunktet) hvor sykluslengden ble mest forkortet. Hvis reduksjonen i sykluslengde er lik eller større enn den programmerte Onset-verdien, erklærer trinn 1 plutselig Onset.
- I trinn 2 sammenlignes ytterligere intervaller. Hvis differansen mellom det gjennomsnittlige intervallet før vendepunktet og 3 av de første 4 intervallene etter vendepunktet er lik eller større enn den programmerte Onset-terskelen, erklærer trinn 2 plutselig Onset.

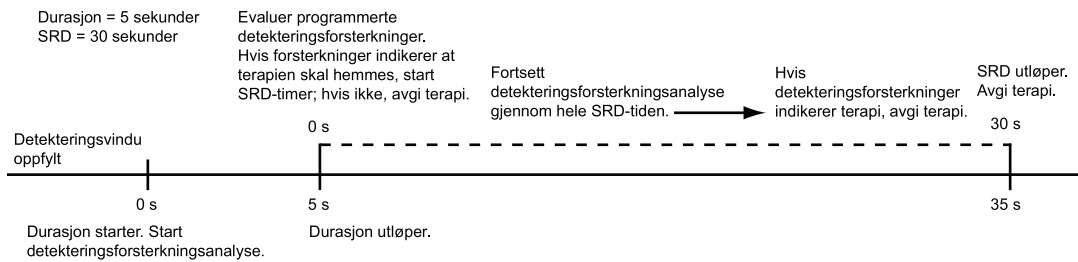
Dersom begge trinnene erklærer at begynnelsen har vært plutselig, settes det i gang terapi. Hvis et av trinnene indikerer en gradvis begynnelse, hemmes innledende ventrikulær terapi i den laveste sonen. Onset vil ikke hemme terapi hvis:

- Frekvensen akselererer til en høyere ventrikulær sone
- Informasjon fra den atrielle elektroden fastslår at RV-frekvensen er raskere enn den atrielle frekvensen ( $V \text{ Rate} > A \text{ Rate}$  (V-frekvens > A-frekvens) er programmert til On (På))
- SRD-timeren utløper

Onset måles kun ved hjelp av RV-intervaller. Funksjonen kan programmeres som en prosentdel av sykluslengden eller som en intervallengde (i ms). Funksjonen er begrenset til den laveste terapisonen i en flersonskonfigurasjon. Den valgte Onset-verdien angir minimumsdifferansen som det må være mellom intervallene som er over og under den laveste programmerte frekvensterskelen. Pulsgeneratoren utfører Onset-beregninger (til og med når funksjonen er programmert til Off (Av)) for alle episoder unntatt induerte eller beordrede episoder. De målte Onset-resultatene fra en totrinnsberegning lagres i terapihistorikken. Du kan bruke disse lagrede dataene til å programmere en egnet Onset-terskel.

### Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens) (SRD)

Ved hjelp av Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens) kan den programmerte ventrikulære terapien bli gitt når en takykardi vedvarer i et programmert tidsrom utover Duration (Durasjonen), selv om de programmerte terapihemmerne (vektortiming og korrelasjon, AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel), Onset og/eller Stability (Stabilitet)) angir at terapi skal hemmes (Figur 2–23 Kombinasjon av Onset ELLER Stabilitet, SRD programmert til På på side 2-31).



**Figur 2-23. Kombinasjon av Onset ELLER Stabilitet, SRD programmert til På**

SRD er kun tilgjengelig i en sone når det er aktivert en hemmingsforsterkning i den sonen. Når detekteringsforsterkningsfunksjonen Rhythm ID er aktivert, kan SRD programmeres separat for sonene VT og VT-1.

- En programmert SRD-timer starter hvis ventrikulær terapi holdes tilbake når Duration (Durasjon) utløper i en sone hvor detekteringsforsterkning er programmert til On (På).
- Hvis detekteringsvinduet i den laveste sonen beholdes for den programmerte SRD-perioden, vil den programmerte ventrikulære terapien bli gitt ved slutten av VT-1 SRD-perioden dersom VT-1 SRD er programmert og rytmen er i VT-1-sonen. Terapi vil bli gitt ved slutten av VT SRD-perioden dersom VT SRD er programmert og rytmen er i VT-sonen.
- Hvis frekvensen akselererer til en høyere ventrikulær sone, detekteringsforsterkning ikke er programmert til On (På) i den høyere sonen, og Duration (Durasjonen) for den høyere sonen utløper, vil enheten sette i gang terapi i den sonen uten å vente på SRD-timeout i en lavere ventrikulær sone. Hvis SRD er programmert til Off (Av), vil ikke en SRD-timer starte når Duration (Durasjonen) utløper, og detekteringsforsterkning kan komme til å hemme terapi i et ubestemt tidsrom.

Det er mulig å programmere en uavhengig Post-shock SRD-verdi (SRD etter sjokk-verdi).

### **Kombinasjoner av AFib-frekvensterskel, stabilitet og vektortiming og korrelasjon**

Kombinasjonen av AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel), Stability (Stabilitet) og vektortiming og korrelasjon gir økt spesifisitet til ventrikulær detektering utover frekvens og durasjon. I tillegg til å bruke AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) og Stability (Stabilitet) til å identifisere AF bruker denne kombinasjonen av forsterkninger vektortiming og korrelasjonsanalyse til å skille SVT-rytmer fra VT-rytmer på grunnlag av ledemønstre i hjertet.

Kombinasjonen av detekteringsforsterkningene AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel), Stability (Stabilitet) og vektortiming og korrelasjon omfatter også V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens); både AFib Rate Threshold og V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) aktiveres når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til On (På). Denne kombinasjonen er bare tilgjengelig når detekteringsforsterkningsfunksjonen Rhythm ID er aktivert, og bare for Initial Detection (Innledende detektering) (Tabell 2-11 Kombinasjoner av AFib-frekvensterskel, stabilitet og vektortiming og korrelasjon, og beslutninger om terapi dersom atriell takyarytmidiskriminering er programmert til På på side 2-32).

Hvis V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) er programmert til On (På) (ved at Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til On (På)) og er True (Sann), vil den overstyre alle hemmingsforsterkninger.

**Tabell 2–11. Kombinasjoner av AFib-frekvensterskel, stabilitet og vektortiming og korrelasjon, og beslutninger om terapi dersom atriell takyarytmidiskriminering er programmert til På**

Detektert ventrikulær rytme <sup>a b c</sup>	Terapibeslutning <sup>d</sup>
Korrelert, Unstable (Ustabil), A > AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Korrelert, Unstable (Ustabil), A < AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Ukorrelert, Unstable (Ustabil), A > AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Ukorrelert, Unstable (Ustabil), A < AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Behandling
Korrelert, Stable (Stabil), A > AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Korrelert, Stable (Stabil), A < AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Ukorrelert, Stable (Stabil), A > AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Behandling
Ukorrelert, Stable (Stabil), A < AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel)	Behandling

- a. Hvis den detekterte ventrikulære rytmen endrer seg, evalueres den aktuelle tilsvarende raden i tabellen.  
 b. Hvis en referansesemal for Rhythm ID (Rytme-ID) ikke er tilgjengelig, anses den detekterte ventrikulære rytmen for å være ukorrelert.  
 c. Ved Post-Shock Detection (Detektering etter sjokk) (hvis aktivert) anses vektortiming og -korrelasjon for å være ukorrelert.  
 d. Beslutninger om å hemme terapi kan overstyres av V > A eller utløp av SRD.

Når Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til Off (Av), brukes vektortiming og korrelasjon til Initial Detection (Innledende detektering), og Stability (Stabilitet) brukes til Post-Shock Detection (Detektering etter sjokk). V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) og AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) brukes ikke lenger (Tabell 2–12 Kombinasjoner av vektortiming og korrelasjon og stabilitet, med terapibeslutninger dersom atriell takyarytmidiskriminering er programmert til Av på side 2-32).

**Tabell 2–12. Kombinasjoner av vektortiming og korrelasjon og stabilitet, med terapibeslutninger dersom atriell takyarytmidiskriminering er programmert til Av**

Detection <sup>a b</sup> (Detektering)	Detektert ventrikulær rytme <sup>a c</sup>	Terapibeslutning
Initial (Innledende)	Korrelert	Hemming <sup>d</sup>
Initial (Innledende)	Ukorrelert	Behandling
Post-Shock (Etter sjokk)	Unstable (Ustabil)	Hemming <sup>d</sup>
Post-Shock (Etter sjokk)	Stable (Stabil)	Behandling

- a. Hvis den detekterte ventrikulære rytmen endrer seg, evalueres den aktuelle tilsvarende raden i tabellen.  
 b. Hvis Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmidiskriminering) er programmert til Off (Av), brukes vektortiming og -korrelasjon til Initial Detection (Innledende detektering), og Stability (Stabilitet) brukes til Post-Shock Detection (Detektering etter sjokk).  
 c. Hvis en referansesemal for Rhythm ID (Rytme-ID) ikke er tilgjengelig, anses den detekterte ventrikulære rytmen for å være ukorrelert.  
 d. Beslutninger om å hemme terapi kan overstyres av SRD.

### Kombinasjoner av AFib-frekvensterskel, stabilitet og onset

Kombinasjonen av AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel), Stability (Stabilitet) og Onset gir økt spesifisitet til ventrikulær detektering utover frekvens og durasjon. Denne kombinasjonen av detekteringsforsterkninger er bare tilgjengelig når detekteringsforsterkningsfunksjonen Onset/ Stability er aktivert, og bare for Initial Detection (Innledende detektering). Når detekteringsforsterkninger er aktivert, vil de anbefale eller hemme terapi for en gitt sone.

Hvis alle parametrene AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel), Stability (Stabilitet) og Onset er programmert til On (På), vil det bli satt i gang ventrikulær terapi hvis rytmen har en plutselig begynnelse (onset), den ventrikulære frekvensen er stabil, eller den atrielle frekvensen er lavere

enn AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (Tabell 2–13 Kombinasjoner av AFib-frekvensterskel, stabilitet og onset, og beslutninger om ventrikulær terapi på side 2-33).

**Tabell 2–13. Kombinasjoner av AFib-frekvensterskel, stabilitet og onset, og beslutninger om ventrikulær terapi**

Detektert ventrikulær rytme <sup>a</sup>	Terapibeslutning <sup>b</sup>
Gradvis, Unstable (Ustabil), $A > \text{AFib Rate Threshold}$ (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Gradvis, Unstable (Ustabil), $A < \text{AFib Rate Threshold}$ (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Plutselig, Unstable (Ustabil), $A > \text{AFib Rate Threshold}$ (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Plutselig, Unstable (Ustabil), $A < \text{AFib Rate Threshold}$ (AFib-frekvensterskel)	Behandling <sup>c</sup>
Gradvis, Stable (Stabil), $A > \text{AFib Rate Threshold}$ (AFib-frekvensterskel)	Behandling
Gradvis, Stable (Stabil), $A < \text{AFib Rate Threshold}$ (AFib-frekvensterskel)	Hemming
Plutselig, Stable (Stabil), $A > \text{AFib Rate Threshold}$ (AFib-frekvensterskel)	Behandling
Plutselig, Stable (Stabil), $A < \text{AFib Rate Threshold}$ (AFib-frekvensterskel)	Behandling

a. Hvis den detekterte ventrikulære rytmen endrer seg, evalueres den aktuelle tilsvarende raden i tabellen.

b. Beslutninger om å hemme terapi kan overstyres av  $V > A$  eller utløp av SRD.

c. Hvis  $V \text{ Rate (V-frekvens)} > A \text{ Rate (A-frekvens)}$  er programmert til On (På) og er False (Usann), vil ventrikulær terapi bli hemmet fordi rytmen er ustabil.

Hvis  $V \text{ Rate (V-frekvens)} > A \text{ Rate (A-frekvens)}$  er programmert til On (På) og er True (Sann), vil den overstyre alle hemmingsforsterkninger.

### Kombinasjoner av onset og stabilitet

Når funksjonen Stability (Stabilitet) er programmert til å hemme, kan den kombineres med Onset for å gi klassifiseringen av arytmier enda høyere spesifisitet.

Denne kombinasjonen av detekteringsforsterkninger er bare tilgjengelig når detekteringsforsterkningsfunksjonen Onset/Stability er aktivert, og bare for Initial Detection (Innledende detektering). Du kan programmere forsterkningene til å sette i gang ventrikulær terapi ved å velge følgende alternativer (Tabell 2–14 Kombinasjoner av onset og stabilitet, og beslutninger om terapi på side 2-34):

- Både Onset Og Stability (Stabilitet) indikerer behandling
- Enten Onset Eller Stability (Stabilitet) indikerer behandling

På grunnlag av disse programmeringsvalgene vil ventrikulær terapi bli hemmet når et av de følgende kriteriene er oppfylt:

- Hvis du programmerer kombinasjonen Onset Og Stability (Stabilitet), hemmes ventrikulær terapi hvis en av parametrene indikerer at terapi bør holdes tilbake; det vil si at rytmen er gradvis eller ustabil (og-betingelsen for behandling er ikke oppfylt).
- Hvis du programmerer kombinasjonen Onset Eller Stability (Stabilitet), hemmes ventrikulær terapi umiddelbart ved utløpet av Duration (Durasjonen) kun hvis begge parametrene indikerer at terapi bør holdes tilbake; det vil si at rytmen er gradvis og ustabil (eller-betingelsen for behandling er ikke oppfylt).

I begge tilfeller vil det kun bli satt i gang ventrikulær terapi dersom og-/eller-betingelsene for behandling er oppfylt. Når disse to kombinasjonene (Og/Eller) brukes sammen med SRD og Og-/

Eller-betingelsene ikke oppfylles, vil ventrikulær terapi bli hemmet inntil V Rate (V-frekvens) > A Rate (A-frekvens) er True (Sann) eller SRD utløper (Tabell 2–14 Kombinasjoner av onset og stabilitet, og beslutninger om terapi på side 2-34).

Tabell 2–14. Kombinasjoner av onset og stabilitet, og beslutninger om terapi

Detektert rytme	Kombinasjonen onset Og stabilitet <sup>a b c</sup>	Kombinasjonen onset Eller stabilitet <sup>c</sup>
Gradvis, Unstable (Ustabil)	Hemming	Hemming
Gradvis, Stable (Stabil)	Hemming	Behandling
Plutselig, Unstable (Ustabil)	Hemming	Behandling
Plutselig, Stable (Stabil)	Behandling	Behandling

- a. Hvis den detekterte ventrikulære rytmen endrer seg, evalueres den aktuelle tilsvarende raden i tabellen.  
 b. Og-kombinasjonen er nominell innstilling når begge er aktivert.  
 c. Beslutninger om å hemme terapi kan overstyres av V > A eller utløp av SRD.



# TAKYARYTMITERAPI

---

## KAPITTEL 3

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “Ventrikulær terapi” på side 3-2
- “Antitakykardipacingterapi og -parametre” på side 3-7
- “Ventrikulær sjokkterapi og -parametre” på side 3-15

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívat.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Version obsolete. Ärge kasutage.  
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.  
Outdated version. Do not use.  
Version obsolete. Ne utilizar.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Úreilt útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsolete. 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.  
Versione expirată. A nu se utiliza.  
Zastaraná verzia. Nepoužívať.  
Zastarela različica. Ne uporabite.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

## VENTRIKULÆR TERAPI

Pulsgeneratoren kan avgi følgende typer terapi for å bestemme VT eller VF:

- Antitakykardipacing (ATP)
- Kardioversjons-/defibrilleringssjokk

ATP-pacingregimer er støt av pacingpulser som avgis mellom de ventrikulære pace/sense-elektrodenes. Sjokk er bifasiske pulser med høy spenning som avgis via sjokkelektrodenes synkront med den registrerte hjerteaktiviteten.

**ADVARSEL:** I MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) stoppes takykarditerapien midlertidig. Systemet vil ikke detektere ventrikkelarytmier, og pasienten vil ikke motta ATP eller sjokkdefibrilleringsterapi før pulsgeneratoren programmeres tilbake til normal modus. Pasienten skal kun skannes hvis vedkommende i henhold til en klinisk vurdering er i stand til å tåle manglende takykardi beskyttelse hele tiden pulsgeneratoren er i MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus).

### Forskrivning av ventrikulær terapi

Forskrivning av ventrikulær terapi bestemmer hvilken type terapi som skal avgis i en bestemt ventrikelfrekvenssone. Dette består av ventrikulær ATP og/eller sjokk. Hver ventrikulære sone kan programmeres med uavhengige forskrivninger for ventrikulær terapi (Figur 3–1 Forskrivning av ventrikulær terapi, 3-sonekonfigurasjon på side 3-2).

↑ Hver sone må terapistyrken være i stigende rekkefølge. ↓

	Laveste styrke		→ Høyeste styrke				
	Sone	ATP1 <sup>2</sup>	ATP2 <sup>2</sup>	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1 <sup>1</sup>	Sjokk 2 <sup>1</sup>	Gjenværende (maksimale) sjokk <sup>1</sup>
Mellom sonene er terapistyrker ikke begrenset.	VF	Ikke tilgjengelig		På/av	0,1-maks. J	0,1-maks. J	maks. J
	VT	Alle tilgjengelige ATP-typer	Alle tilgjengelige ATP-typer	Ikke aktuelt	0,1-maks. J	0,1-maks. J	maks. J
	VT-1	Alle tilgjengelige ATP-typer	Alle tilgjengelige ATP-typer	Ikke aktuelt	0,1-maks. J	0,1-maks. J	maks. J

<sup>1</sup> I den laveste sonen i en konfigurasjon med flere soner kan noen av eller alle sjokkene programmeres som Off (Av), de maksimale sjokkene starter først. Hvis de maksimale sjokkene er programmert som Off (Av), kan sjokk 2 programmeres som Off (Av). Hvis sjokk 2 er programmert som Off (Av), kan sjokk 1 programmeres som Off (Av). Hvis arytmi vedvarer i den laveste sonen når noen av eller alle sjokkene er programmert som Off (Av), avgis det ingen ytterligere sjokkterapi med mindre arytmi akselererer til en høyere sone. En terapiaktiviseringsknapp er tilgjengelig i terapivinduet for VT- eller VT-1-sonen, slik at all ATP- og sjokkterapi kan deaktiveres raskt i den aktuelle sonen.

<sup>2</sup> Ventrikulær ATP-terapi kan programmeres som Off (Av), Burst (Støt), Ramp (Ramping), Scan (Skanning) eller Ramp/Scan (Ramping/skanning) i VT-1- og VT-soner.

<sup>3</sup> Quick Convert ATP kan programmeres til en frekvens på 250 eller 300. Denne fotnoten gjelder for denne og alle påfølgende tabeller i denne delen.

Figur 3–1. Forskrivning av ventrikulær terapi, 3-sonekonfigurasjon

Terapiene i en ventrikulær sone må rekvireres med stigende terapistyrke. Alle ventrikulære ATP-terapi anses for å ha samme styrke, men er svakere enn sjokkterapi. Styrken på sjokkterapiene bestemmes av den programmerte energien. I en flersonekonfigurasjon kan terapiene i en høyere ventrikulær sone være svakere, sterkere enn eller ha samme styrke som dem i en lavere ventrikulær sone, men innenfor hver sone må terapiene programmeres i samme eller stigende energieffekt.

## Valg av ventrikulær terapi

Pulsgeneratoren bestemmer hvilken ventrikulær terapi som skal avgis, basert på følgende regler:

- Hver påfølgende terapi som leveres, må være sterkere enn eller lik styrken på den forrige terapien i en ventrikulær episode. Når en ventrikulær sjokkterapi er avgitt, er det ikke tillatt med flere ventrikulære ATP-terapien i den aktuelle episoden fordi ATP-terapien er svakere enn sjokkterapien. Hvert påfølgende ventrikulære sjokk som avgis, må være sterkere enn eller ha samme styrke, uavhengig av endringene i den ventrikulære sonen under en ventrikulær episode.
- Hvert ventrikulære ATP-regime (som kan bestå av flere støt) kan kun avgis én gang under en ventrikulær episode.
- Opptil 8 sjokk kan avgis i en ventrikulær episode. De to første 2 sjokkene kan programmeres. Følgende ikke-programmerbare sjokk med maksimumsenergi er tilgjengelig i hver sone:
  - VT-1-sone: 3 sjokk med maksimumsenergi
  - VT-sone: 4 sjokk med maksimumsenergi
  - VF-sone: 6 sjokk med maksimumsenergi

**MERKNAD:** Hvis et sjokk avledes med kommandoen *DIVERT THERAPY* (Avled terapi) på programmereren, på grunn av bruk av magnet eller *Diverted-Reconfirm* (Avledet / Ny bekreftelse), telles ikke det avledede sjokket som ett av de tilgjengelige sjokkene for den aktuelle takyarytmiepisoden. Beordrede terapien og *STAT SHOCK* (Akutt sjokk) telles heller ikke som ett av de tilgjengelige sjokkene for en episode, og påvirker ikke påfølgende valg av terapi.

Basert på initiale ventrikulære detekteringskriterier velger pulsgeneratoren den første forskrevne terapien i den ventrikulære sonen der takyarytmien er registrert (dvs., detektering er oppfylt, se "Ventrikulær detektering" på side 2-7). Når den valgte terapien er avgitt, starter pulsgeneratoren en ny detektering for å finne ut om arytmien er blitt konvertert.

- Hvis arytmien er konvertert til en frekvens som ligger under den laveste programmerte terskelen, fortsetter pulsgeneratoren monitoreringen til episoden er erklært over. Når episoden er over, bruker pulsgeneratoren igjen initiale ventrikulære detekteringskriterier for en ny episode. Når en ny episode erklæres, avgis den første forskrevne terapien igjen.
- Hvis arytmien ikke er konvertert og det detekteres en arytmi på nytt i den samme ventrikulære sonen, velges og avgis den neste programmerte terapien i den aktuelle sonen (Figur 3–2 Fremdrift for terapien, arytmi vedvarer i den samme sonen som initialt detektert på side 3-4), etterfulgt av en ny detektering. Hvis arytmien vedvarer i den samme sonen, vil terapien fortsette i den aktuelle sonen.
- Hvis en arytmi krysser ventrikulære soner (akselererer eller deselererer) etter en avgitt terapi og detekteres på nytt i en høyere eller lavere ventrikulær sone, velges en terapi med samme eller sterkere styrke enn den forrige avgitte terapien fra den detekterte sonen og avgis. For sjokkterapi bestemmer pulsgeneratoren hvilket sjokk som skal avgis før kondensatoren lades basert på den detekterte frekvensterskelen. Hvis takyarytmien akselererer eller deselererer fra den initialt detekterte frekvensen mens kondensatoren lades, vil den forhåndsdefinerte energien likevel bli avgitt.

Se Figur 3–3 Fremdrift for terapien, ATP1 i VT-sonen eller sjokk 2 i VF-sonen på side 3-4 til Figur 3–10 Fremdrift for terapien, ATP1 i VT-sonen akselererer rytmen, QUICK CONVERT ATP hoppes over i VF-sonen på side 3-6.

Etter hver avgitte terapi skjer det en redetektering for å bestemme om ytterligere terapi er nødvendig. Bruk følgende informasjon når du skal tolke terapifremdriftstallene:

- Etter hver redetekteringssyklus avgis terapien i retningen som angis av tallene med sirkel rundt.
- Skrått oppadgående linjer indikerer akselerasjon av arytmien til en høyere ventrikulær sone.
- Skrått nedadgående linjer indikerer deselerasjon inn i en lavere ventrikulær sone.
- Terapien med lavest styrke er i ATP-kolonnene, terapistyrken øker mot høyre i tabellen.

**MERKNAD:** I VT-1-sonen i en 3-sonekonfigurasjon eller VT-sonen i en 2-sonekonfigurasjon kan ett eller to ATP-regimer programmerer som eneste terapi, med alle sjokk i den laveste sonen innstilt på Off (Av). Hvis disse pacingregimene ikke stopper en arytmi som er detektert i den laveste sonen, avgis det ingen videre terapi i episoden, med mindre frekvensen detekteres på nytt i en høyere sone.

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende sjokk
VF			På/av	5 J	11 J	maks. maks. maks. maks. maks.
VT	Støt	Skanning	Ikke aktuelt	3 J	9 J	maks. maks. maks. maks.
VT-1	① Støt	② Ramping	Ikke aktuelt	③ 0,1 J	④ 2 J	⑤ maks. ⑥ maks. ⑦ maks.

Figur 3–2. Fremdrift for terapien, arytmi vedvarer i den samme sonen som initialt detektert

ATP1 i VT-sonen avgis fordi det anses for å ha samme styrke som VT-1 ATP2-terapi.

Når rytmen akselererer til VF-sonen, avgis sjokk 2 i VF-sonen fordi sjokk 1 er et lavere energinivå enn sjokk 1 i VT-sonen.

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende sjokk
VF			På/av	2 J	⑤ 11 J	maks. maks. maks. maks. maks.
VT	③ Støt	Av	Ikke aktuelt	④ 3 J	9 J	⑥ maks. ⑦ maks. ⑧ maks. ⑨ maks.
VT-1	① Støt	② Ramping	Ikke aktuelt	0,1 J	2 J	maks. maks. maks.

Figur 3–3. Fremdrift for terapien, ATP1 i VT-sonen eller sjokk 2 i VF-sonen

Når rytmen akselererer tilbake til VT-sonen, avgis ATP2-terapi fordi ATP1 allerede er brukt i løpet av episoden.

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende sjokk
VF			På/av	11 J	17 J	⑦ maks. ⑧ maks. ⑨ maks. maks. maks.
VT	① Støt	③ Skanning	Ikke aktuelt	④ 5 J	9 J	⑥ maks. ⑧ maks. ⑨ maks.
VT-1	② Støt	Ramping	Ikke aktuelt	3 J	⑤ 5 J	maks. maks. maks.

Figur 3–4. Fremdrift for terapien, ATP2-terapi

Dette er det tredje sjokket, siden to programmerbare sjokk er avgitt.

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende sjokk
VF			På/av	5 J	11 J	⑥ maks. maks. maks. maks. maks.
VT	② Støt	③ Skanning	Ikke aktuelt	④ 1,1 J	9 J	⑦ maks. ⑧ maks. ⑨ maks.
VT-1	① Støt	Ramping	Ikke aktuelt	⑤ 3 J	5 J	maks. maks. maks.

Når rytmen deselererer til VT-1-sonen, avgis ikke ATP2 for VT-1-sonen siden det allerede er avgitt et sjokk i VT-sonen. Terapien med neste høyere styrke (sjokk 1 for VT-1-sonen) avgis derfor.

Figur 3-5. Fremdrift for terapien, sjokk 1 i VT-1-sonen

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende sjokk
VF			På/av	2 J	11 J	maks. maks. maks. maks. maks.
VT	Støt	Skanning	Ikke aktuelt	3 J	9 J	maks. maks. maks. maks.
VT-1	① Støt	② Ramping	Ikke aktuelt	③ 0,1 J	④ 2 J	Av Av Av

Hvis arytmien vedvarer i VT-1-sonen etter at det andre sjokket er avgitt, avgis det ingen ytterligere sjokkterapi med mindre arytmien akselererer til en høyere sone, siden sjokk 3-5 er programmert som Off (Av) i VT-1-sonen.

Figur 3-6. Fremdrift for terapien, sjokk 3 til 5 innstilt på Off (Av) i VT-1-sonen

Arytmien akselererte tilbake til VF-sonen, det sjuende sjokket avgis. Arytmien vedvarer i VF-sonen, og det åttende (og siste) sjokket avgis derfor.

Et sjette sjokk avgis siden arytmien er i VF-sonen.

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende sjokk
VF			På/av	2 J	11 J	⑦ maks. ⑧ maks. ⑨ maks. ⑩ maks.
VT	Støt	Av	Ikke aktuelt	3 J	9 J	⑤ maks. ⑥ maks. maks. maks.
VT-1	① Støt	② Ramping	Ikke aktuelt	③ 0,1 J	④ 2 J	maks. maks. maks.

Arytmien deselererte til en lavere sone, et ekstra sjokk vil ikke bli avgitt før arytmien akselererer tilbake til VF-sonen.

Figur 3-7. Fremdrift for terapien, sjette sjokk avgitt

Hvis rebekkeffelse indikerer at arytmien persisterer etter levering av QUICK CONVERT ATP, vil pulsgeneratoren umiddelbart begynne å lade for sjokk 1.

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende Sjokk
VF			① On	② 11 J	③ 21 J	maks maks maks maks maks maks
VT	Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	maks maks maks maks
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	maks maks maks

Figur 3–8. Fremdrift for terapien, QUICK CONVERT ATP og sjokk i VF-sonen

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende Sjokk
VF			① On	2 J	11 J	maks maks maks maks maks maks
VT	② Burst	③ Scan	N/A	④ 3 J	⑤ 9 J	maks maks maks maks
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	maks maks maks

ATP1 i VT sone leveres fordi den anses å være like sterk som QUICK CONVERT ATP terapi.

Figur 3–9. Fremdrift for terapien, QUICK CONVERT ATP deselererer rytmen, ATP1 og sjokk avgitt i VT-sonen

Når rytmen akselererer til VF-sonen, blir sjokk 1 levert fordi QUICK CONVERT ATP bare er tilgjengelig som første terapi for en episode.

Sone	ATP1	ATP2	QUICK CONVERT ATP	Sjokk 1	Sjokk 2	Gjenværende Sjokk
VF			On	② 11 J	③ 21 J	maks maks maks maks maks maks
VT	① Burst	Scan	N/A	3 J	9 J	maks maks maks maks
VT-1	Burst	Ramp	N/A	0,1 J	2 J	maks maks maks

Figur 3–10. Fremdrift for terapien, ATP1 i VT-sonen akselererer rytmen, QUICK CONVERT ATP hoppes over i VF-sonen

## Ventricular Redetection etter Ventricular Therapy Delivery

Etter levering av ventrikulær terapi, bruker pulsgeneratoren redeteksjons kriterier for å evaluere rytmen og bestemme om mer terapi er nødvendig. Når redeteksjonskriteriene er oppfylt, vil reglene for terapivalg deretter avgjøre hvilken type terapi som skal leveres.

### Ventrikulær redetektering etter ventrikulær ATP-terapi

Ventrikulær redetektering etter ventrikulær ATP-terapi bestemmer om en arytmi er blitt stoppet.

Når et ventrikulært ATP-regime er avgitt, monitorerer pulsgeneratoren hjertefrekvensen etter hvert støt og bruker vinduer for ventrikulær detektering (ser etter 8 av 10 raske intervaller) og den ventrikulære redetekteringsdurasjonen for å bestemme om arytmien er stoppet.

ATP-regimet fortsetter med de neste støtene i sekvensen til ett av følgende forhold er oppfylt:

- Redetekteringen erklærer at terapien har vært vellykket (episoden er over)
- Det angitte antallet ATP-støt i regimet er avgitt
- ATP-timeouten for den ventrikulære sonen er utløpt
- Den detekterte ventrikulære arytmi frekvensen endres til en annen ventrikulær frekvenssone, og en annen terapi velges
- Shock If Unstable (Sjokk hvis ustabil) tvinger enheten til å hoppe over den gjenværende ATP-terapien og starte en sjokkterapi
- En kommando av typen DIVERT THERAPY (Avled terapi) mottas fra PRM mens et støt i et regime avgis
- Et magnetavbrudd oppstår mens et regime avgis
- Den midlertidige takykardimodusen er endret
- Det er bedt om en beordret terapi
- Episoden slutter på grunn av omprogrammert takykardimodus, omprogrammerte ventrikulære takykardiparametre eller forsøk på induksjonsmetode eller elektrodetest

**MERKNAD:** Hvis et ATP-støt avbrytes, stoppes det aktuelle ATP-regimet. Hvis ytterligere terapi er nødvendig, starter den neste programmerte terapien (enten ATP eller sjokk) i den forskrevne behandlingen.

### Ventrikulær redetektering etter ventrikulær sjokkterapi

Ventrikulær redetektering etter ventrikulær sjokkterapi bestemmer om en arytmi er blitt stoppet.

Når en sjokkterapi er avgitt, monitorerer pulsgeneratoren hjerterefrekvensen etter hvert sjokk og bruker ventrikulære detekteringsvinduer (ser etter 8 av 10 raske intervaller) og detekteringsforsterkninger etter sjokket (hvis aktuelt) for å bestemme om arytmien er stoppet. Sjokkterapien fortsetter til ett av følgende forhold er oppfylt:

- Redetekteringen erklærer at terapien har vært vellykket (episoden er over)
- Alle tilgjengelige ventrikulære sjokk er avgitt for en episode
- Rytmen redetekteres enten i VT- eller VT-1-sonen, det tilgjengelige antallet programmerte sjokk i disse sonene er avgitt, og arytmien forblir i en av disse lavere sonene

Hvis alle tilgjengelige sjokk er avgitt for en episode, er ingen ytterligere terapi tilgjengelig før pulsgeneratoren monitorerer en frekvens under den laveste frekvensterskelen i 30 sekunder, og det er erklært at episoden er over.

### ANTITAKYKARDIPACINGTERAPIER OG -PARAMETRE

Antitakykardipacingterapi (ATP) og -parametre gjør at pulsgeneratoren kan avbryte de følgende raske rytmene ved å avgi en serie med kritisk tidsbestemte pacingpulser:

- Monomorf ventrikkeltakykardi
- Supraventrikulære takykardier

ATP-terapi avgis når den siste sensede hendelsen oppfyller de programmerte detekteringskriteriene (Figur 3–11 ATP terapiens grunnleggende parametre er Coupling Interval, Burst Cycle Length, Number of Bursts og Number of Pulses innenfor hver burst, på side 3-8).

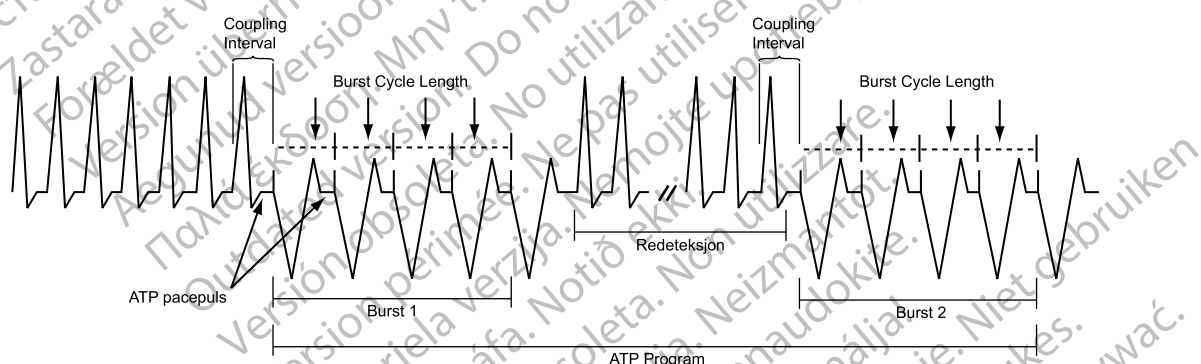
Et ATP-regime kan tilpasses med følgende parametre:

- Antall støt som avgis
- Antall pulser i hvert støt
- Koblingsintervall
- Støtsykluslengde
- Minimum pacingintervall

Disse parametrene kan programmeres for å generere følgende ATP-terapiregimer:

- Burst (Støt)
- Ramp (Ramping)
- Scan (Skann)
- Ramp/Scan (Ramping / Skann)

ATP-amplityden og pulsbredden er den samme i alle regimer. De kan programmeres uavhengig av de normale pacinginnstillingene. ATP Amplitude (ATP-amplitude) og Pulse Width (Pulsbredde) har samme programmerbare verdi som post-terapipacinginnstillingene.



Figur 3–11. ATP terapiens grunnleggende parametre er Coupling Interval, Burst Cycle Length, Number of Bursts og Number of Pulses innenfor hver burst.

## Støtparametre

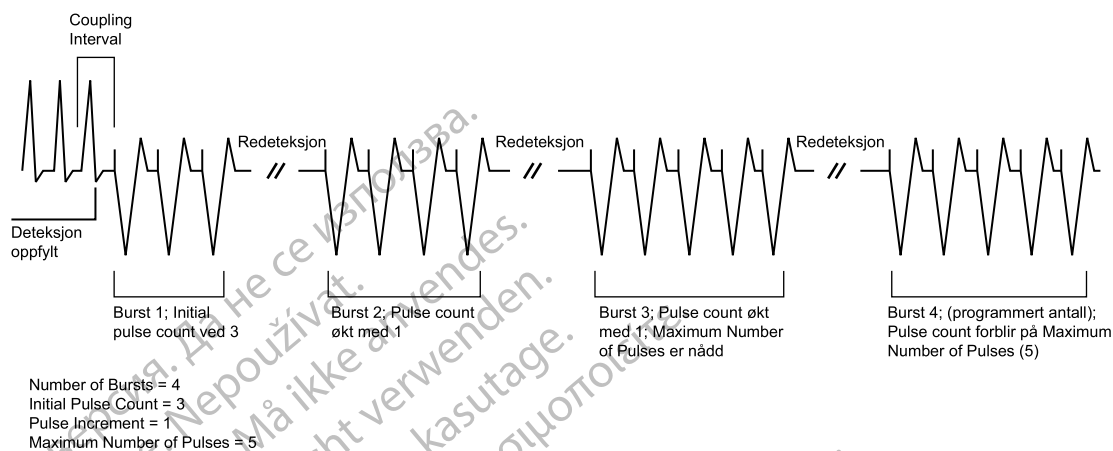
Et støt er en serie kritisk tidsbestemte pacingpulser som pulsgeneratoren avgir under en ATP-terapi. Ved å programmere støtparametre kan du optimalisere ATP-terapien for pasienten.

Alle ATP-regimer har flere parametre til felles. I tillegg til å programmere typen regime (Off (Av), Burst (Støt), Ramp (Ramping), Scan (Skann), Ramp/Scan (Ramping / Skann) kan følgende støtparametre programmeres (Figur 3–12 Interaksjon av Maximum Number of Pulses og Number of Bursts på side 3-9):

- Parameteren Number of Bursts (Antall støt) bestemmer hvor mange støt som skal brukes i et ATP-regime, og kan programmeres uavhengig for hvert ATP-regime. Hvis parameteren innstilles på Off (Av), deaktiveres ATP-regimet.
- Parameteren for initialt antall pulser bestemmer hvor mange pulser som skal avgis i det første støtet i et regime.
- Parameteren for pulsinkrement bestemmer antall pulser per støt som skal økes for hvert påfølgende støt i regimet.
- Parameteren for maksimalt antall pulser bestemmer det høyeste antallet pulser som brukes i et ATP-støt, og kan programmeres uavhengig for hvert ATP-regime. Når maksimalt antall



pulser er nådd i et støt, inneholder hvert ekstra støt som er igjen i regimet, det programmerte maksimale antallet pulser. Parameteren er kun tilgjengelig hvis parameteren for pulsinkrement er høyere enn null.



Figur 3-12. Interaksjon av Maximum Number of Pulses og Number of Bursts

### Koblingsintervall og koblingsintervalldekrement

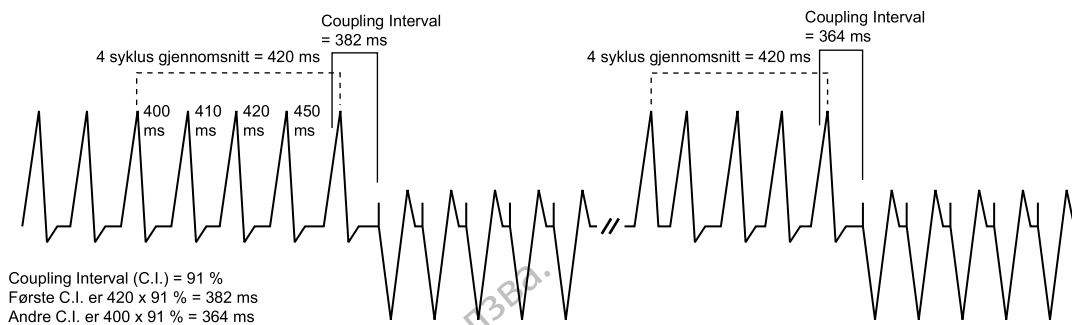
Parameteren Coupling Interval (Koblingsintervall) styrer tidspunktet for den første pulsen i et støt. Den definerer tiden mellom den siste sensede hendelsen som oppfyller detekteringskriteriene, og når den første pulsen i et støt avgis.

Parameteren Coupling Interval (Koblingsintervall) programmeres uavhengig av parameteren Burst Cycle Length (Støtsykluslengde). Dette gjør at aggressive rampinger og skanninger kan brukes uten at det kompromitterer registreringen av den første pacingpulsen i et støt. Parameteren Coupling Interval (Koblingsintervall) kan programmeres som:

- Adaptiv, med tidspunkt angitt som presenter av den beregnede gjennomsnittlige hjertefrekvensen
- Et fast intervall, med tidspunkt angitt i absolutt tid (ms) uavhengig av den målte gjennomsnittsfrekvensen

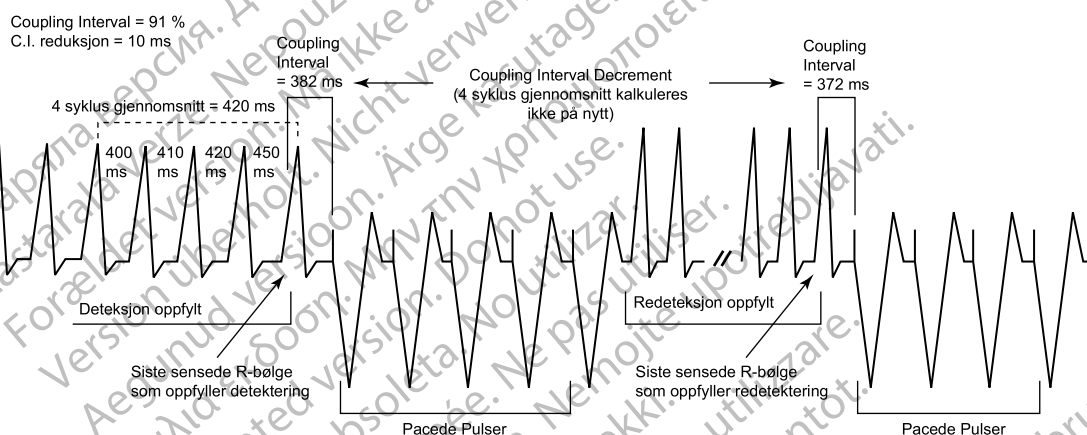
Når parameteren Coupling Interval (Koblingsintervall) programmeres som adaptiv, justeres den til pasientens rytme basert på gjennomsnittet i fire sykluser (Figur 3-13 Adaptive Coupling Interval, Coupling Interval Decrement og Scan Decrement programmert til 0 på side 3-10). Parameteren Coupling Interval Decrement (Koblingsintervalldekrement) kan programmeres slik at koblingsintervallet reduseres fra et støt til det neste i et regime med flere støt (Figur 3-14 Coupling Interval Decrement på side 3-10).

**MERKNAD:** Du kan ikke programmere et ATP-støt som varer lenger enn 15 sekunder. Lengden på et adaptivt støt beregnes på grunnlag av intervallet i den ventrikulære sonen der ATP er programmert, noe som betyr at det er basert på "worst-case-timing".



Det 4 syklus gjennomsnittet er kun kalkulert på de fire syklusene før hver takykardi terapeleveranse når ingen Decrement (Coupling Interval eller Scan) er programmert.

Figur 3–13. Adaptive Coupling Interval, Coupling Interval Decrement og Scan Decrement programmert til 0



Figur 3–14. Coupling Interval Decrement

Det må tas hensyn til informasjonen nedenfor når parameteren Coupling Interval (Koblingsintervall) og Coupling Interval Decrement (Koblingsintervalldecrement) programmeres:

- Når Coupling Interval Decrement (Koblingsintervalldecrement) innstilles på On (På), kalles det programmerte ATP-regimet for en skanning
- Når Coupling Interval (Koblingsintervall) programmeres som adaptiv, vil koblingsintervallet ikke tilpasse seg på nytt etter redetektering når det følgende er innstilt på On (På) (høyere enn null):
  - Coupling Interval Decrement (Koblingsintervalldecrement) – dekrementverdien bestemmer tidspunktet for den første pulsen i påfølgende støt
  - Scan Decrement (Skannedekrement) – dekrementverdien bestemmer tidspunktet for den andre pulsen i påfølgende støt

### Støtsyklulengde (BCL)

Parameteren Burst Cycle Length (Støtsyklulengde) styrer intervallet mellom pacingpulser etter koblingsintervallet.

Denne timingen styres på samme måte som koblingsintervallet: frekvensadaptiv til den sensede takykardien eller fast tid angitt i ms.

**MERKNAD:** En adaptiv støtsykluslengde (BCL) påvirkes på samme måte som et adaptivt koblingsintervall; den gjennomsnittlige sykluslengden rekalkuleres ikke kontinuerlig for påfølgende støt hvis parameteren Scan Decrement (Skannedekrement) eller Coupling Interval Decrement (Koblingsintervalldekrement) er innstilt på On (På).

Følgende parametre kan programmeres for å dekrementere lengden på støtsyklusen under et ATP-regime:

- Ramp Decrement (Rampingdekrement) styrer pulstiming i et gitt støt
- Scan Decrement (Skannedekrement) styrer pulstiming mellom støt

## Minimumsintervall

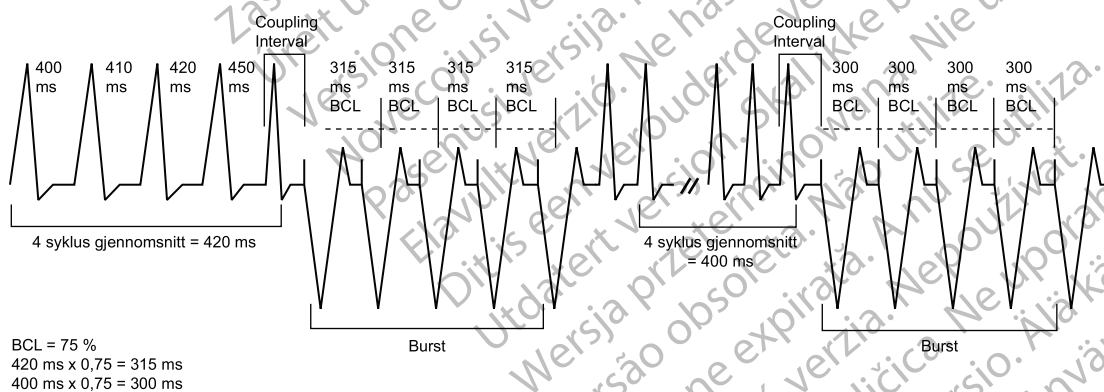
Minimum Interval (Minimumsintervall) begrenser koblingsintervallet og støtsykluslengden (BCL) i Burst (Støt), Ramp (Ramping) og Scan (Skann).

Hvis koblingsintervallet når grensen, vil påfølgende koblingsintervaller forbli ved minimumsverdien. Hvis støtsykluslengden (BCL) når grensen, vil påfølgende støtsykluslengder også forbli ved minimumsverdien. Koblingsintervallet og støtsykluslengden (BCL) kan nå grensen uavhengig av hverandre.

## Støtregime

Et støtregime er en sekvens med kritisk tidsbestemte pacingpulser som har som mål å avbryte en reentry-sløyfe, og som vanligvis avgis ved en frekvens som er raskere enn pasientens takykardi.

Et ATP-regime defineres som et støt (angitt på PRM-skjermen) når timingen av alle pacingintervaller i et støt er den samme. Den første støtsykluslengden (BCL) for hvert støt bestemmes av den programmerte støtsykluslengden. Når det er programmert mer enn én puls i et støt, kan du bruke støtsykluslengden (BCL) til å styre timingen mellom disse pacede pulsene (Figur 3–15 Adaptiv frekvens Burst scheme på side 3-11).



Det første BCL av hver burst er kalkulert ved å multiplisere det 4 syklus gjennomsnittet for leveranse av den første pacingpulsen til burst'en, av BCL-prosentandelen.

**Figur 3–15. Adaptiv frekvens Burst scheme**

## Rampingregime

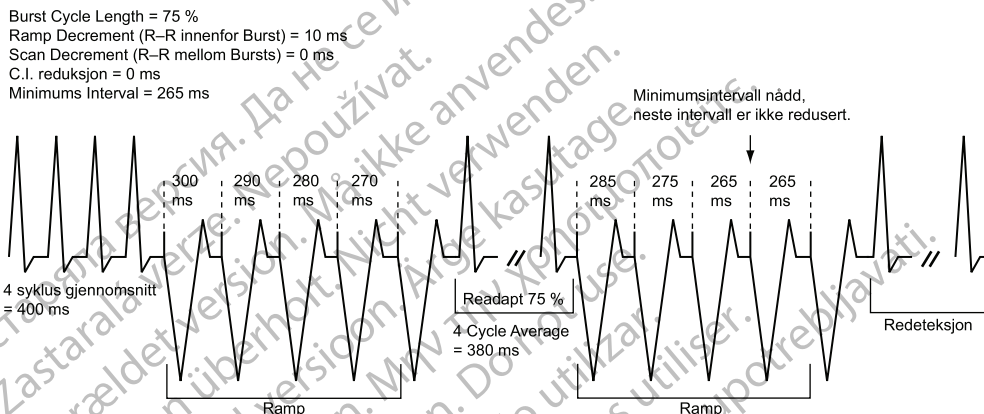
Et rampingregime er et støt der hvert pacet-til-pacet-intervall i støtet er forkortet (dekrementert).

For å programmere et rampingregime (i ms) programmerer du Ramp Decrement (Rampingdekrement) for å angi hvor mye pacet-til-pacet-intervallet skal forkortes, og innstiller Scan Decrement (Skannedekrement) og Coupling Interval Decrement

(Koblingsintervalldekrement) på 0 ms. Etter hvert som hver pacet puls i et støt avgis, forkortes intervallet av det programmerte rampingdekrementet til ett av det følgende inntreffer:

- Den siste pacede pulsen i støtet er avgitt
- Minimumsintervallet er nådd

Hvis påfølgende støt er nødvendig, brukes det programmerte rampingdekrementet basert på den beregnede støtsykluslengden (BCL) for det påfølgende støtet (Figur 3–16 Adaptive Ramp Scheme, Coupling Interval Decrement og Scan Decrement programmert til 0 på side 3-12).

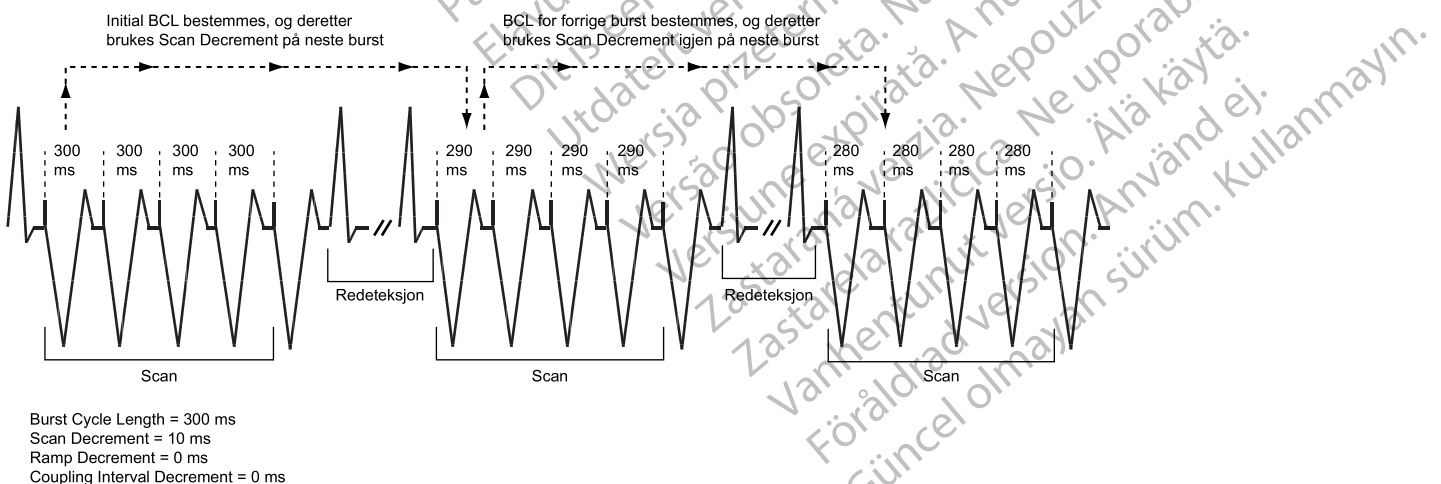


Figur 3–16. Adaptive Ramp Scheme, Coupling Interval Decrement og Scan Decrement programmert til 0

## Skanneregime

Et skanneregime er et støt der støtsykluslengden (BCL) for hvert støt i et regime forkortes automatisk (dekrementeres) mellom påfølgende støt.

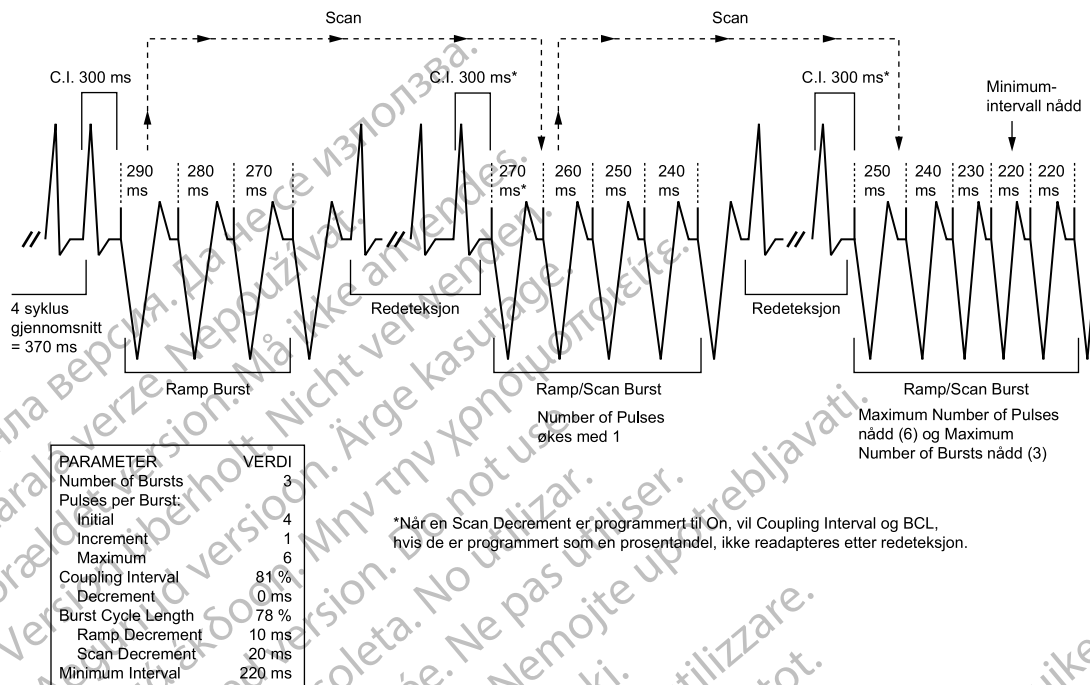
Du kan programmere et skanneregime ved å programmere Scan Decrement (Skannedekrement) for å innstille dekrementet for støtsykluslengde (BCL) på en verdi som er høyere enn 0 ms, mens Ramp Decrement (Rampingdekrement) innstilles på 0 ms. Støtsykluslengden (BCL) for påfølgende støt bestemmes ved å subtrahere skannedekrementet fra støtsykluslengden (BCL) for det forrige støtet (Figur 3–17 Scan scheme, ikke-adaptiv BCL og Scan Decrement programmert On på side 3-12).



Figur 3–17. Scan scheme, ikke-adaptiv BCL og Scan Decrement programmert On

## Ramping-/skanneregime

Et ramping-/skanneregime er en sekvens av støt. Hver regime inneholder et rampingdekrement og et skannedekrement (Figur 3–18 Ramp/Scan scheme, interaksjon av ATP parametre på side 3-13).



Figur 3-18. Ramp/Scan scheme, interaksjon av ATP parametre

For å programmere et ramping-/skanneregime må både Scan Decrement (Skannedekrement) Ramp Decrement (Rampingdekrement) innstilles på en verdi som er høyere enn 0 ms.

## ATP-pulsbredde og ATP-amplityde

ATP-pulsbredden er durasjonen til en pacingpuls. ATP-amplityden er forflankespenningen til en pacingpuls.

Parametrene ATP Pulse Width (ATP-pulsbredde) og ATP Amplitude (ATP-amplityde) har samme verdi som post-terapipacingens pulsbredde og amplityde. Hvis den programmerbare verdien endres for én parameter, gjenspeiles denne verdien i de andre parametrene.

Den programmerte ATP-pulsbredden og ATP-amplityden er den samme for alle ATP-regimer, uavhengig av sone og posisjon i en forskrevet behandling. ATP Amplitude (ATP-amplityde) og Pulse Width (Pulsbredde) har samme programmerbare verdi som post-terapipacinginnstillingene.

## Ventrikulær ATP-timeout

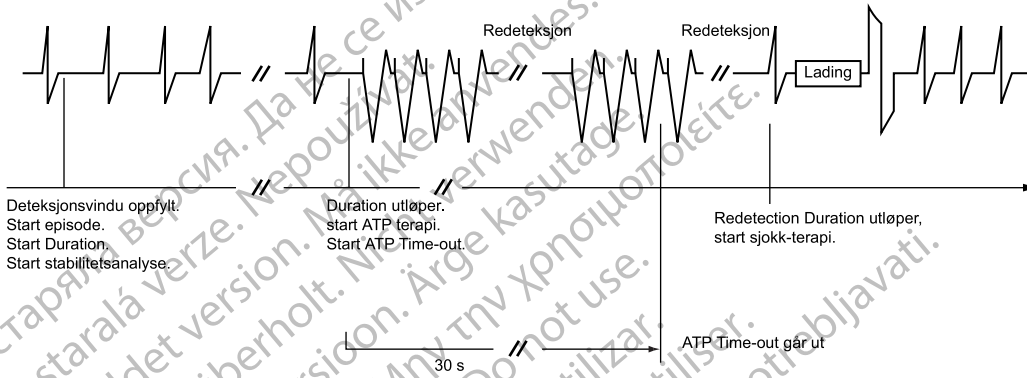
Ventrikulær ATP-timeout tvinger pulsgeneratoren til å hoppe over eventuelle resterende ATP-terapier i en ventrikulær sone og starte en ventrikulær sjokkterapi som er programmert i samme sone. Denne parameteren gjelder kun for ventrikulære terapier.

ATP-timeout kan brukes i VT- eller VT-1-sonen så lenge ATP-terapi er innstilt på On (På). Timerverdiene er uavhengige, selv om VT-1 ATP-timeouten må være lik eller høyere enn VT ATP-timeouten.

Timeren starter når det første støtet er avgitt, og fortsetter til noe av det følgende inntreffer:

- Timeren utløper (Figur 3–19 Utløp av ATP Time-out på side 3-14)
- Et ventrikulært sjokk avgis
- Den ventrikulære episoden stopper

Timeouten kontrolleres etter hver redetekteringssekvens for å bestemme om flere ATP-støt kan avgis. Hvis timeouten er nådd eller oversteget, initieres ingen ytterligere ATP-terapi under den aktuelle ventrikulære episoden. Timeouten vil ikke avslutte et støt som pågår.

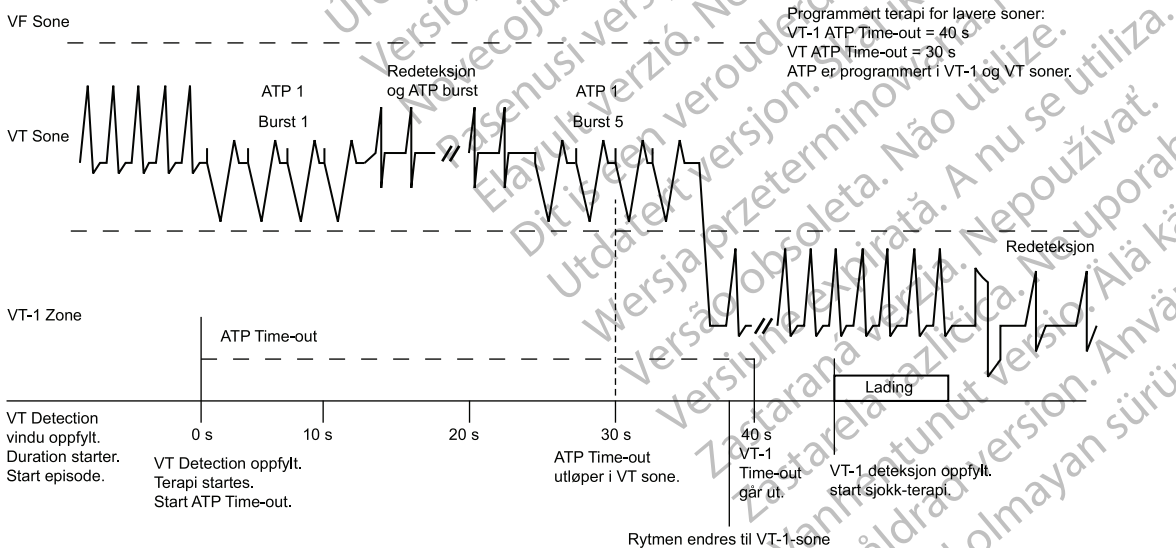


Figur 3–19 Utløp av ATP Time-out

**MERKNAD:** Når et ventrikulært sjokk er avgitt under en ventrikulær episode, vil ATP ikke lenger bli fremkalt, uavhengig av tiden som er igjen på timeren for ATP-timeout.

Timeren alene fremkaller ikke en terapi, detekteringsforsterkningene og frekvens- og durasjonskriteriene må fremdeles være oppfylt for at en sjokkterapi skal kunne avgis.

Hvis tre soner er programmert, kan du programmere innstillinger for ATP-timeout i hver av de to lavere ventrikulære sonene (Figur 3–20 ATP Time-out, 3-sone konfigurasjon på side 3-14).



Figur 3–20. ATP Time-out, 3-sone konfigurasjon

## QUICK CONVERT ATP

Funksjonen QUICK CONVERT ATP med programmerbar frekvens er tilgjengelig i RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- og MOMENTUM-enheter. Funksjonen QUICK CONVERT ATP med ikke-programmerbar frekvens er tilgjengelig i VIGILANT-enheter.

QUICK CONVERT ATP er et tilleggsalternativ for å behandle en fast, monomorf VT som detekteres i VF-sonen, før man går videre til sjokkterapi.

Når QUICK CONVERT ATP er innstilt på On (På), avgir pulsgeneratoren ett ATP-støt som består av 8 pacingpulser med et koblingsintervall på 88 % og en støtsykluslengde (BCL) på 88 %.

QUICK CONVERT ATP brukes kun som den første terapien som forsøkes i en episode. Hvis QUICK CONVERT ATP ikke klarer å konvertere rytmen og sjokkterapi er nødvendig, minimerer funksjonens algoritme forsinkelsen for å starte ladingen ved å bruke ny bekreftelse for å evaluere om ATP-terapien behandlet arytmi på en vellykket måte:

- Hvis 2 av 3 intervaller etter at QUICK CONVERT ATP er avgitt, er raskere enn den laveste frekvensterskelen, anses forsøket for å være mislykket og ladingen for et "non-committed" sjokk starter.
- Hvis 2 av 3 intervaller er langsomme, avledes sjokkterapien, og pulsgeneratoren går over i redetekteringsmodus. Hvis redetekteringen er vellykket etter et avledet sjokk, vil neste sjokk være "committed".

**MERKNAD:** QUICK CONVERT ATP brukes ikke på rytmer over den programmerte maksimumsfrekvensen (250 eller 300 min<sup>-1</sup>). For modeller med ikke-programmerbar QUICK CONVERT ATP-frekvens er det programmerbare alternativet On (På) lik en frekvens på 250 min<sup>-1</sup>.

## VENTRIKULÆR SJOKKTERAPI OG -PARAMETERE

Pulsgeneratoren leverer sjokk synkront med en senset hendelse. Sjokkvektoren, energinivået og polariteten for sjokket er programmerbare.

### Ventrikulær sjokkvektor

Den programmerte Ventricular Shock Vector (Ventrikulær sjokkvektor)-verdien angir vektoren for energiavgivelse for ventrikulær sjokkterapi.

Følgende programmerbare konfigurasjoner er tilgjengelig:

- RV Coil to RA Coil and Can (RV-coil til RA-coil og kanne) – denne vektoren kalles også V-TRIAD-vektoren. Den bruker pulsgeneratorens metallkapsling som en aktiv elektrode ("varm kanne") kombinert med en dobbel defibrilleringselektrode. Energien sendes via en tostrømsbane fra den distale sjokkelektroden til den proksimale elektroden og til pulsgeneratorkannen.
- RV Coil to Can (RV-coil til kanne) – denne vektoren bruker pulsgeneratorens metallkapsling som en aktiv elektrode ("varm kanne"). Energien sendes fra den distale sjokkelektroden til pulsgeneratorkannen. Denne konfigurasjonen skal velges når det brukes en elektrode med én coil.
- RV Coil to RA Coil (RV-coil til RA-coil) – denne vektoren fjerner pulsgeneratorkannen som en aktiv elektrode og kalles også en "kald kanne"-vektor. Energien sendes fra den distale sjokkelektroden til den proksimale elektroden. Denne vektoren må aldri brukes med en elektrode med én coil fordi det ikke vil bli avgitt et sjokk.

## Ventrikulær sjokkenergi

Ventrikulær sjokkenergi bestemmer styrken på sjokkterapien som avgis av pulsgeneratoren.

Sjokkeffekten er konstant i hele levetiden til pulsgeneratoren, uavhengig av endringer i elektrodeimpedansen eller batterispenningen. Den konstante effekten oppnås ved at pulsbredden varieres, slik at systemet kan tilpasse seg endringer i elektrodeimpedansen.

De første to sjokkene i hver ventrikulære sone kan programmeres for å optimalisere ladetiden, levetiden og sikkerhetsmarginene. De resterende sjokkene i hver sone er ikke-programmerbare ved maksimumsenergi verdien.

## Ladetid

Charge Time (Ladetid) er tiden pulsgeneratoren trenger for å lade for å avgi den programmerte sjokkenergien.

Ladetiden avhenger av følgende:

- Det programmerte utgangsenergivået
- Batteriets tilstand
- Tilstanden til energilagringskondensatorene

Ladetidene øker når pulsgeneratoren er programmert til høyere energieffektiviteter og når batteriet utlades (Tabell 3–1 Vanlig ladetid som er nødvendig ved 37 grader C på begynnelsen av levetiden på side 3-16). Hvis en ladetid overstiger 15 sekunder, planlegger pulsgeneratoren en automatisk kondensatorreforming én time senere. Hvis ladetiden under reformeringen også overstiger 15 sekunder, endres batteristatusen til Explant (Eksplanter).

Kondensatordeformering kan forekomme i inaktive perioder og kan føre til noe lengre ladetid. For å redusere effekten av kondensatordeformering på ladetiden, reformeres kondensatorene automatisk.

Tabell 3–1. Vanlig ladetid som er nødvendig ved 37 grader C på begynnelsen av levetiden

Lagret energi (J) <sup>a</sup>	Avgitt energi (J) <sup>b</sup>	Ladetid (sekunder) <sup>c</sup>
11,0	10,0	2,0 (RESONATE HF, RESONATE, CHARISMA, VIGILANT, MOMENTUM) 2,1 (PERCIVA HF og PERCIVA)
17,0	15,0	3,2 (RESONATE HF, RESONATE, CHARISMA, VIGILANT, MOMENTUM) 3,4 (PERCIVA HF og PERCIVA)
26,0	22,0	5,1 (RESONATE HF, RESONATE, CHARISMA, VIGILANT, MOMENTUM) 5,4 (PERCIVA HF og PERCIVA)
41,0	35,0	8,4 (RESONATE HF, RESONATE, CHARISMA, VIGILANT, MOMENTUM) 9,2 (PERCIVA HF og PERCIVA)

a. Verdiene angir energivået som er lagret i kondensatorene, og tilsvarende verdien som er programmert for sjokkenergi parametrene.

b. Den avgitte energien angir sjokkenergivået som er avgitt gjennom sjokkelektrodene.

c. Ladetidene som vises, er ved starten av levetiden etter kondensatorreforming.

Tabell 3–2. Vanlig ladetid for maksimumsenergi i levetiden til RESONATE HF-, RESONATE-, CHARISMA-, VIGILANT- og MOMENTUM-pulsgeneratorene

Gjenværende lading (Ah) <sup>a</sup>	Ladetid, maksimumsenergi (sekunder)
2,0 til 0,7	8 til 11
0,7 til 0,15	9 til 14

a. For 2-kammerenheter er Charge Remaining (Gjenværende lading) ved eksplantering vanligvis 0,15 Ah, og restkapasiteten er 0,12 Ah. For 1-kammerenheter er Charge Remaining (Gjenværende lading) ved eksplantering vanligvis 0,14, og restkapasiteten er 0,12 Ah. Dette kan variere ut fra mengden terapi som er avgitt i pulsgeneratorens levetid. Restkapasiteten brukes til å støtte enhetens funksjon mellom indikatorene Explant (Eksplanter) og Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet).



Tabell 3–3. Vanlig ladetid for maksimumsenergi i levetiden til pulsgeneratorer av typen PERCIVA HF og PERCIVA

Gjenværende lading (Ah) <sup>a</sup>	Ladetid, maksimumsenergi (sekunder)
1,2 til 0,4	8 til 12
0,4 til 0,15	10 til 14

a. For 2-kammerenheter er Charge Remaining (Gjenværende lading) ved eksplantering vanligvis 0,15 Ah, og restkapasiteten er 0,13 Ah. For 1-kammerenheter er Charge Remaining (Gjenværende lading) ved eksplantering vanligvis 0,14, og restkapasiteten er 0,12 Ah. Dette kan variere ut fra mengden terapi som er avgitt i pulsgeneratorens levetid. Restkapasiteten brukes til å støtte enhetens funksjon mellom indikatorene Explant (Eksplanter) og Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet).

**MERKNAD:** Ladetiden for maksimumsenergi over er basert på teoretiske elektriske prinsipper og er kun verifisert via in vitro-testing.

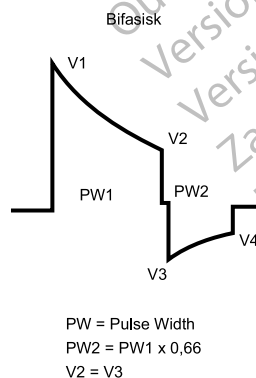
## Pulsformpolaritet

Pulsformpolariteten viser forholdet mellom forflankespenningen på defibrilleringsutgangselektroden. Alle sjokkene vil bli avgitt med en bifasisk kurveform (Figur 3–21 Bifasisk bølgeform på side 3-17).

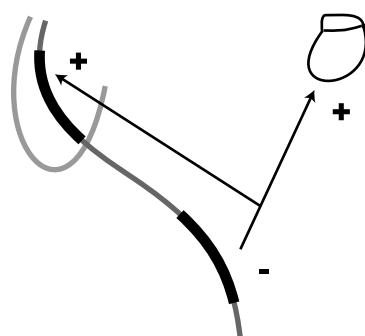
- Maksimal sjokkspenning (V1) er 728 V ved 41 J, 531 V ved 21 J og 51 V ved 0,1 J.

Valget av sjokkpolaritet gjelder for alle sjokk som avgis av enheten. Hvis forrige sjokk i en sone er mislykket, avgis det siste sjokket i denne sonen automatisk med en invertert polaritet i forhold til forrige sjokk (initial eller reversert) (Figur 3–22 Polaritet av sjokklevering på side 3-17).

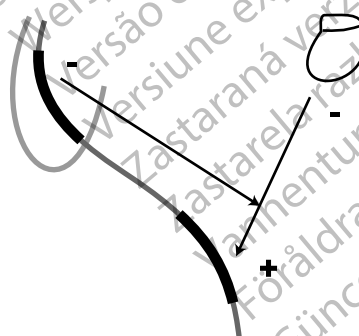
**OBS:** For IS-1-/DF-1-elektroder må du aldri gjøre endringer i polariteten på sjokkbølgeformen ved fysisk å bytte elektrodens anoder og katoder i pulsgeneratorens koblingsblokk. Bruk den programmerbare Polarity (Polaritet)-funksjonen. Dersom polariteten byttes fysisk, kan det føre til skade på enheten eller manglende konvertering av arytmier postoperativt.



Figur 3–21. Bifasisk bølgeform



Initial polaritet



Reversert polaritet

Figur 3–22. Polaritet av sjokklevering

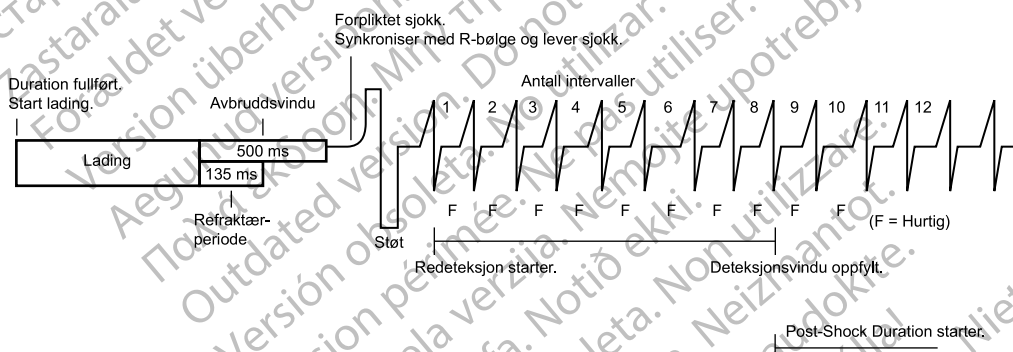
## "Committed" sjokk / ny bekreftelse av ventrikkelarytmien

Committed Shock/Reconfirmation ("Committed" sjokk / Ny bekreftelse) henviser til monitoreringen som gjøres av pulsgeneratoren før et ventrikulært sjokk avgis.

Hvis pasienten har ikke-vedvarende arytmier, kan ny bekreftelse være ønskelig for å hindre at det avgis unødvendige sjokk til pasienten.

Enheten monitorerer takyarytmier under og rett etter kondensatorlading. I løpet av denne tiden kontrollerer den med tanke på spontan konvertering av takyarytmien og bestemmer om en ventrikulær sjokkterapi skal avgis, den påvirker ikke valget av terapi.

Ventrikulær sjokkterapi kan programmeres som "committed" eller "non-committed". Hvis funksjonen Committed Shock ("Committed" sjokk) innstilles på On (På), avgis sjokket synkront med den første sensede R-takken etter en 500 ms forsinkelse etter at kondensatorene er ladet, enten arytmien er vedvarende eller ikke (Figur 3–23 Committed Shock er programmert til On, Reconfirmation er Off på side 3-18). Forsinkelsen på 500 ms gir en minimumstid for å sende en avledet kommando fra PRM, hvis dette er ønskelig. Hvis det ikke detekteres en senset R-takk innen 2 sekunder etter endt lading, avgis det ventrikulære sjokket asynkront etter 2-sekundersintervallet.



Figur 3–23. Committed Shock er programmert til On, Reconfirmation er Off

**MERKNAD:** Det er en tvunget refraktær periode på 135 ms etter endt lading; hendelser som inntreffer i de første 135 ms i 500 ms-forsinkelsen, ignoreres.

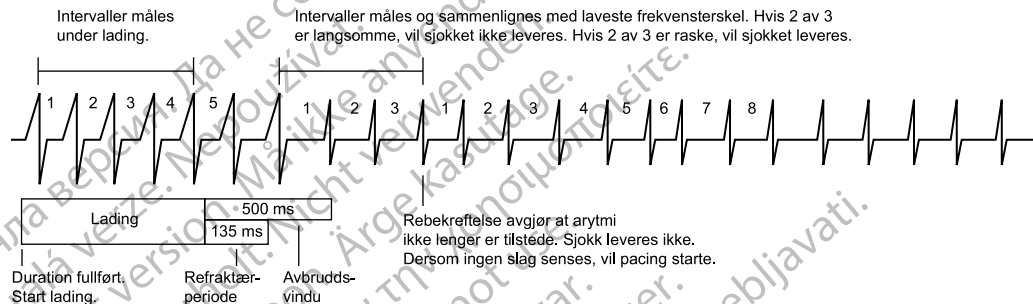
Hvis funksjonen Committed Shock ("Committed" sjokk) innstilles på Off (Av), består den nye bekreftelsen av følgende trinn:

- Under kondensatorladingen fortsetter pulsgeneratoren å sense arytmien. Sensede og pacede slag evalueres. Hvis 5 langsomme slag (sensed eller pacede) telles i et 10-slags detekteringsvindu (eller 4 etterfølgende langsomme slag etter et mislykket forsøk på QUICK CONVERT ATP), stopper pulsgeneratoren ladingen og anser dette for å være en situasjon av typen Diverted-Reconfirm (Avledet / Ny bekreftelse).
- Hvis 5 av 10 slag ikke detekteres som langsomme (eller færre enn 4 etterfølgende langsomme slag etter et mislykket forsøk på QUICK CONVERT ATP) og ladingen fullføres, skjer det en ny bekreftelse etter at ladingen er slutt. Etter den refraktære perioden etter lading og den første sensede hendelsen, måler pulsgeneratoren opptil 3 intervaller etter lading og sammenligner dem med den laveste frekvensterskelen.
  - Hvis 2 av de 3 intervallene etter lading er raskere enn den laveste frekvensterskelen, avgis sjokket synkront med den andre raske hendelsen.
  - Hvis 2 av de 3 intervallene etter lading er langsommere enn den laveste frekvensterskelen, avgis ikke sjokket. Hvis det ikke senses noen slag, starter pacingen

ved den programmerte LRL etter 2-sekundersperioden uten sensing. Hvis et sjokk ikke avgis, eller hvis pacingpulser avgis, anses dette også som en situasjon av typen Diverted-Reconfirm (Avledet / Ny bekreftelse).

Hvis et sjokk er nødvendig etter redetektering, kan ladetiden for sjokket være kort.

Algoritmen for ny bekreftelse tillater ikke to etterfølgende sykluser av typen Diverted-Reconfirm (Avledet / Ny bekreftelse). Hvis arytmi detekteres etter Diverted-Reconfirm (Avledet / Ny bekreftelse), avgis det neste sjokket i episoden som om Committed Shock ("Committed" sjokk) var innstilt på On (På). Når et sjokk er avgitt, kan algoritmen for ny bekreftelse brukes igjen (Figur 3-24 Committed Shock er programmert til Off, Reconfirmation er On på side 3-19).



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

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. Ne pas utiliser.  
Novecojsi versija. Non utilizzare.  
Elavult verzió. Ne használja!  
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.  
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.  
Wersja przeterminowana. Nie używać.  
Versão obsoleta. Não utilize.  
Versiune expirată. A nu se utiliza.  
Zastaraná verzia. Nepoužívať.  
Zastarela različica. Ne uporabite.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

# PACINGTERAPIER

---

## KAPITTEL 4

Kapittelet inneholder følgende tema:

- “Pacingterapier” på side 4-2
- “Grunnparametere” på side 4-2
- “Postterapeutisk pacing” på side 4-19
- “Midlertidig bradypacing” på side 4-20
- “Pacing med adaptiv frekvens og sensortrending” på side 4-21
- “Atrietakyrespons” på side 4-37
- “Frekvensforsterkninger” på side 4-42
- “Elektrodekonfigurasjon” på side 4-46
- “AV-forsinkelse” på side 4-46
- “Refraktær” på side 4-51
- “Støyrespons” på side 4-57
- “Ventrikulære takysensinginteraksjoner” på side 4-59

## PACINGTERAPIER

Enkammer-ICD-er leverer ventrikulær bipolar (pace/sense) normal pacing og postterapeutisk bradykardipacing, inkludert moduser med adaptiv frekvens. Tokammer-ICD-er leverer både atriell og ventrikulær bipolar (pace/sense) normal pacing og postterapeutisk bradykardipacing, inkludert moduser med adaptiv frekvens.

**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. Brady Mode (Bradymodus) må bare programmeres til Av under MRI Protection Mode (MR-beskyttelsesmodus) og pasienten skannes hvis vedkommende vurderes å være klinisk i stand til å tåle manglende bradykarditerapi (inkludert pacingavhengighet eller behov for overstyringspacing) og manglende MRI mens pulsgeneratoren er i MRI Protection Mode (MR-beskyttelsesmodus).

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

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.

**Postterapeutisk pacing** – alternativ bradykardipacingterapi kan leveres i en programmert periode for å sikre registrering etter avgivelse av et sjokk.

### 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 4-20).
- STAT PACE – starter ventrikulær nødspacing med høye effektinnstillinger når enheten kommanderes via PRM ved bruk av telemetrikommunikasjon ("STAT PACE (AKUTT PACE)" på side 1-15).

## GRUNNPARAMETERE

Normal Settings (Normale innstillinger) inkluderer følgende:

- Pacingparametere, som programmeres uavhengig av postterapeutiske parametere og midlertidige pacingparametere
- Pacing and Sensing (Pacing og sensing)
- Elektroder
- Sensors and Trending (Sensorer og trending)

Innstillingene Post-Therapy (Postterapeutisk) inkluderer følgende:

- Pacingparametere, som programmeres uavhengig av normale og midlertidige pacingparametere
- Postventrikulær sjokk

## 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 programmeringsskjermbildet 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

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

Denne pulsgeneratoren inneholder pacingmoduser som er identifisert i vedlegget Programmerbare alternativer.

### DDD og DDDR

Ved fravær av sensede 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 sensede 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 sensede 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 sensede 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 atriet. Ved fravær av sensede hendelser avgis pacingpulser til atriet på LRL (AAI) eller med den sensorindikerte frekvensen (AAIR). En senset P-bølge eller en pacet atriell hendelse bestemmer tidspunktet for neste atrielle pacingpulser.

## 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)- og AAI(R)-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.

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

**MERKNAD:** Hvis en separat pacemaker ønskes, anbefales en tilpasset bipolar pacemaker ("Pacemakerforstyrrelser" på side B-1).

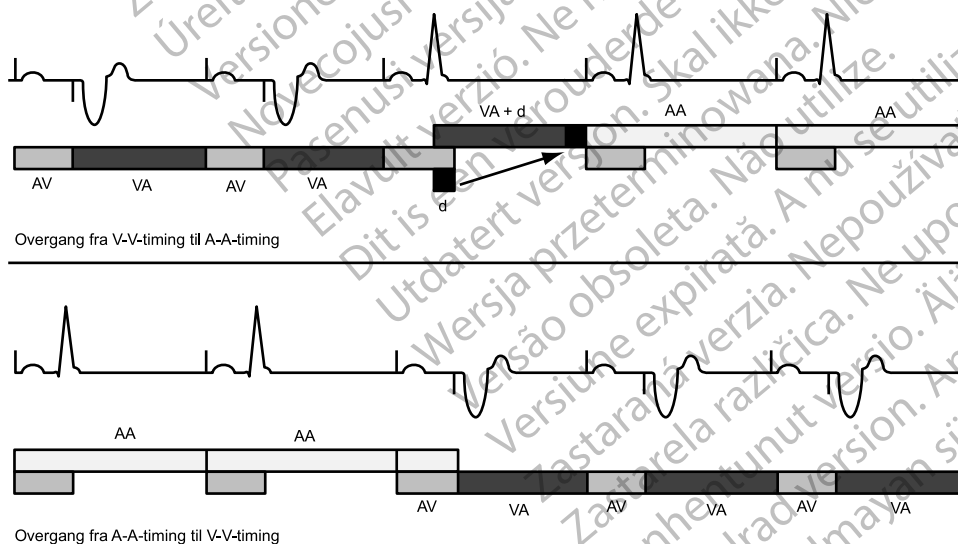
**MERKNAD:** Se "Bruk av atriell informasjon" på side 2-6 for ytterligere informasjon om enhetsytelse når den atrielle elektroden er programmert til Off (Av).

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

### Basisfrekvens (LRL)

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 4-1 LRL-timingoverganger på side 4-4). 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 4-1. LRL-timingoverganger



## Maksimal følgingsfrekvens (MTR)

MTR er den maksimale frekvensen som den pacede ventrikulære frekvensen følger 1:1 med ikke-refraktære sensedede atrielle hendelser ved fravær av en sensedet ventrikulær hendelse innenfor den programmerte innstillingen for AV Delay (AV forsinkelse). MTR gjelder for atrielle synkroner 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 sensedet 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 4-49).

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:

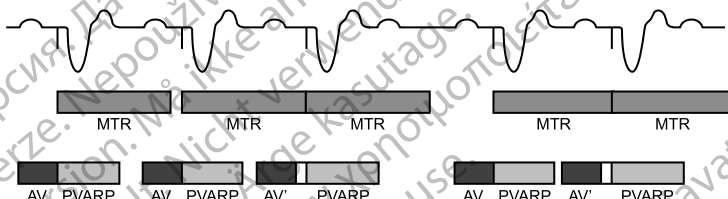
- AFR
- ATR

- Rate Smoothing (Frekvensutjevning)-parametere og sensorinput

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

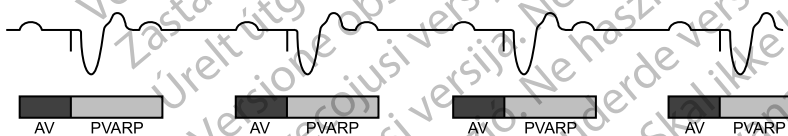
### Eksempler

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 4–2 Wenckebach-atferd ved MTR på side 4-6). 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 4-2. Wenckebach-atferd ved MTR

En annen type pulsgeneratoratferd ved øvre grense (2:1-blokk) kan forekomme ved følgning av høye atrielle frekvenser. Ved denne typen atferd vil annenhver intrinsisk atriell hendelse forekomme under PVARP og vil dermed ikke bli fulgt (Figur 4–3 2:1-blokk for pacemaker på side 4-6). 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 4-3. 2:1-blokk for pacemaker

## Maksimal sensorfrekvens (MSR)

MSR er den maksimale tillatte pacingfrekvensen i henhold til frekvensadaptiv sensorkontroll.

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

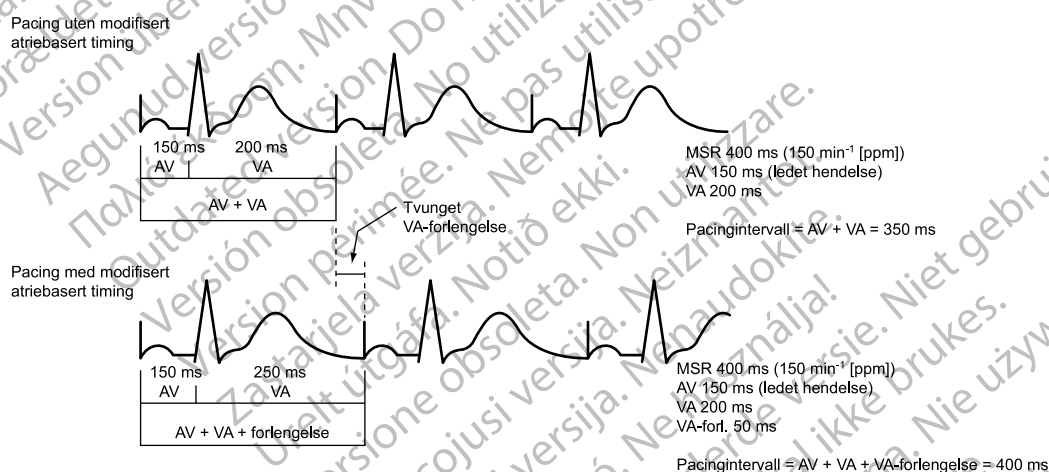
**MERKNAD:** Hvis pulsgeneratoren drives i DDDR- eller VDDR-modus, kan MSR og MTR programmeres uavhengig av hverandre til ulike verdier.

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 4–4 VA-intervallforlengelse og MSR på side 4-7).



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 4–4. 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:** Magnetapplikasjonen påvirker ikke pacingfrekvensen (pulsintervall).

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

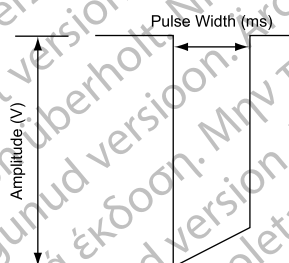
Under PES, Manual Burst Pacing (Manuell burstpacing) og ATP vil runaway-beskyttelse være midlertidig avbrutt for å muliggjøre pacing med høye frekvenser.

## Pulsvidde

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

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 4–5 Pulse waveform på side 4-8).



Figur 4–5. Pulse waveform

## Amplityde

Pulsamplityden, eller spenningen til utgangspulsen, måles ved hovedytterpunktet til utgangspulsen (Figur 4–5 Pulse waveform på side 4-8).

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

- Amplityder programmeres uavhengig for hvert kammer.
- Brady Mode (Bradymodus) kan programmeres til Off (Av) via permanent eller midlertidig programmering. Dette skrur funksjonen Amplityde (Amplityde)Off (Av) for å overvåke pasientens underliggende rytme.
- Programmert Amplityde (Amplityde) anbefales å være på minst 2X registreringsterskelen for å gi tilstrekkelig sikkerhetsmargin. Lavere paceamplityder vil bevare/forlenge levetiden. Programmert Amplityde (Amplityde) 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 Amplityde (Amplityde) samtidig som en passende sikkerhetsmargin opprettholdes øke batterilevetiden.

## PaceSafe

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

PaceSafe RAAT er utformet for å gi en dynamisk tilpasning av atriell pacingeffekt for å sikre registrering av atriet 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.

**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 amplitude). Hvis atriell effekt programmeres til Auto, tilpasses Pulse Width (Puls bredde) automatisk til 0,4 ms, mens atriell utgangsspennning 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 amplitude).

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.

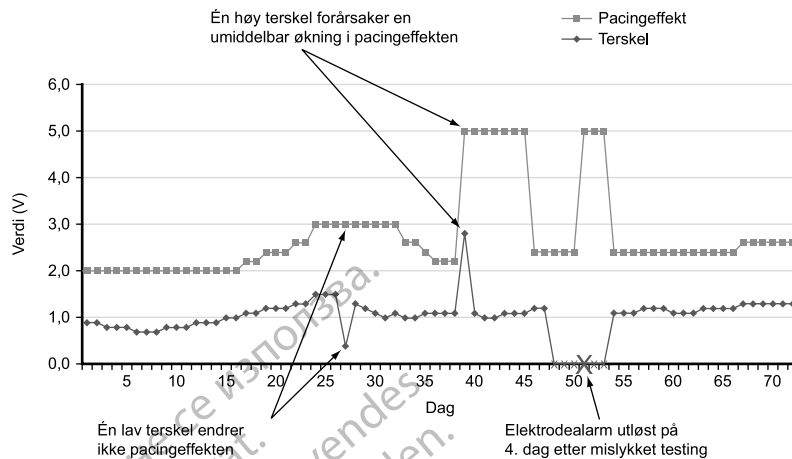
Deretter måler RAAT-algoritmen den atrielle pacingterskelen hver dag og tilpasser utgangsspenningen. Under testing måler RAAT utløst responssignal for å bekrefte at hver atriell pacingeffekt registrerer atriet. Hvis enheten ikke er i stand til å foreta gjentatte målinger av utløst responssignal med tilstrekkelig amplitude, kan beskjeden "Lav ER" eller "Noise" (Støy) bli vist, og algoritmen vil gå tilbake til standardpacingamplituden på 5,0 V. Vurder å programmere en fastsatt atriell pacingamplitude 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 amplitude) til 2X høyeste målte terskel for de siste 7 vellykkede ambulante testene (utgangs-Amplitude (Amplitude) 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 4-6 Effekten av terskelendring på RAAT-pacingeffekt på side 4-10).

**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 (Amplitude), 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 4-6. 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 selv om den atrielle elektroden er programmert til en normal BipolarPace/Sense-bradykonfigurasjon.

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 den laveste verdien for 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 4–1 Terskeltestkoder på side 4-12).

**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 6-2). 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 4–1 Terskeltestkoder på side 4-12).

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 4–1. 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 pacingamplityde 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 sykkluser 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))
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: vent. episode (Ikke-rapporterbart: ventr. episode)	En Ventricular Episode (Ventrikulær episode) startet under testingen
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 pacingamplityde ble oppnådd uten å tape registrering for en beordret test, eller telemetri avbrytes manuelt under en beordret test
N/R: recent shock (Ikke-rapporterbart: nylig sjokk)	Ventrikulær sjokkterapi ble levert mindre enn 60 minutter før den planlagte starten av en ambulant test

### Automatisk høyre ventrikulær PaceSafe-terskel (RVAT)

PaceSafe RVAT er utformet for å gi en dynamisk tilpasning av høyre ventrikulær pacingeffekt for å sikre registrering av ventrikkelen ved å optimalisere utgangsspenningen til en 2X registreringsterskelen for å gi tilstrekkelig sikkerhetsmargin (for terskler som er lavere enn eller lik 2,5 V). RVAT måler pacingterskler på mellom 0,2 V og 5,0 V ved 0,4 ms, og effekten er minimum 2,0 V og maksimalt 5,0 V med en fastsatt Pulse Width (Puls bredde) på 0,4 ms.

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

RVAT kan kun programmeres ved å velge Auto fra parameteralternativene for Ventricular Amplitude (Ventrikulær amplityde). Ved start fra en fastsatt amplityde som er større enn 5,0 V, programmerer du en fastsatt amplityde på 5,0 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.

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

RVAT er utformet for arbeid med typiske elektrodeimplantatkriterier og måling av en ventrikulær terskel på mellom 0,2 V og 5,0 V ved 0,4 ms.

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

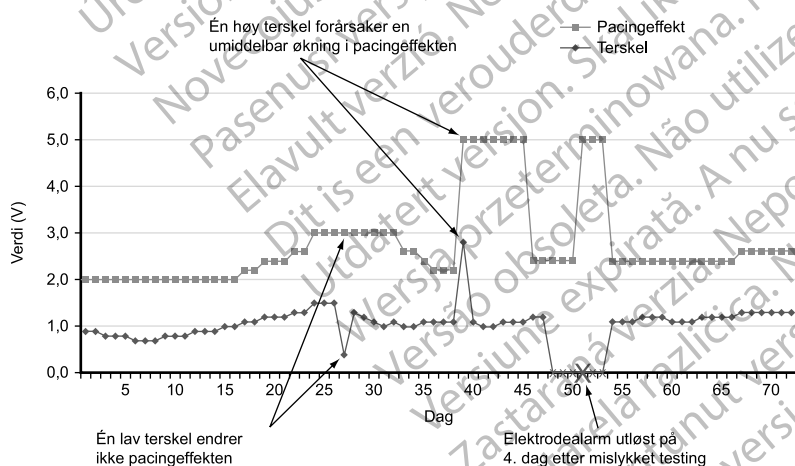
Utløst respons senses mellom RV-spiralen og enheten. Denne konfigurasjonen gir et høyt elektrodeoverflateareal, noe som resulterer i et lavt etterpotensial og mindre pacingartefakter samt forbedrer sensing av den utløste responsen.

Hvis testresultatet er vellykket, tilpasses Ventricular Amplitude (Ventrikulær amplitude) til 2X høyeste målte terskel for de siste 7 vellykkede ambulante testene mellom 2,0 V og 5,0 V. Syv tester brukes til å gjøre greie 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 4–7 Effekten av terskelendringer på RVAT-pacingeffekt på side 4-13).

**MERKNAD:** Siden effekt stilles inn til 2x registreringsterskelen for å gi tilstrekkelig sikkerhetsmargin, er det ingen verifisering av slag-til-slag-registrering.

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

RVAT-funksjonen er utformet for å drives med et bredt utvalg av paceelektroder (f.eks. høy impedans, lav impedans, integrert bipolar og tilpasset bipolar).



Figur 4–7. Effekten av terskelendringer på RVAT-pacingeffekt

### Ambulant høyre ventrikulær måling av automatisk terskel

Når RVAT er satt til Auto eller Daily Trend (Daglig trend), foretas ambulante ventrikulære målinger av automatisk terskel hver 21. time.

I atrielle følgeomoder tilpasses målingen av automatisk terskel 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.
- V-Blank After A-Pace (V-blank etter A-pace) er fastsatt til 85 ms.
- Utgangsamplityden for ventrikulær pacingeffekt er effekten som RVAT benytter på nåværende tidspunkt (eller ville ha benyttet når RVAT settes til Daily Trend (Daglig trend)). Hvis denne amplityden feiler, eller hvis ingen tidligere resultater er tilgjengelige, er utgangsamplityden 5,0 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.
- En backup-puls leveres cirka 90 ms etter den primære pacingpuls når tap av registrering detekteres.

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

- Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) er fastsatt til 60 ms.
- V-Blank After A-Pace (V-blank etter A-pace) er fastsatt til 85 ms.
- Utgangsamplityden for ventrikulær pacingeffekt er effekten som RVAT benytter på nåværende tidspunkt (eller ville ha benyttet når RVAT settes til Daily Trend (Daglig trend)). Hvis denne amplityden feiler, eller hvis ingen tidligere resultater er tilgjengelige, er utgangsamplityden 5,0 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.
- En backup-puls leveres cirka 90 ms etter den primære pacingpuls når tap av registrering detekteres.
- 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 laveste VT Detection Rate (VT-detekteringsfrekvens).

**MERKNAD:** Dersom fusjon (som potensielt kan være et støyslag) detekteres, vil amplityden til neste pace være på 5,0 V hvis testspenningen er over 1,0 V. Ellers vil amplityden til neste pacingpuls være på 2,5 V.

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, returnerer RVAT til tidligere bestemt effekt, og enheten 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 RVAT suspenderes.

#### Suspensjon av automatisk høyre ventrikulær terskel

Hvis ambulante tester feiler i Auto-modus på 4 sammenhengende dager, går RVAT 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 RVAT er utformet for arbeid med et bredt spekter av elektroder, kan elektrodesignalene hindre vellykket bestemmelse av ventrikulær terskel hos noen pasienter. I disse tilfellene opererer RVAT kontinuerlig i suspensjonsmodus på 5,0 V. I situasjoner der suspensjonsmodus vedvarer for en lengre periode, anbefales det å skru RVAT av ved å programmere en fastsatt ventrikulær effekt.

### Beordret måling av automatisk høyre ventrikulær terskel

En måling av den automatiske terskelen kan beordres via skjermbildet Threshold Tests (Terskeltest) ved å velge Auto Amplitude (Auto-amplityde) som Test Type (Testtype). Hvis fullføringen av testen er vellykket og RVAT 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 RVAT-algoritmen.

Backup-pacing leveres cirka 90 ms etter den første pacingpulsen for hvert tap av registreringsslag under beordret testing.

Hvis testingen feiler, viser skjermbildet Threshold Tests (Terskeltester) grunnen til at testen ikke var vellykket, og effekten går tilbake til tidligere innstilt nivå (Tabell 4–2 Feilkoder for terskeltest på side 4-16).

**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 6-2). 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 4–2 Feilkoder for terskeltest på side 4-16).

Følgende tilfeller utløser varselet Kontroller RV-elektrode:

- Terskel > Programmert amplityde vises hvis RVAT 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 4–2. Feilkoder for terskeltest

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
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)
No data collected (Ingen data innsamlet)	Minimum pacingamplitude ble oppnådd uten å tape registrering, verken Auto eller Daily Trend (Daglig trend) ble skrudd på for å innhente et ambulant testresultat, tap av registrering fant sted ved 5,0 V, eller et inadekvat antall initialiseringspacingpulser fant sted
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 sykkluser med sensekanalstøy fant sted
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, eller initialiseringen ble startet på nytt for mange ganger
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 RVAT ble skrudd på mens enheten forble i modusen Storage (Oppbevaring)
N/R: vent. episode (Ikke-rapporterbart: ventr. episode)	En Ventricular Episode (Ventrikulær episode) startet under testingen
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
N/R: fusion events (Ikke-rapporterbart: fusjonshendelser)	Testen feilet på grunn av for mange sammenhengende fusjonsslag
N/R: recent shock (Ikke-rapporterbart: nylig sjokk)	Ventrikulær sjokkterapi ble levert mindre enn 60 minutter før den planlagte starten av en ambulant test

## Sensitivitet

Funksjonen Sensitivity (Sensitivitet) gjør det mulig for pulsgeneratoren å detektere intrinsiske hjertesignaler som overskrider den programmerte sensitivetsverdien. Justering av verdien for Sensitivity (Sensitivitet) lar deg endre det atrielle og/eller ventrikulære sensingområdet til høyere eller lavere sensitivitet. Alle detekterings- og timingsavgjørelser er basert på de sensede hjertesignalene. Verdier for atriell og ventrikulær Sensitivity (Sensitivitet) programmeres separat.

- 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)

Det anbefales at parameterinnstillingene for Sensitivity (Sensitivitet) forblir på de nominelle verdiene inntil det avgjøres ved feilsøking at en annen verdi kan være mer passende. Selv om den nominelle verdien angis opprinnelig for både atriell og ventrikulær sensing, kan en justering foretas hvis det i sjeldne tilfeller har blitt observert atriell eller ventrikulær oversensing/undersensing (f.eks. hemming av bradykardipacing eller feil terapi)

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 AGC-sensitivetsverdien
- 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 justering av senseområdet eller endring av senseelektroden, må du alltid kontrollere at sensingen er riktig. 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.

#### Automatic Gain Control

Pulsgeneratoren bruker Automatic Gain Control (AGC) for å justere sensitiviteten dynamisk i både atriet og ventrikkelen. Pulsgeneratoren har separate AGC-kretser for hvert kammer.

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 4–8 AGC-sensing på side 4-19).

AGC 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.

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 4–8 AGC-sensing på side 4-19):

- 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).

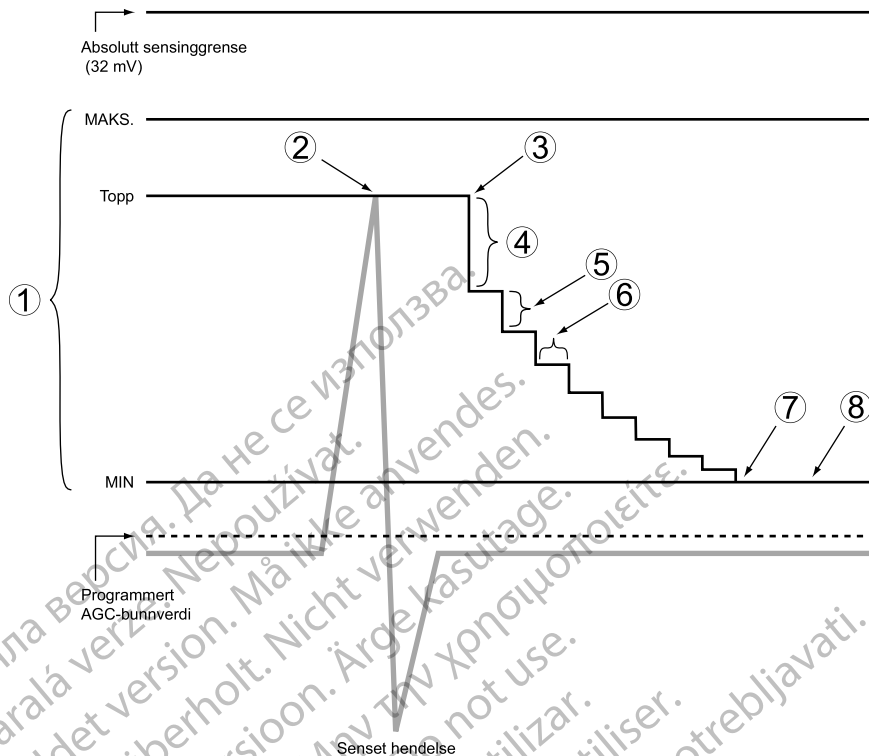
Deretter brukes toppgjennomsnittet til å bestemme et område med MAKS (maksimums)- og MIN (minimums)-grenser.

- 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 sensitivitetsnivået på toppverdien (eller MAKS) gjennom den absolutte refraktærperioden + 15 ms.
4. Den faller til 75 % av den sensedede toppverdien eller beregnet toppgjennomsnitt for pacede hendelser (kun ventrikulære pacede hendelser).
5. AGC blir mer sensitiv ved 7/8 av det forrige trinnet.
6. Sensedede 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 sensitivitetsnivået 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 senset.



Figur 4-8. 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 sensedede 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 4-57).

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

## POSTTERAPEUTISK PACING

Postterapeutisk pacing gir vekslende pacingterapi etter levering av et sjokk.

Pacingmodusen og pacingterapiene som brukes etter et sjokk er de samme som de programmerte Normal (Normale) pacinginnstillingene.

Følgende pacingparametere kan programmeres uavhengig av hverandre fra Normal (Normale) pacinginnstillinger:

- Parameters (Parametere) for pacing – LRL, Amplitude (Amplityde) og Pulse Width (Pulsbredde)
- Post Therapy Period (Postterapeutisk periode)

## Pacingforsinkelse etter sjokk

Post-Shock Pacing Delay (Pacingforsinkelse etter sjokk) bestemmer tidligst mulig start av pacing etter sjokk som følger etter levering av et ventrikulært sjokk, og er fastsatt på 2,25 sekunder.

Timing for initial pacingpuls i Post Therapy Period (Postterapeutisk periode) avhenger av hjerteaktiviteten under Post-Shock Pacing Delay (Pacingforsinkelse etter sjokk).

- Hvis R-takker (og/eller P-takker for 2-kammerpacingmoduser) senses under pacingforsinkelsen etter sjokk, pacer enheten bare når den sensedede frekvensen er langsommere enn den postterapeutiske LRL.
- Hvis ingen R-bølger (og/eller P-bølger for tokammerpacingmoduser) senses under Post-Shock Pacing Delay (Pacingforsinkelse etter sjokk), eller hvis intervallet siden den foregående P- eller R-bølgen var større enn erstatningsintervallet, leveres en pacingpuls på slutten av Post-Shock Pacing Delay (Pacingforsinkelse etter sjokk).

Påfølgende pacingpulser leveres etter behov, avhengig av pacingforeskrivelsen.

## Postterapeutisk periode

Post Therapy Period (Postterapeutisk periode) bestemmer hvor lenge pulsgeneratoren opererer ved bruk av postterapeutiske parameterverdier.

Funksjonen Post Therapy Period (Postterapeutisk periode) fungerer som følger:

- Perioden begynner når Post-Shock Pacing Delay (Pacingforsinkelse etter sjokk) utløper
- Ved fullføring av denne pacingperioden går pulsgeneratoren tilbake til programmerte Normal (Normale) pacingverdier
- En pågående pacingperiode påvirkes ikke av slutten på den nåværende episoden.

## MIDLERTIDIG BRADYPACING

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.

**MERKNAD:** Postterapeutiske verdier påvirkes ikke.

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.

**MERKNAD:** Postterapeutiske verdier vises ikke selv om postterapi er virksom på gjeldende tidspunkt.

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.



3. 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.*

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

Når Temporary (Midlertidig) pacingmodus stoppes, går pacing tilbake til de tidligere programmerte Normal (Normale) / Post-Therapy (Postterapeutiske) innstillingene.

## 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.*

**MERKNAD:** *Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) har blitt vist å være potensielt proarytmisk. Utvis forsiktighet ved programmering av funksjoner med adaptiv frekvens.*

### Akselerometer

Akselerometeret detekterer 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 amplityden til sensorsignalet.

- Frekvensen reflekterer hvor ofte en aktivitet finner sted (f.eks. antallet steg som ble tatt per minutt under en rask gåtur)
- Amplityden 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 statisk trykk på enhetskannen.

Det finnes tre (Akselerometer)-innstillinger: Off (Av), On (På) og ATR Only (Kun ATR). Når du programmerer de respektive frekvensresponsive modusene for Normal Settings (Normale innstillinger) og ATR Fallback (ATR-fallback), vil denne handlingen automatisk oppdatere Accelerometer (Akselerometer)-innstillingen. 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).

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

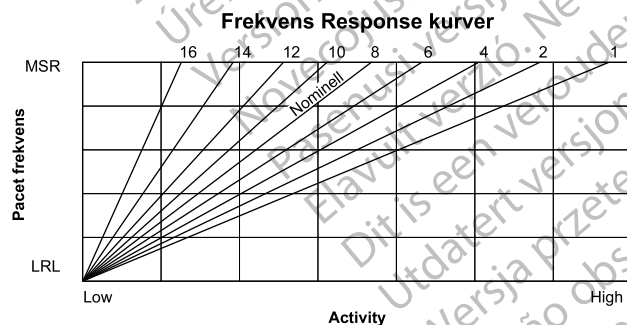
- Response Factor (Responsfaktor)
- Activity Threshold (Aktivitetsterskel)
- Reaction Time (Reaksjonstid)
- Recovery Time (Gjenopprettingstid)

#### Responsfaktor (Akselerometer)

Response Factor (Responsfaktor) (akselerometer) bestemmer pacingfrekvensen som vil gjelde over LRL ved ulike nivåer av pasientaktivitet (Figur 4–9 Response Factor og pacet frekvens på side 4-22).

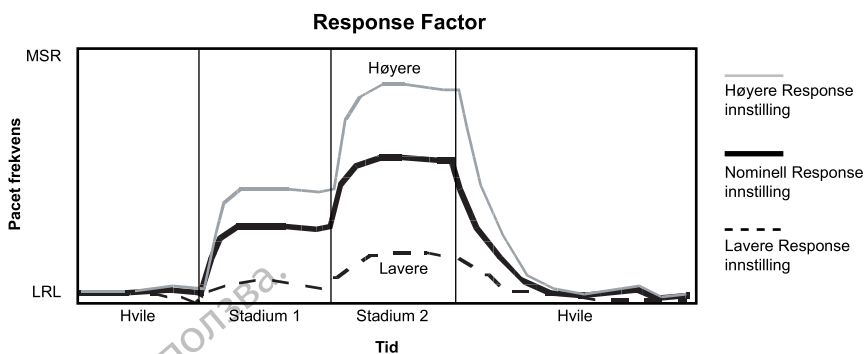
- Høy Response Factor (Responsfaktor) – resulterer i at mindre aktivitet kreves for at pacingfrekvensen skal nå MSR
- Lav Response Factor (Responsfaktor) – resulterer i at mer aktivitet kreves for at pacingfrekvensen skal nå MSR

**MERKNAD:** Dersom Response Factor (Responsfaktor) programmeres for Normal Settings (Normale innstillinger), endres også det tilsvarende utvalget for postterapeutiske innstillinger.



Figur 4–9. 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 4–10 Response Factor ved belastningstest på side 4-23). 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 4–10. 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).

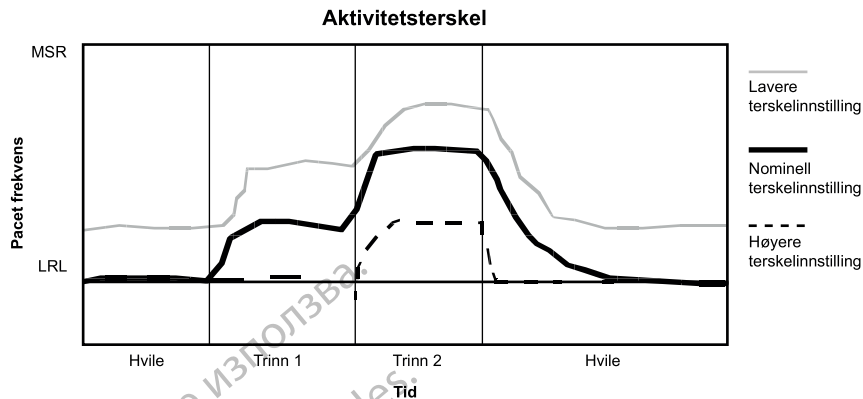
Activity Threshold (Aktivitetsterskel) representerer aktivitetsnivået som må overskrides før sensordrevet pacingfrekvens vil øke. Pulsgeneratoren vil ikke overskride pacingfrekvensen over LRL før aktivitetssignalet øker slik at det overskrider verdien for Activity Threshold (Aktivitetsterskel). En Activity 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 4–11 Activity Threshold og frekvensrespons på side 4-23 og Figur 4–12 Aktivitetsterskel ved treningstest på side 4-24).

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

**MERKNAD:** Dersom Activity Threshold (Aktivitetsterskel) programmeres for Normal Settings (Normale innstillinger), endres også det tilsvarende utvalget for postterapeutiske innstillinger.



**Figur 4–11. 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 4-12. Aktivitetsterskel ved treningstest**

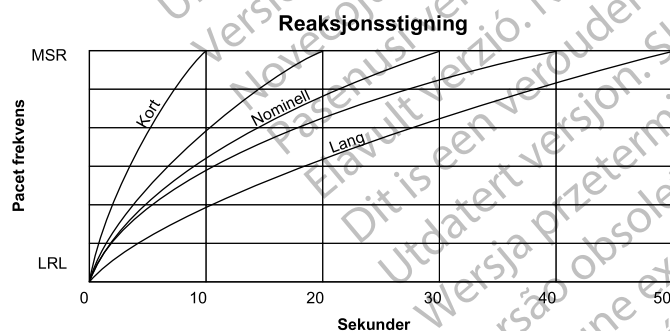
### Reaksjonstid

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

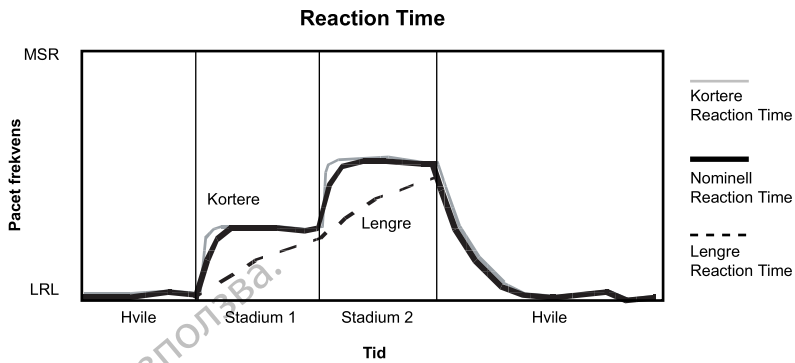
Reaction Time (Reaksjonstiden) påvirker kun tiden som kreves for at en frekvensøkning skal finne sted. Verdien som velges bestemmer tiden som kreves for at pacingfrekvensen skal bevege seg fra LRL til MSR for maksimalt aktivitetsnivå (Figur 4-13 Reaction Time og pacet frekvens på side 4-24 og Figur 4-14 Reaction Time ved belastningstest på side 4-25).

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

**MERKNAD:** Dersom Reaction Time (Reaksjonstid) programmeres for Normal Settings (Normale innstillinger), endres også det tilsvarende utvalget for postterapeutiske innstillinger.



**Figur 4-13. Reaction Time og pacet frekvens**



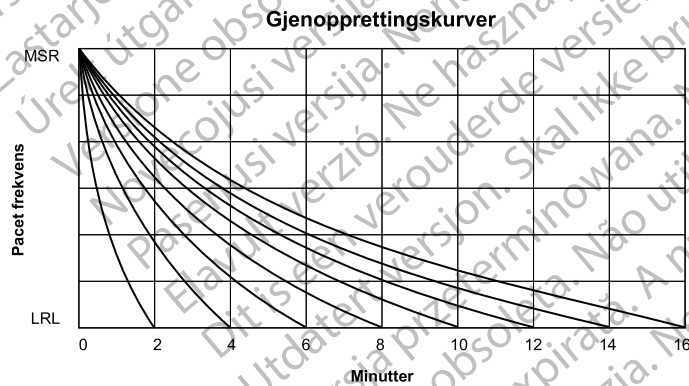
Figur 4-14. Reaction Time ved belastningstest

### 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 4-15 Gjenopprettingstid og pacingfrekvens på side 4-25 og Figur 4-16 Gjenopprettingstid ved treningstest på side 4-26).

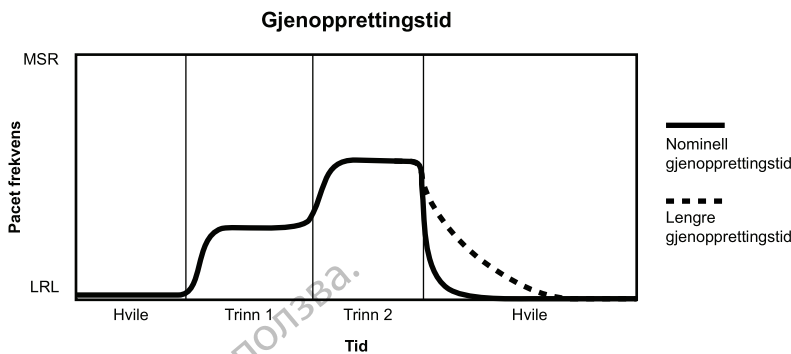
- Kort Recovery Time (Gjenopprettingstid) – resulterer i en raskere reduksjon av pacingfrekvens etter at pasientaktivitet avtar eller stopper opp
- Lang Recovery Time (Gjenopprettingstid) – resulterer i en saktere reduksjon av pacingfrekvens etter at pasientaktivitet avtar eller stopper opp

**MERKNAD:** Dersom Recovery Time (Gjenopprettingstid) programmeres for Normal Settings (Normale innstillinger), endres også det tilsvarende utvalget for postterapeutiske innstillinger.



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

Figur 4-15. Gjenopprettingstid og pacingfrekvens



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

**Figur 4–16. Gjenopprettingstid ved treningstest**

## Minuttventilasjon (MV)

Denne funksjonen er tilgjengelig på RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- og MOMENTUM-enheter.

Pulsgeneratoren bruker transtorakal impedans til å måle minuttventilasjon (MV), som er produktet av respirasjonsfrekvens og tidalvolum. Basert på MV-måling beregner pulsgeneratoren den sensorindikerte frekvensen.

**OBS:** Ikke programmer MV-sensoren til On (På) før etter at pulsgeneratoren er implantert og systemets integritet er testet og godkjent.

Cirka hvert 50 ms (20 Hz) leverer enheten en magnetiseringsstrøm-pulsform mellom RA-ringelektroden og enheten (primær vektor) eller RV-spiralen og enheten (sekundær vektor). Da begge elektrodene kan brukes til å måle MV, må minst en av de implanterte elektrodene ha normale bipolare elektrodeimpedanser.

**MERKNAD:** Kun RV Coil to Can (RV-spiral til enhet)-vektoren er tilgjengelig hvis en RA-elektrode ikke er implantert.

Induktiv telemetri (stavtelemetri) kan midlertidig interferere med pulsgeneratorens MV-sensorfunksjon. MV-drevne frekvenser kan holde seg på gjeldende frekvens i cirka ett minutt rett etter en avlesning eller programmeringskommando. Denne perioden indikeres av Sensor Status (Sensorstatus) for Rate Hold: Telemetry (Frekvensopprettholding: Telemetri) (Tabell 4–3 Meldinger for MV-sensorstatus på side 4-29). Hvis en betydelig mengde data (for eksempel Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok)-episoder) hentes frem fra enheten, kan den MV-drevne frekvensen da bli redusert til LRL, og ytterligere frekvensendringer kan ikke finne sted før flere ytterligere minutter har gått. Denne perioden indikeres av Sensor Status (Sensorstatus) for Suspended: Telemetry (Suspendert: Telemetri) (Tabell 4–3 Meldinger for MV-sensorstatus på side 4-29).

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.

**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 forstyrre pulsgeneratorens impedansbaserte diagnostikk (f. eks. målinger av sjokkelektrodeimpedans, trend for Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens)). Denne forstyrrelsen kan også resultere i akselerert pacing, muligens

opp til den maksimale sensordrevne frekvensen, når MV er programmert til On (På). For å løse mistenkte interaksjoner med MV-sensoren skal sensoren deaktiveres enten ved å programmere den til Off (Av) (ingen MV-frekvensdriving eller MV-sensorbasert trending vil forekomme) eller Passive (Passiv) (ingen MV-frekvensdriving vil forekomme). Alternativt kan du programmere Brady Mode (Bradymodus) til en ikke-frekvensresponsiv modus (ingen MV-frekvensdriving vil oppstå).

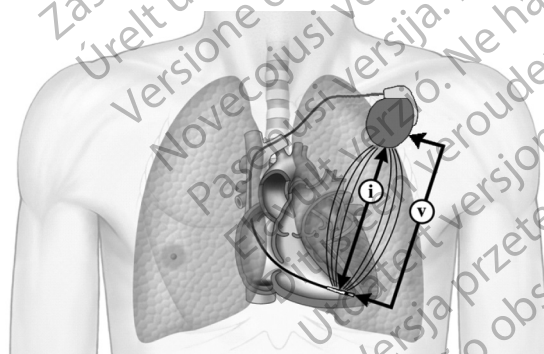
For å løse mistenkte interaksjoner med diagnostikk basert på Respiratory Sensor (Respirasjonssensor) må pulsgeneratorens Respiratory Sensor (Respirasjonssensor) deaktiveres ved å programmere den til Off (Av).

Under MV-funksjonen kan den aktive vektoren være den primære vektoren (RA-ringelektrode til enhet) eller den sekundære vektoren (RV Coil to Can (RV-spiral til enhet)). Elektrodeimpedans for den aktive vektoren evalueres hver time for å vurdere elektrodeintegritet. Hvis verdiene for den aktive vektoren er utenfor området, evalueres impedanser for den alternative vektoren for å bestemme hvorvidt denne vektoren kan brukes til MV. Hvis både den primære og den sekundære vektoren er utenfor området, suspenderes sensoren for den neste timen. Elektrodeintegritet vil fortsette å bli testet hver time for å evaluere om MV-signalet skal bruke den primære vektoren, den sekundære vektoren eller forbli suspendert. Akseptable elektrodeimpedansverdier er 200–2000  $\Omega$  for tupp-til-enhet-vektoren, 100–1500  $\Omega$  for ring-til-enhet-vektoren og 20–200  $\Omega$  for spiral-til-enhet-vektoren.

Hvis vektorbytte forekommer, vil en automatisk 6-timers kalibrering finne sted (ingen MV-drevet frekvensrespons finner sted under den 6 timer lange kalibreringsperioden).

Anvendelsen av strøm mellom RA-ringelektroden eller RV-spiralen 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.

**OBS:** Hvis MV-/respirasjonssensornalartefakter observeres på EGM og det ellers er påvist at elektrodene fungerer korrekt, kan du vurdere å programmere sensoren til Off (Av) for å unngå oversensing.

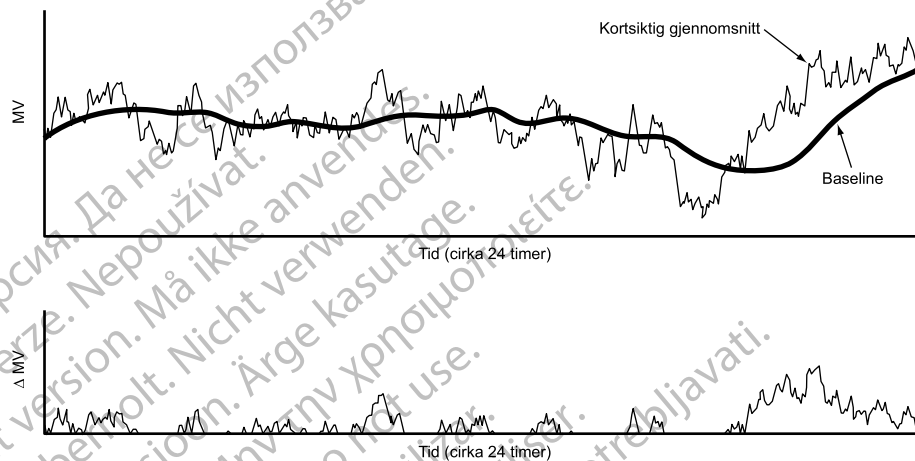


i = strøm, V = volt

Figur 4–17. Måling av MV-signal fra RV-elektroden

Grunnet avansert filtrering støtter algoritmen pustefrekvenser opptil 72 pust per minutt. Deretter behandles den filtrerte pulsformen for å innhente målingen av totalvolum. Den gjennomsnittlige magnetiseringsstrømmen som leveres til vevet er 320  $\mu\text{A}$ . Hvis støynivået blir for høyt, suspenderes MV-sensoren frem til støynivået har avtatt. Magnetiseringsstrøm-pulsformen er et balansert signal med lav amplitude som ikke vil forstyrre EKG-opptak. For noe EKG-overvåkingsutstyr kan pulsformen detekteres og vises. Disse pulsformene er kun til stede når MV-sensoren er i bruk.

Pulsgeneratoren beholder et langsiktig glidende gjennomsnitt (grunnlinje) av disse 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 bestemmer hvor mye frekvensen skal økes over LRL eller reduseres ned til LRL. Økningen eller reduksjonen av den sensorindikerte frekvensen finner sted ved maksimum  $2 \text{ min}^{-1}$  per syklus (Figur 4–18 Forskjellen mellom MV-kortsiktig gjennomsnitt og MV-grunnlinje på side 4-28).



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

**Figur 4–18. Forskjellen mellom MV-kortsiktig gjennomsnitt og MV-grunnlinje**

**OBS:** Sett MV-/respirasjonssensoren til Off (Av) under mekanisk ventilasjon. Ellers kan følgende oppstå:

- Feilaktig MV-sensordreven hastighet
- Villedende respirasjonsbasert trending

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

For å kunne aktivere MV-sensoren krever systemet en måling av grunnlinjen eller hvile-MV. Metoder for kalibrering inkluderer:

- **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 timessjekker av elektrodeintegritet finne sted. Hvis MV er programmert til On (På) ved implantering, vil den første timessjekken med akseptable elektrodeimpedansverdier begynne en venteperiode på 2 timer, 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.

**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-modus. Hvis MV-drevet frekvensrespons ønskes tidligere, kan en manuell kalibrering utføres.



- **Manual (Manuell) kalibrering.** Når MV er programmert til On (På), (inkludert under 2-timersperioden etter elektrodetilkobling) kan sensoren kalibreres manuelt. Fra skjermbildet RightRate Pacing Details (RightRate-pacingdetaljer) velger du Start Sensor Calibration (Start sensorkalibrering) for å begynne den manuelle kalibreringsprosessen. Hvis kalibreringen er vellykket, begynner den MV-drevne frekvensresponsen å virke innen ett minutt. 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. Hvis manuell kalibrering svikter på grunn av støy, vil det bli indikert ved Suspended: Noise Detected (Suspendert: Støy detektert)-sensorstatusen, og 6-timers automatisk kalibrering vil begynne automatisk. Hvis den manuelle kalibreringen feiler grunnet mangel på en gyldig MV-elektrodevektor (angitt med sensorstatusen Suspended: No Valid Lead (Suspendert: Ingen gyldig elektrode)), vil pulsgeneratoren fortsette å sjekke for en gyldig vektor hver time og starte 6-timers kalibreringen når en gyldig vektor har blitt detektert.

**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 være 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. Ingen av kalibreringsmetodene krever at telemetrikommunikasjon opprettholdes for den tiden kalibreringen varer.

**OBS:** For å få en nøyaktig MV-baselinje vil MV-sensoren bli kalibrert automatisk eller kan kalibreres manuelt. En ny, manuell kalibrering må utføres dersom pulsgeneratoren er fjernet fra lommen etter implantering, for eksempel under omplassering av elektroden, eller i tilfeller hvor MV-baselinjen kan ha blitt påvirket av faktorer som væsking fra elektroden, innkapsling av luft i lommen, pulsgeneratorbevegelse på grunn av utilstrekkelig suturering, ekstern defibrillering eller kardioversjon, eller andre pasientkomplikasjoner (f.eks. pneumotoraks).

PRM vil vise én av meldingene nedenfor (alle oppdateres i sanntid) for å angi gjeldende MV-Sensor Status (Sensorstatus) på skjermbildet RightRate Pacing Details (RightRate-pacingdetaljer) (Figur 4–21 Ventilatorisk terskel og Ventilatorisk terskelrespons på side 4-31). Hvis en ventrikulær takyepisode erklæres (8 til 10 raske slag), blir sensoren suspendert i den tiden episoden varer. Etter at episoden er ferdig, gjenopptas MV-drevet pacing med mindre en automatisk 6-timers kalibrering finner sted grunnet en lang episode eller elektrodeimpedanser utenfor området (test utført på slutten av episoden).

Tabell 4–3. Meldinger for MV-sensorstatus

Sensor Status (Sensorstatus)	MV-sensordrevet pacing	MV-sensordatainnsamling <sup>a</sup>
Off (Av)	Nei	Nei
Initializing (Initialisering)	Nei	Nei
Manual Calibration in Progress (Manuell kalibrering pågår)	Nei	Ja
Auto Calibration in Progress (Auto-kalibrering pågår)	Nei	Ja
Calibrated (Kalibrert)	Ja <sup>b</sup>	Ja
Suspended (Suspendert)	Nei	Nei
Suspended: No Valid Lead (Suspendert: Ingen gyldig elektrode)	Nei	Nei
Suspended: Noise Detected (Suspendert: Støy detektert)	Nei	Ja

Tabell 4–3. Meldinger for MV-sensorstatus (Fortsettelse)

Sensor Status (Sensorstatus)	MV-sensordrevet pacing	MV-sensordatainnsamling <sup>a</sup>
Suspended: Telemetry (Suspendert: Telemetri)	Nei	Ja
Rate Hold: Telemetry (Frekvensoppretholding: Telemetri)	Nei <sup>c</sup>	Ja
Suspended: Tachy Episode (Suspendert: Takyepisode)	Nei	Nei

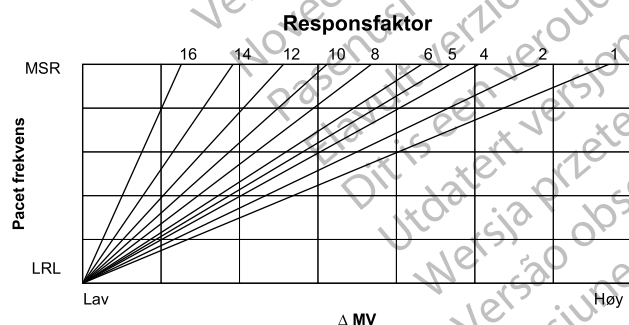
- a. Individuelle trender bestemmer om data som er samlet inn under suspensjon, er gyldige og skal tas med i trendresultatene.
- b. Hvis MV-sensoren innstilles på Passive (Passiv), skjer ingen MV-sensorstyrt pacing.
- c. Frekvensen vil holde seg på den gjeldende MV-indikerte verdien i opptil ett minutt. Ytterligere MV-baserte frekvensendringer vil ikke finne sted med denne sensorstatusen.

Det finnes fire Minute Ventilation (Minuttventilasjon)-innstillinger: On (På), Off (Av), Passive (Passiv) og ATR Only (Bare ATR). Hvis pulsgeneratoren er fast programmert til en ikke-frekvensadaptiv modus, men en frekvensadaptiv ATR-fallbackmodus er valgt, vil MV-feltet vise Kun ATR. Hvis enheten er programmert til en ikke-frekvensadaptiv modus, er innstillingen On (På) ikke tilgjengelig. Hvis Passive (Passiv) velges, vil MV-sensoren ikke gi frekvensrespons, men den vil fortsette å samle inn data til bruk av andre funksjoner (f.eks. Sensor Trending (Sensortrending)).

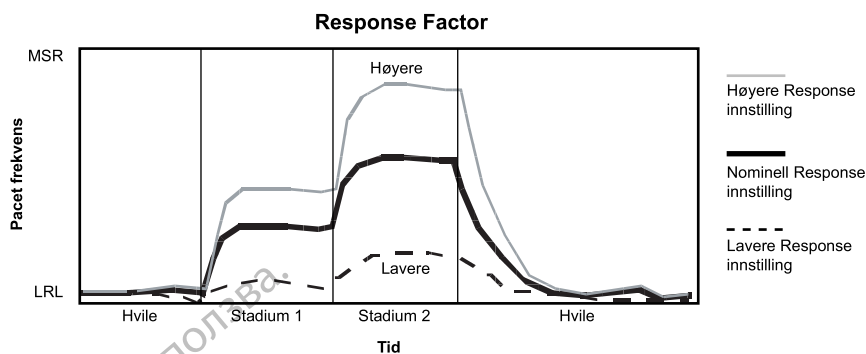
### Responsfaktor (Minuttventilasjon)

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 4–19 Forholdet mellom den programmerte responsfaktor-innstillingen og frekvensrespons på side 4-30). Effekten av høyere og lavere innstillinger for Response Factor (Responsfaktor) på sensordrevet pacingfrekvens under en teoretisk tottrinns-treningstest er illustrert nedenfor (Figur 4–20 Effekten av responsfaktor-innstillingene i en tottrinns-treningstest på side 4-31).



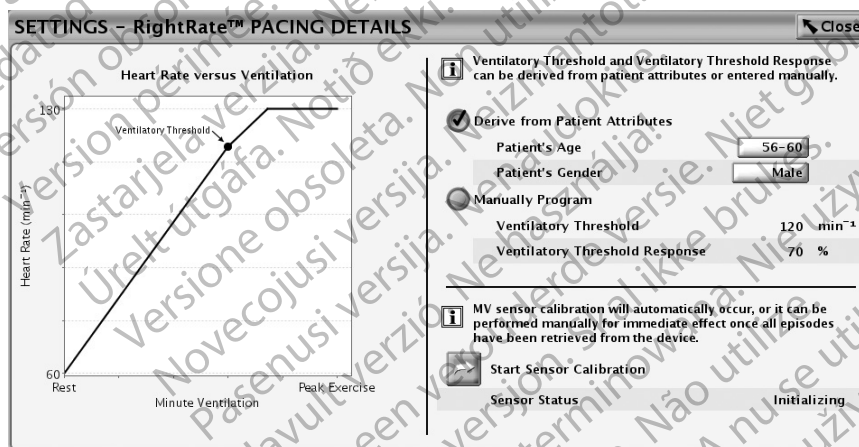
Figur 4–19. Forholdet mellom den programmerte responsfaktor-innstillingen og frekvensrespons



Figur 4-20. Effekten av responsfaktor-innstillingene i en tottrinns-treningstest

### Ventilatorisk terskel og ventilatorisk terskelrespons

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 parameterne endres vil grafen tilpasse seg tilsvarende for å vise effekten av den nye programmeringen på den samlede frekvensresponsen (Figur 4-21 Ventilatorisk terskel og Ventilatorisk terskelrespons på side 4-31). 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 4-21. Ventilatorisk terskel og Ventilatorisk terskelrespons

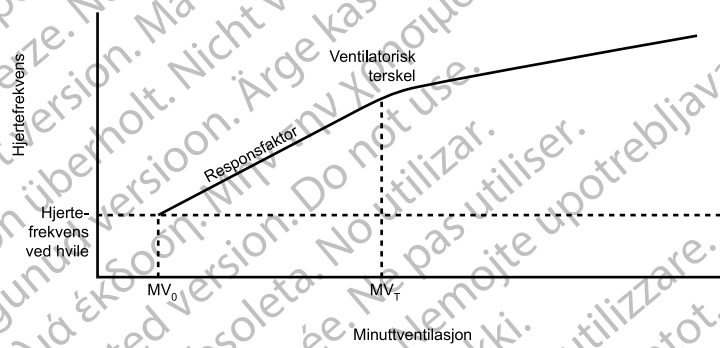
### Ventilatorisk terskel

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).

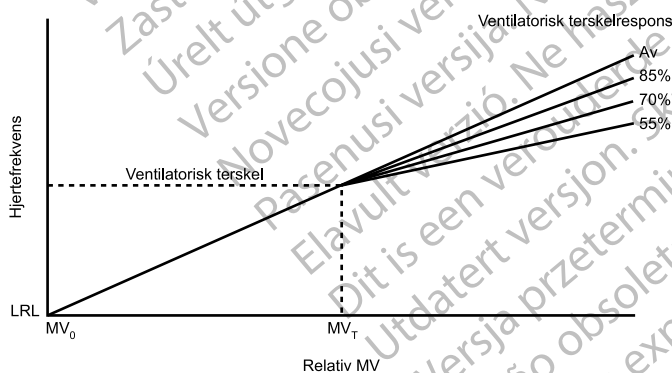
## Ventilatorisk terskelrespons

Det fysiologiske forholdet mellom MV og frekvens er tilnærmet bilineært som vist (Figur 4–22 Vanlig fysiologisk forhold mellom MV og hjerterefrekvens på side 4-32). 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 hjerterefrekvens. 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 4–23 Ventilatorisk terskelrespons på side 4-32).



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

Figur 4–22. Vanlig fysiologisk forhold mellom MV og hjerterefrekvens



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

Figur 4–23. 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 4-4. 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 the Fitness Level (Kondisjonsnivå)-innstillingen til Endurance Sports (Utholdenhetssport) eller  $90 \text{ min}^{-1}$  for de andre tre Fitness Level (Kondisjonsnivå)-innstillingene. 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.

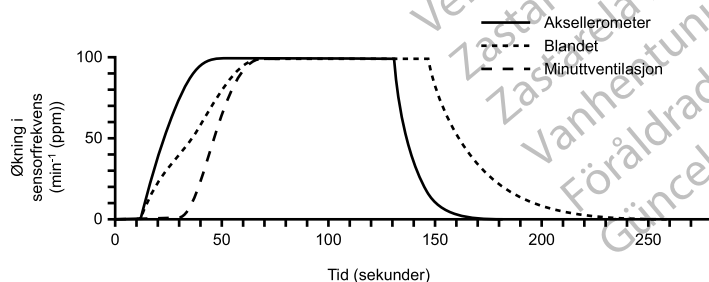
### Dobbel sensorsamkjøring

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 gjennomsnittsrespons. 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.

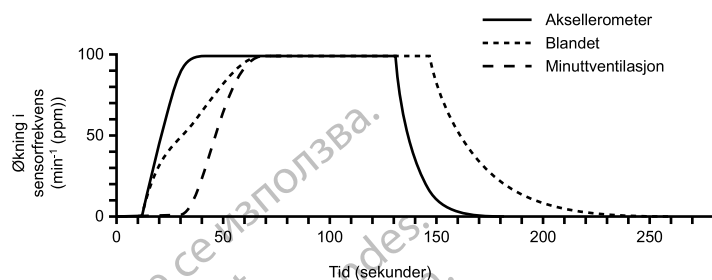
### Eksempel 1

Akselerometeret detekterer bevegelser med en samtidig MV-økning (Figur 4-24 Samkjørt respons med akselerometerreaksjonstid på 30 sekunder på side 4-33). 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 4-24. Samkjørt respons med akselerometerreaksjonstid på 30 sekunder

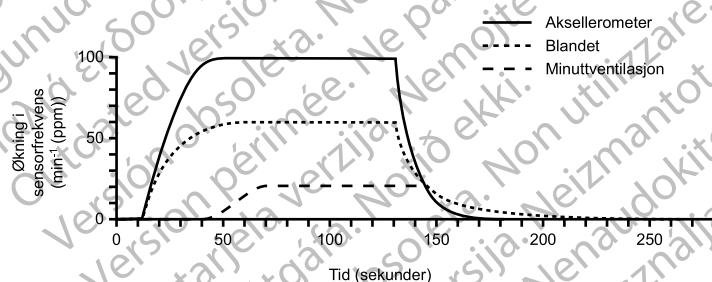
Responsstyrken i begynnelsen av treningen kan kontrolleres ved å programmere en kortere Accelerometer Reaction Time (Reaksjonstid for akselerometer) (Figur 4–25 Samkjørt respons med akselerometerreaksjonstid på 20 sekunder på side 4-34).



Figur 4–25. Samkjørt respons med akselerometerreaksjonstid på 20 sekunder

### Eksempel 2

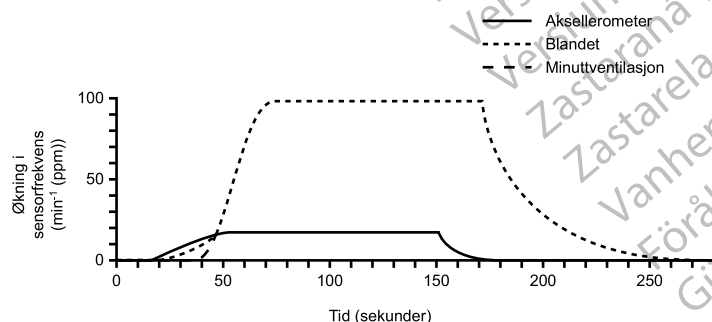
Akselerometeret detekterer bevegelser med lite MV-økning (Figur 4–26 Samkjørt respons: Akselerometeret detekterer bevegelser med lite eller ingen økning i MV på side 4-34). Responsen til den samkjørte sensoren er begrenset til cirka 60 % av akselerometerresponsen. Når akselerometerresponsen faller til under MV-responsen under restitusjonstiden, vil den samkjørte responsen være 100 % MV-drevet.



Figur 4–26. Samkjørt respons: Akselerometeret detekterer bevegelser med lite eller ingen økning i MV

### Eksempel 3

MV øker med litt økning i akselerometerfrekvens (Figur 4–27 Samkjørt respons: MV-økning der akselerometeret detekterer lite eller ingen bevegelse på side 4-34). 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.

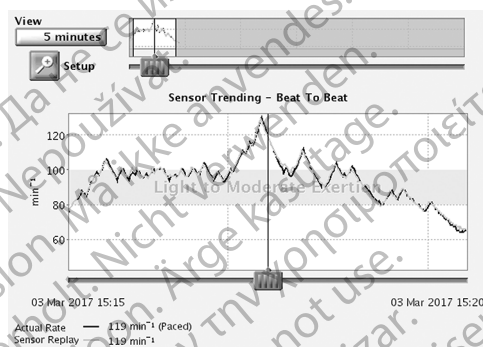


Figur 4–27. Samkjørt respons: MV-økning der akselerometeret detekterer lite eller ingen bevegelse

## Sensortrending

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

Sensor Trending (Sensortrending)-grafene og parameterne for Sensor TrendingSetup (Sensortrendingoppsett) kan vises via skjermbildet Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) (Figur 4–28 Sensortrendinggraf på side 4-35).



Figur 4–28. Sensortrendinggraf

Oppsettet omfatter følgende valg:

- 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 utgangsoppsettet 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 sensed). 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, Sensed, Sensed i ATR, VT. 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:

- I 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 trendingdata

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 går i gang, 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 klinikeren) 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

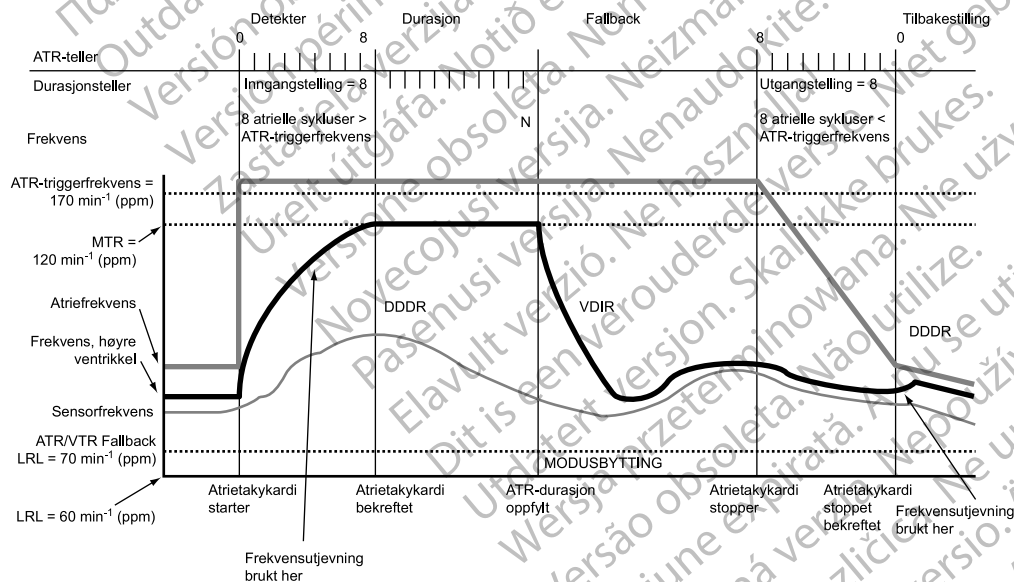
### ATR-modusbytte

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 arythmi.

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 4–29 ATR-atferd på side 4-37).



Figur 4–29. 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.

**MERKNAD:** Under postterapeutisk pacing er ATR-funksjonene de samme som ved normal pacing.

### 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/VTR Fallback LRL (ATR/VTR-fallback-LRL) under fallback. Den pacede frekvensen avtar til den høyeste av de sensorindikerte frekvensene, VRR-frekvensen eller ATR/VTR Fallback LRL (ATR/VTR-fallback-LRL).

Under fallback er følgende funksjoner deaktivert:

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

## Fallback LRL

ATR/VTR Fallback LRL (ATR/VTR-fallback-LRL) er den programmerte lavere frekvensen som frekvensen reduseres til under modusbytte. ATR/VTR Fallback LRL (ATR/VTR-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/VTR Fallback LRL (ATR/VTR-fallback-LRL).

ATR/VTR Fallback LRL (ATR/VTR-fallback-LRL) er også Backup VVI (Backup-VVI)-pacingfrekvensen under backup-pacing ved tilstedeværelse av detekterte ventrikulære arytmier.

## Slutt på en ATR-episode

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

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

## Ventrikkeltakyrespons (VTR)

VTR utgjør et automatisk modusbytte for backup-VVI-pacing ved tilstedeværelse av detekterte ventrikulære takyarytmier.

Når detekteringskriteriene er oppfylt i et ventrikkeltakykardiområde, bytter pacingmodusen til VVI (RV) eller til Off (Av) hvis den gjeldende modusen er AAI(R) eller Off (Av).

Når modusen byttes, finner backup-pacing sted på den programmerte innstillingen for ATR/VTR Fallback LRL (ATR/VTR-fallback-LRL) og benytter de programmerte verdiene for ATP ventrikulær Pulse Width (Puls bredde) samt Amplitude (Amplityde).

## Ventrikulær frekvensregulering (VRR)

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 sensed intervaller, slik at paced hendelser forårsaker en reduksjon av VRR-indikert frekvens.
- For sensed 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 følgeomoder, er den kun aktiv når et ATR-modusbytte har funnet sted. Når følgeomodusdriften gjenopptas ved opphør av den atrielle arytmien, blir VRR inaktiv. I følgeomoder 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-følgeomoder, er den kontinuerlig aktivert og oppdaterer den VRR-indikerte pacingfrekvensen samt det utjevnede 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)

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-følgeatferd 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  $353 \text{ ms}$  ( $170 \text{ min}^{-1}$ ). 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 langsommere 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

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 følging 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 følging 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 pacede 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 hjertesyklus 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>1</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.

## FREKVENSFORSTERKNINGER

### Frekvenshysterese

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

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

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

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

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

### Hysteresefforskyvning

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

Dersom intrinsisk aktivitet under LRL finner sted, vil Hysteresis Offset (Hysteresefforskyvning) tillate hemming av pacing frem til LRL minus Hysteresis Offset (Hysteresefforskyvning) 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 (Hysteresefforskyvning) 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  $70 \text{ min}^{-1}$  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 (Hysteresefforskyvning) for opptil 8 hjertesykluser. Hvis intrinsisk aktivitet senses i løpet av søkeperioden, vil Hysteresis (Hysterese) forbli aktivert frem til en atriell pacingpuls med hysteresefforskyvningsfrekvensen 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

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

#### Programmerbare verdier

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

- Økning – Rate Smoothing Up (Frekvensutjevning opp)
- Reduksjon – Rate Smoothing Down (Frekvensutjevning ned)
- Off (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 tilbakestille 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 (Hysteresefrekvens) (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 ± verdien for Rate Smoothing (Frekvensutjevning)

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

De følgende eksemplene forklarer hvordan disse vindueene beregnes (Figur 4–30 Synkroniseringsvindu for frekvensutjevning på side 4-46):

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

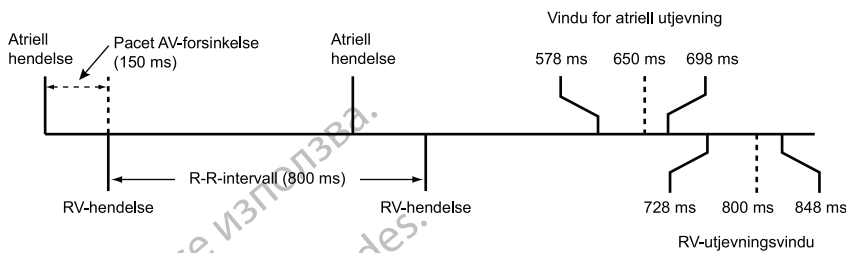
Vindueene beregnes som følger:

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

Timingene 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 4–30. Synkroniseringsvindu for frekvensutjevning

## ELEKTRODEKONFIGURASJON

Pulsgeneratoren har uavhengig programmerbare elektrodekonfigurasjoner for følgende:

- Atrium (i tokammermodeller)
- Høyre ventrikkel

Den atrielle elektroden og RV-elektroden stilles inn til Bipolar pacing og sensing. Den atrielle elektroden har et alternativ for programmering til Off (Av).

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

## 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)
- Senset AV Delay (Senset AV forsinkelse)

AV Delay (AV forsinkelse) gjelder i DDD(R)-, DDI(R)-, DOO- eller VDD(R)-modus.

**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

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.

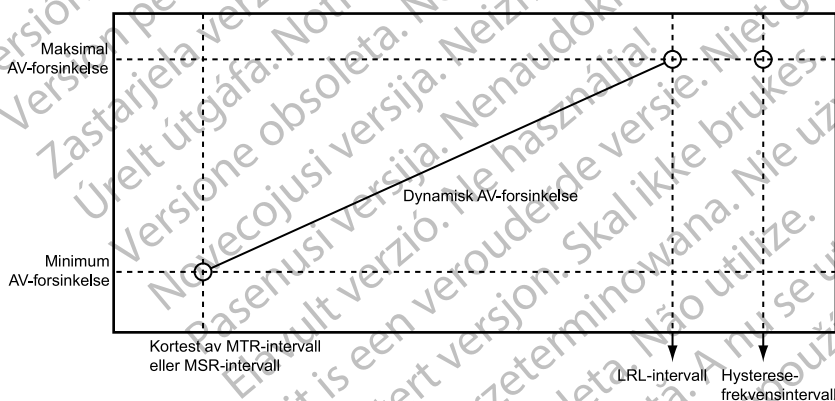
Pulsgeneratoren beregner automatisk et lineært forhold basert på intervallengden til den forrige A–A- eller V–V-syklusen (avhengig av den forrige hendelsestypen) og de programmerte verdiene for følgende:

- 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 4–31. Dynamisk AV forsinkelse

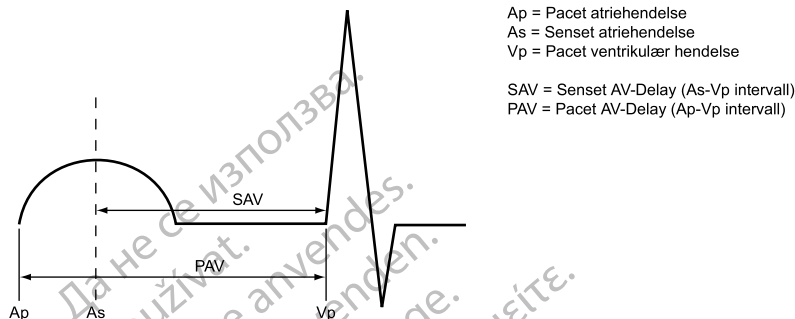
AV Delay (AV forsinkelse) kan programmeres til enten en fastsatt eller dynamisk verdi som følger:

- 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

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 sensedede atrielle hendelser (Figur 4–32 Sensed AV Delay på side 4-48).



Figur 4–32. Sensed AV Delay

Den hemodynamiske effekten til Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) avhenger av hvor riktig timingen 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 elektrodeplasseringen 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 sensedede 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)

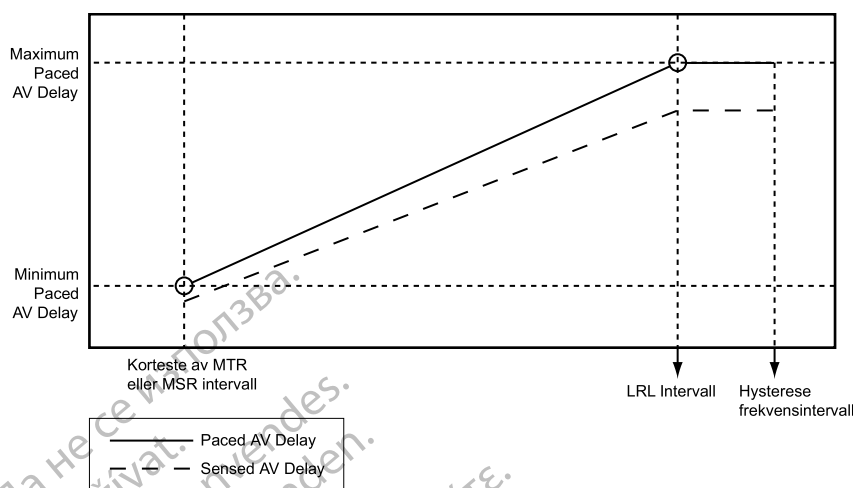
Når Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse) er programmert til en fastsatt verdi, vil Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) bli fastsatt ved den programmerte verdien for Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse).

**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 4–33 Funksjon for dynamisk og sensed AV forsinkelse på side 4-49). 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 4-33. Funksjon for dynamisk og sensed AV forsinkelse

### AV-søk +

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 treningsavhengig, 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.

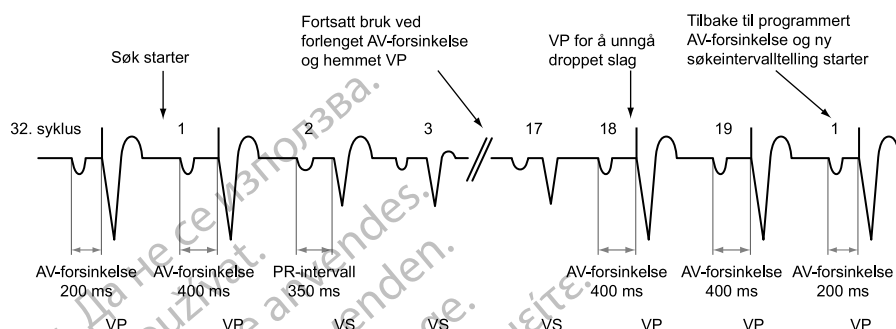
**MERKNAD:** Verdien for Search AV Delay (Søk AV forsinkelse) må programmeres til lengre enn maksimal Paced AV Delay (Pacet AV forsinkelse). Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse) og Sensed AV Delay (Senset AV forsinkelse) anvendes ikke under AV Search + (AV-søk +).

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 4-34. AV-søk +

## RYTHMIQ

RYTHMIQ har vist seg å redusere unødvendig ventrikelpacing<sup>2</sup> og forhindre klinisk signifikante pauser som definert i ACC/AHA/HRS-retningslinjene fra 2008<sup>3</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. Droppede ventrikulære slag er ikke påkrevd for kunne 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  $15 \text{ min}^{-1}$  langsommere enn LRL. Backup-VVI-pacingfrekvensen er ikke langsommere enn  $30 \text{ min}^{-1}$  og ikke raskere enn  $60 \text{ min}^{-1}$ . 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.

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

- Enheten benytter AV Search + (AV-søk +) til å utføre periodiske kontroller for gjenoptakelse 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 pacede, 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" ("Pågå").

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 arytmi 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), vil Rate Smoothing (Frekvensutjevning) være aktivert under AAI(R). Rate Smoothing (Frekvensutjevning) vil ikke endre VVI-backuppacingfrekvensen.

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

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).

Se mer informasjon om refraktære perioder ("Beregning av frekvens og refraktærperioder" på side 2-5).

**MERKNAD:** *Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) hemmes ikke under refraktære perioder.*

## A-refraktær – PVARP

PVARP defineres i henhold til pacingmodusen:

- Atrielle enkammermoduser: 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 hjertesykluser. 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 bradysensingvinduet. 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:

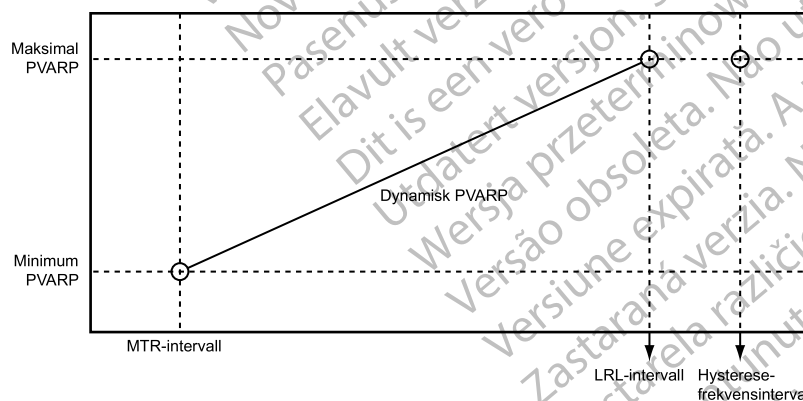
- PVARP etter PVC
- Avslutning av PMT
- Frekvensutjevning

### Dynamisk PVARP

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 hjertesykluserne. 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 4–35 Dynamisk PVARP på side 4-52). 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 4–35. 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 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

## RV-refraktær (RVRP)

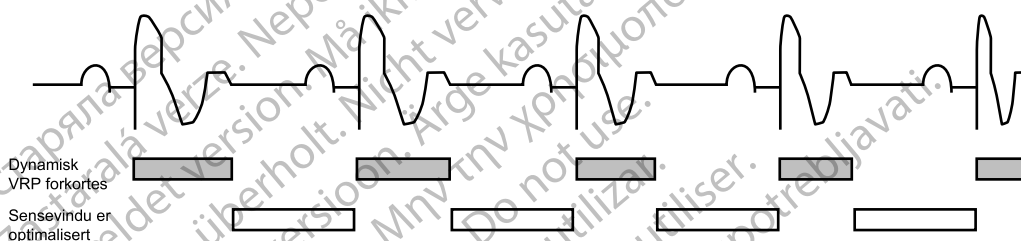
Den programmerbare RVRP-innstillingen gir et intervall etter en RV-pacinghendelse der RV-sensede hendelser ikke påvirker timingen av pacingleveringen.

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 4–36 Forholdet mellom ventrikulær frekvens og refraktært intervall på side 4-54):

- 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.



Figur 4–36. 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 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 den ventrikulære refraktærperioden. I dette tilfellet vil enheten ikke sense den ventrikulære depolariseringen og den vil pace på slutten av AV Delay-perioden, (AV-forsinkelse), noe som vil resultere i konkurrerende pacing.

## Blanking på tvers av kamre

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 sensedede 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 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 sensedede 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 AGCSensitivity (AGC-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 elektrodeplassing, pacingeffekt og programmerte innstillinger for Sensitivity (Sensitivitet), sjokkeffekt og tiden siden siste leverte sjokk.

#### 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.

Hvis RV-Blank after A-Pace (RV-blank etter A-pace) er programmert til en fastsatt periode, vil pulsgeneratoren se bort fra RV-hendelser for den valgte durasjonen etter en atriell pacingpuls. Hvis en fastsatt periode velges, får man økt potensial for undersensing av R-bølger (f.eks. PVC-er) i blankingperiodene på tvers av kamre etter atriell pacing.

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 atrielle hendelser på tvers av kamre. Dette støtter sensing av R-bølger som ellers kanskje ville ha falt innenfor Blanking-perioden på tvers av kamre. Smart Blanking endrer ikke de programmerte innstillingene for Sensitivity (Sensitivitet).

Smart Blanking er utformet for å støtte sensing av R-bølger og må kun overveies når PVC-er finner sted under blankingperioden på tvers av kamre etter en atriell pacingpuls og ikke senses riktig.

Når Smart Blanking brukes, er det mulig at polariseringsartefakter etter atriell pacing kan bli detektert som R-bølger. Disse artefaktene er sannsynligvis et resultat av spenningsoppbygning på den ventrikulære senseelektroden etter takyterapi eller ventrikulær pacing med høy effekt, og kan hemme ventrikulær pacing.

Ved justering av Blanking må du ta hensyn til følgende:

- Hvis pasienten er avhengig av pacemaker, test for riktig sensing etter sjokkterapi. Hvis oversensing finner sted etter sjokket, vær forberedt på å bruke kommandoen STAT PACE (Akutt pace).
- 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.

### 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.

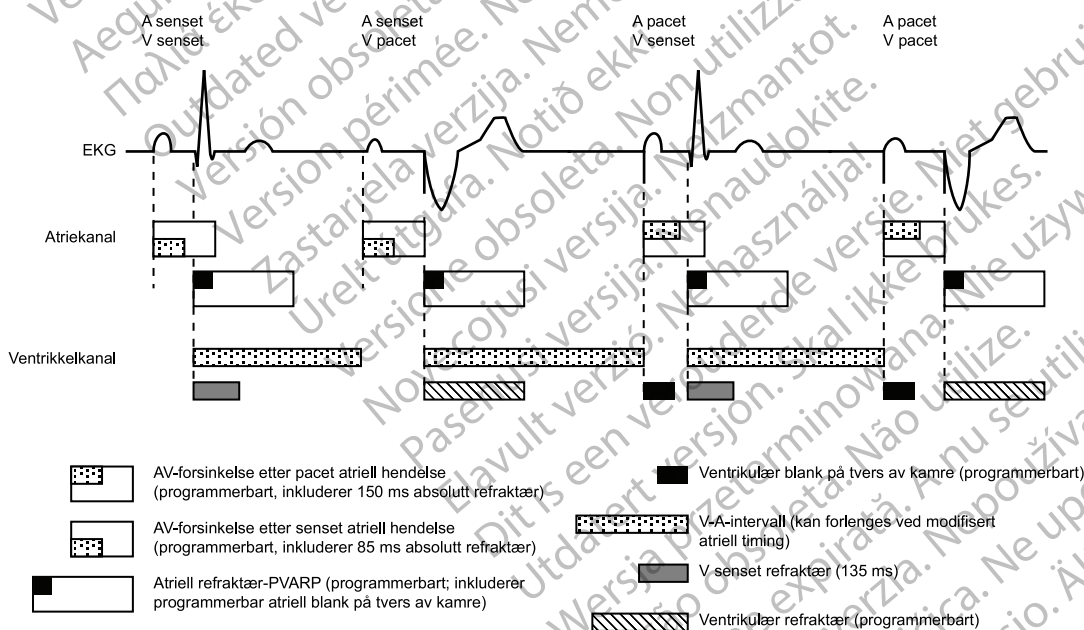
Hvis verdien er programmert til Smart, vil pulsgeneratoren automatisk heve AGC-terskelen for sensing ved utløp av Smart Blanking-perioden for å hjelpe til med å avvise ventrikulære hendelser på tvers av kamre. Dette støtter sensing av P-bølger som ellers kanskje ville ha falt innenfor blanking-perioden på tvers av kamre. Smart Blanking endrer ikke de programmerte innstillingene for Sensitivity (Sensitivitet).

### A-blank etter RV-sense

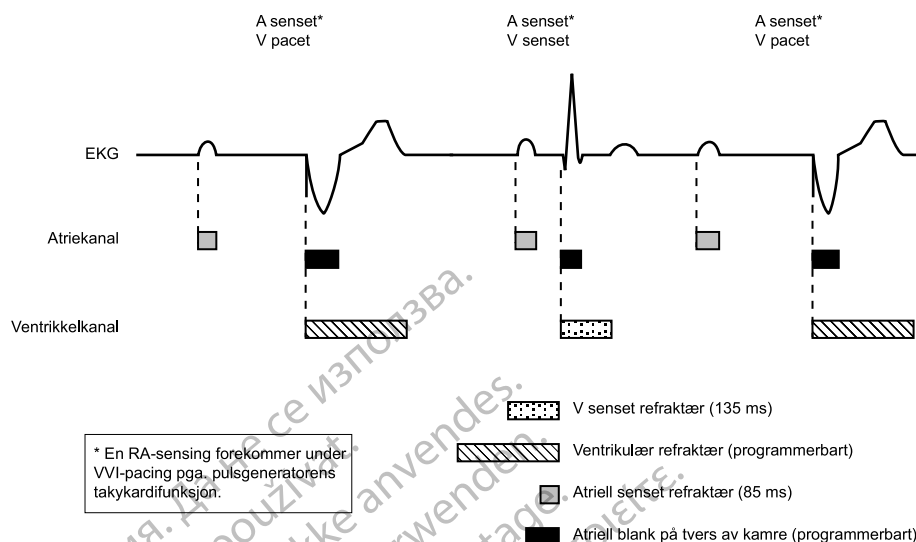
A-Blank after RV-Sense (A-blank etter RV-sense) er en blankingperiode på tvers av kamre som er utformet for å støtte riktig sensing av P-bølger og forhindre oversensing av hendelser på tvers av kamre etter enten en RV-senset hendelse.

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 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. Smart Blanking endrer ikke de programmerte innstillingene for Sensitivity (Sensitivitet).

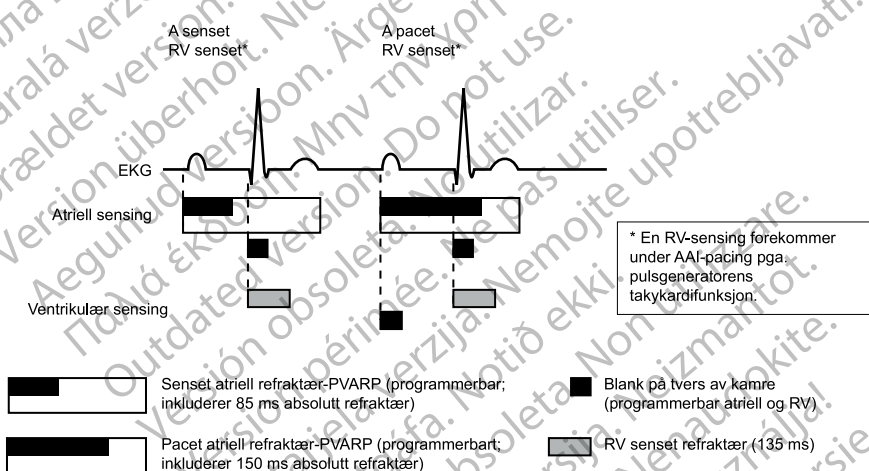
Se følgende illustrasjoner:



Figur 4–37. Refraktærperioder, tokammerpacingmoduser



Figur 4-38. Refraktærperioder, VVI-pacingmodus



Figur 4-39. Refraktære perioder, AAI-pacingmodus; DR

## STØYRESPONS

Støyvinduer og blankingperioder er utformet for å forhindre feil terapi eller pacinghemming grunnet oversensing på tvers av kamre.

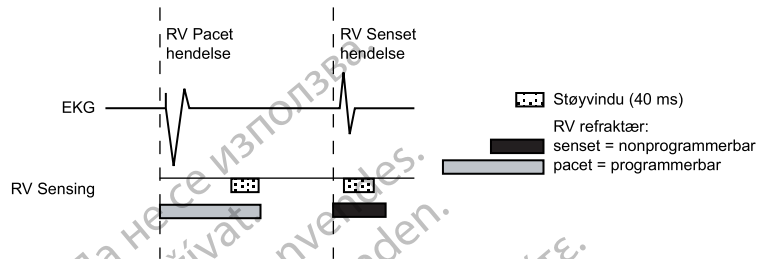
Noise Response (Støyrespons) lar klinikerer velge hvorvidt det skal paces eller om pacing skal hemmes ved tilstedeværelse av støy.

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.

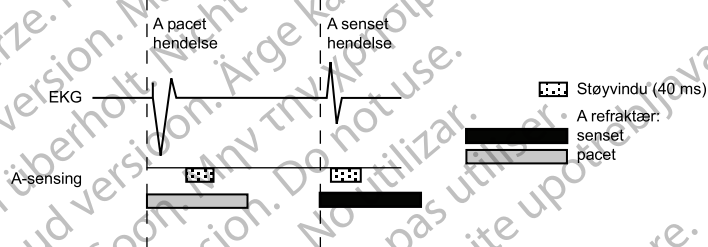
Parameteren Noise Response (Støyrespons) kan programmeres til Inhibit Pacing (Hem pacing) eller en asynkron modus. Den tilgjengelige asynkron modusen vil automatisk tilsvare den permanente Brady Mode (Bradymodusen) (dvs. permanent VVI-modus vil ha VOO-støyrespons). Hvis Noise Response (Støyrespons) er 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)-modusen er beregnet på pasienter med arytmier som kan utløses av asynkron pacing.

Se følgende illustrasjoner.



Figur 4-40. Refraktærperioder og støyvinduer, RV



Figur 4-41. Refraktærperioder og støyvinduer, RA

I tillegg er en ikke-programmerbar dynamisk støyalgorithm aktivert i alle frekvenskanaler.

Den dynamiske støyalgoritmen bruker en separat støykanal for kontinuerlig måling av grunnlinjesignalet og for å justere sensingbunnverdien 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:

#### Enkammers

- Markøren [VS] finner sted når støyvinduet innledningsvis utløses etter en V-pace
- Dersom det utløses igjen for 340 ms, forekommer markøren VN
- Dersom det utløses igjen kontinuerlig, finner markøren VN sted hyppig

#### Tokammers

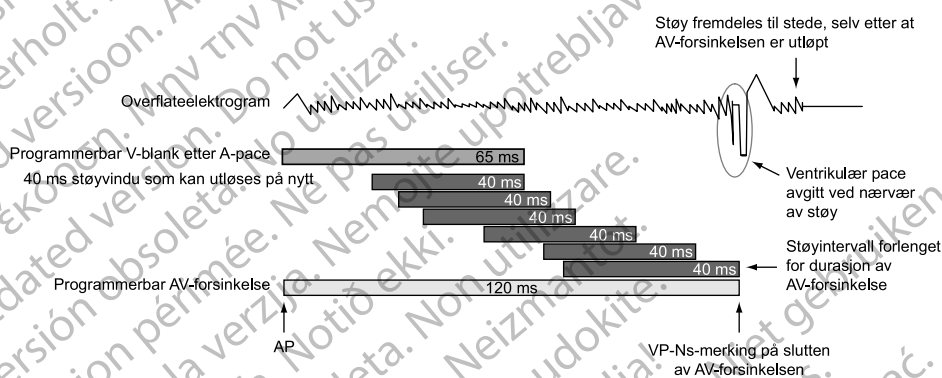
- Avhengig av hvilket kammer støyen finner sted i, finner markøren [AS] eller [VS] sted når støyvinduet innledningsvis utløses etter en pacingpuls
- Dersom det utløses igjen for 340 ms, forekommer markøren AN eller VN
- Dersom det utløses igjen kontinuerlig, finner markøren AN eller VN sted hyppig
- 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.

### Støyrespons eksempelp

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 4-42 Støyrespons (fastsatt blanking) på side 4-59).

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 hjertesykklus.



Figur 4-42. Støyrespons (fastsatt blanking)

## VENTRIKULÆRE TAKYSENSINGINTERAKSJONER

Refractory (Refraktære) perioder og blankingintervaller er en integrert del av pulsgeneratorens sensingsystem. De brukes for effektiv undertrykkelse av detektering av pulsgeneratorartefakter (f.eks. en pacingpuls eller et sjokk) og visse intrinsiske signalartefakter (f.eks. en T-bølge eller en fjernfelt-R-bølge). Pulsgeneratoren skiller ikke mellom hendelser som finner sted under Refractory (Refraktære) perioder og blankingintervaller. Som et resultat av dette vil alle hendelser (pulsgeneratorartefakter, intrinsiske artefakter og intrinsiske hendelser) som finner sted under en refraktærperiode eller et blankingintervall, bli ignorert for pacingtimingsykluser og Ventricular Tachy Detection (Ventrikulær takydetektering).

Visse programmerte kombinasjoner av pacingparametere er kjent for å forstyrre ventrikulær takydetektering. Når et intrinsisk slag fra VT finner sted under en refraktærperiode for pulsgeneratoren, vil VT-slaget ikke bli detektert. Som et resultat av dette kan arytmidetektering og -terapi bli utsatt inntil et tilstrekkelig antall VT-slag detekteres for å oppfylle takydetekteringskriteriene ("Ventrikulære detekteringsvinduer" på side 2-12).

### Eksempler på pacingparameterkombinasjoner

De følgende eksemplene illustrerer effektene av visse pacingparameterkombinasjoner på ventrikulær sensing. Ved programmering av pulsgeneratorens pacing- og takydetekteringsparametere må du ta i betraktning mulige interaksjoner for disse funksjonene i lys av forventede arytmier. Generelt sett viser PRM-skjermen Parameter Interaction (Parameterinteraksjon)-varsler og veiledende meldinger for å informere deg om

programmeringskombinasjoner som kan påvirke hverandre gjensidig slik at disse tilfellene forårsakes. Interaksjonene kan utbedres ved å omprogrammere pacing-Rate (Frekvens), AV Delay (AV forsinkelse) og/eller refraktær-/blankingperioder.

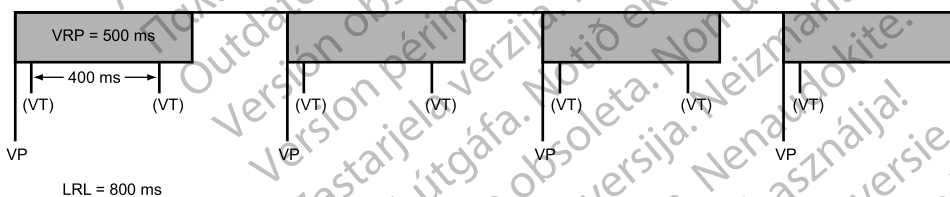
### Eksempel 1: Ventrikulær undersensing grunnet Ventricular Refractory Period (Ventrikulær refraktærperiode)

Hvis pulsgeneratoren er programmert som følger, vil en VT som finner sted samtidig med pacingen ikke bli detektert:

- Brady Mode (Bradymodus) = VVI
- LRL = 75 min<sup>-1</sup> (800 ms)
- VRP = 500 ms
- VT Zone (VT-sone) = 150 min<sup>-1</sup> (400 ms)

I dette tilfellet utfører pulsgeneratoren VVI-pacing på LRL (800 ms). En VRP på 500 ms følger etter hver ventrikulær pacingpuls. VT-slag som finner sted under VRP ignoreres for pacemakertiming og Ventricular Tachy Detection (Ventrikulær takydetektering) / Therapy (Ventrikulær takyterapi). Hvis en stabil VT på 400 ms starter samtidig som en ventrikulær pacingpuls, vil VT ikke bli detektert fordi hvert slag vil finne sted under VRP på 500 ms, enten samtidig med en ventrikulær pacingpuls eller 400 ms etter en pacingpuls (Figur 4-43 Ventrikkelundersensing grunnet VRP på side 4-60).

**MERKNAD:** Det er ikke påkrevd at VT starter samtidig med en pacingpuls for at undersensing skal finne sted. I dette eksempelet vil all pacing bli hemmet, og deretter vil takydetektering finne sted så snart et enkelt VT-slag er detektert.



Figur 4-43. Ventrikkelundersensing grunnet VRP

Når programmeringsinteraksjonen som er beskrevet i dette tilfellet er til stede, vil en melding beskrive interaksjonen mellom VRP og LRL. I frekvensresponsive moduser eller følgemoduser (f. eks. DDDR) kan tilsvarende meldinger beskrive interaksjonen mellom VRP og MTR, MSR eller MPR. Sammen med hver melding vises de relevante programmeringsparameterne for å hjelpe deg med å utbedre interaksjonen. Programmering av dynamisk VRP kan være nyttig for utbedring av denne typen interaksjoner.

### Eksempel 2: Ventrikulær undersensing grunnet V-Blank After A-Pace (V-blank etter A-pace)

Visse programmerte kombinasjoner av tokammerpacingparametere kan også forstyrre Ventricular Tachy Detection (Ventrikulær takydetektering). Når tokammerpacing finner sted, initieres pulsgeneratorens refraktærperioder med både atrielle og ventrikulære pacingpulser. Den ventrikulære refraktærperioden etter en ventrikulær pacingpuls kontrolleres av VRP-parameteren, mens den ventrikulære refraktærperioden etter en atriell pacingpuls kontrolleres av V-Blank After A-Pace (V-blank etter A-pace)-parameteren.

Undersensing av en VT grunnet pulsgeneratorens refraktærperioder kan forekomme når pulsgeneratoren pacer på eller over LRL. Hvis pulsgeneratoren for eksempel pacer med en

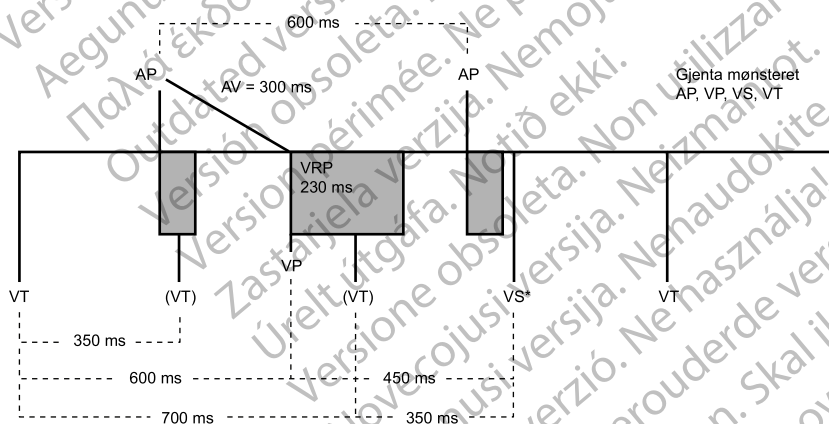


adaptiv frekvens på  $100 \text{ min}^{-1}$  ( $600 \text{ ms}$ ) og er programmert som følger, er det ikke sikkert at en VT som finner sted synkront med pacingen, vil bli detektert:

- LRL =  $90 \text{ min}^{-1}$  ( $667 \text{ ms}$ ), MTR/MSR =  $130 \text{ min}^{-1}$  ( $460 \text{ ms}$ )
- Brady Mode (Bradymodus) = DDDR, Fixed AV delay (Fastsatt AV forsinkelse) =  $300 \text{ ms}$
- VRP =  $230 \text{ ms}$
- V-Blank After A-Pace (V-blank etter A-pace) =  $65 \text{ ms}$
- VT Zone (VT-sone) =  $150 \text{ min}^{-1}$  ( $400 \text{ ms}$ )

I dette tilfellet utfører pulsgeneratoren DDDR-pacing ved  $600 \text{ ms}$ . En VRP på  $230 \text{ ms}$  følger etter hver ventrikulære pacingpuls; en ventrikulær refraktær periode på  $65 \text{ ms}$  (V-Blank after A-Pace V-blank etter A-pace) følger etter hver atrielle pacingpuls; en atriell pacingpuls finner sted  $300 \text{ ms}$  etter hver ventrikulære pacingpuls. VT-slag som finner sted under en av refraktærperiodene, ignoreres for pacemaker timing og Ventricular Tachy Detection (Ventrikulær takydetektering) /Therapy (Ventrikulær takyterapi). Hvis en stabil VT på  $350 \text{ ms}$  starter, vil VT ikke bli detektert fordi de fleste slagene vil finne sted under en ventrikulær refraktærperiode, enten V-Blank after A-Pace (V-blank etter A-pace) eller VRP. Noen VT-slag vil bli detektert, men ikke nok til å oppfylle «8 av 10»-takydetekteringskriteriene ("Ventrikulære detekteringsvinduer" på side 2-12).

**MERKNAD:** Det er ikke påkrevd at VT starter samtidig med refraktærperiode eller et blankingintervall for at undersensning skal finne sted. I dette eksempelet er det sannsynlig at VT ikke vil bli detektert frem til enten VT akselererer til raskere enn  $350 \text{ ms}$  eller den sensordrevne pacingfrekvensen endrer seg fra  $600 \text{ ms}$ .



Figur 4-44. Ventrikulær undersensning på grunn av V-Blank after A-Pace

Når den programmerte interaksjonen som beskrives i dette tilfellet er til stede, vil en melding beskrive interaksjonen mellom takyfrekvenssterskelen og LRL samt AV Delay (AV forsinkelse). Tilsvarende meldinger kan beskrive interaksjonen mellom V-Blank after A-Pace (V-blank etter A-pace) og MTR, MPR eller LRL. Sammen med hver melding vises de relevante programmeringsparameterne for å hjelpe deg med å utbedre interaksjonen. Programmering av dynamisk VRP kan være nyttig for utbedring av denne typen interaksjoner.

#### Programmeringsvurderinger

Visse programmerte kombinasjoner av pacingparametere er kjent for å forstyrre Ventricular Tachy Detection (Ventrikulær takydetektering). Risikoen for ventrikulær takyundersensning grunnet enhetens refraktærperioder indikeres med de interaktive advarslene på parameterskjermbildet.

Som med all enhetsprogrammering må du evaluere fordelene og risikoene med de programmerte funksjonene for hver pasient (for eksempel utbyttet av Rate Smoothing

(Frekvensutjevning) med en lang AV Delay (AV forsinkelse) versus risikoen for ventrikulær takyundersensing).

De følgende programmeringsanbefalingene oppgis for å redusere risikoen for ventrikulær undersensing grunnet refraktærperioden forårsaket av en atriell pacingpuls (V-Blank after A-Pace (V-blank etter A-pace)):

- Dersom en tokammerpacingmodus med Rate Smoothing (Frekvensutjevning) eller Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) er nødvendig:
  - Reduser LRL
  - Kort ned AV Delay (AV forsinkelse) eller bruk Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse) og reduser minimumsinnstillingen for Dynamic AV Delay (Dynamisk AV forsinkelse)
  - Reduser Search AV Delay (Søk AV forsinkelse) for AV Search + (AV-søk +)
  - Øk prosenten for Down (Ned) Rate Smoothing (Frekvensutjevning) til den høyeste verdien
  - Reduser Recovery Time (Gjenopprettingstiden) for Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens)-moduser
  - Reduser MTR eller MPR hvis Down (Ned)Rate Smoothing (Frekvensutjevning) er på
  - Reduser MSR hvis pacingmodusen er frekvensadaptiv
- Hvis Rate Smoothing (Frekvensutjevning) eller Rate Adaptive Pacing (Pacing med adaptiv frekvens) ikke er påkrevd for pasienten, må du vurdere å programmere disse funksjonene til Off (Av). Dersom disse funksjonene programmeres til Off (Av) kan det redusere sannsynligheten for atriell pacing med hevede frekvenser.
- Hvis atriell pacing ikke er påkrevd for pasienten, må du vurdere å bruke VDD- istedenfor DDD-pacingmodus.
- I visse brukstilfeller kan du velge å programmere lange AV forsinkelser for å redusere ventrikulær pacing for pasienter med lange PR-intervaller, samtidig som sensorpacing eller Rate Smoothing (Frekvensutjevning) gis for fylle pasientens andre behov.
- Hvis et mønster med atriepacing og VT-slag detekteres, vil funksjonen Brady Tachy Response (Bradytakykardirespons) (BTR) i visse tilfeller automatisk justere AV Delay (AV-forsinkelse) for å gjøre det enklere å bekrefte en mistenkt VT. Dersom ingen VT er til stede, går AV Delay (AV forsinkelse) tilbake til den programmerte verdien. For programmeringstilfeller der den automatiske justeringen av AV Delay (AV forsinkelse) kan finne sted, vil en spesifikk Parameter Interaction (Parameterinteraksjon)-advarsel ikke bli vist.

Hvis du trenger å diskutere noe eller har behov for ytterligere informasjon om disse eller andre programmerte innstillinger, kan du kontakte Boston Scientific (se kontaktinformasjonen på bakomslaget).

Samlet sett er det ved programmering av pulsgeneratorens pacing- og takydetekteringsparametere nyttig å vurdere mulige interaksjoner mellom disse funksjonene i lys av de forventede arytmiene for en gitt pasient. Generelt sett vil du bli gjort oppmerksom på interaksjonene gjennom varselmeldinger for Parameter Interaction (Parameterinteraksjoner) på PRM-skjermen, og disse kan utbedres ved å reprogrammere Rate (Frekvensen) for pacing, AV Delay (AV forsinkelse) og/eller refraktærperiodene/blankingperiodene.

# SYSTEMDIAGNOSTIKK

---

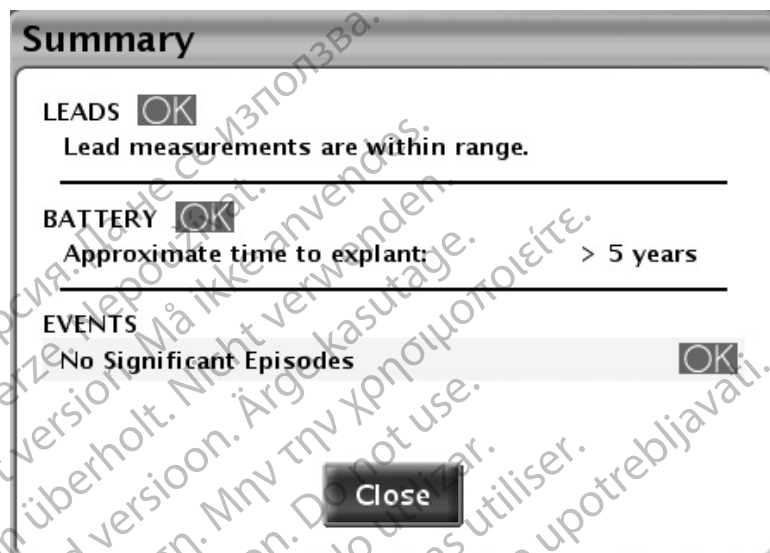
## KAPITTEL 5

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “Dialogboksen Summary (Sammendrag)” på side 5-2
- “Batteristatus” på side 5-2
- “Elektrodestatus” på side 5-7
- “Elektrodetester” på side 5-11

## DIALOGBOKSEN SUMMARY (SAMMENDRAG)

Etter interrogering vises dialogboksen Summary (Sammendrag). Den inneholder statusindikatorer for Leads (Elektroder) og Battery (Batteri), omtrentlig tid til eksplantering og Events (Hendelser) som viser eventuelle episoder siden siste tilbakestilling. Hvis pulsgeneratoren registrerer en magnet, vises det også en melding om dette.



Figur 5-1. 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 5-7
- Battery (Batteri) – "Batteristatus" på side 5-2
- Events (Hendelser) – "Terapihistorikk" på side 6-2

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 historikkteller.

## 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 5-2).
- 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 ladetid ("Skjermbildet Battery Status (Batteristatus)" på side 5-3).

- 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 5-5).

### 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.
- 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, omprogrammeres, 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.

#### Charge Time (Ladetid)

Denne delen av skjermbildet viser hvor lang tid pulsgeneratoren brukte på å lade for det siste maksimalenergisløkket eller kondensatorreformeringsen.

#### Ikonet Battery Detail (Batteriinformasjon)

Når dette ikonet velges, vises skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon) ("Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon)" på side 5-5).

#### 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 overvåke og pace 100

% under eksisterende forhold i tre måneder og til å avgi tre sjokk med maksimal energi eller seks sjokk med maksimal energi uten pacing. 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)

- Brady Mode (Bradykardimodus) og Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takykardimodus) kan programmeres til Off (Av); ingen andre parametere kan programmeres
- Én ventrikulær sone (VF) med en frekvensterskel på  $165 \text{ min}^{-1}$
- Kun stavtelemetri (RF-telemetri er deaktivert)
- Kun sjokk med maksimal energi og kondensatorreformerings (ATP-terapi og lavenergisjokk er deaktivert)
- En LRL på  $50 \text{ min}^{-1}$

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 Threshold (Automatisk PaceSafe RV-terskel) (effekten er fast innstilt på gjeldende effektverdi)
- PaceSafeRA Automatic Threshold (Automatisk PaceSafe RA-terskel) (effekten er fast innstilt på gjeldende effektverdi)
- 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 Explant (Eksplantering)-status er nådd, kan føre til for tidlig batteriutlading, forkortet tid før enheten må byttes ut eller plutselig tap av terapi. 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:** *Enheden 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.*

**MERKNAD:** *Som en reservemethode vises Explant (Eksplanter) når to etterfølgende ladetider overstiger 15 sekunder hver. Hvis ladetiden overstiger 15 sekunder, setter pulsgeneratoren opp en automatisk kondensatorreforming én time senere. Hvis ladetiden under reformeringen også overstiger 15 sekunder, endres batteristatusen til Explant (Eksplanter).*

### Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon)

Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon) inneholder følgende informasjon om batteristatusen for pulsgeneratoren (Figur 5–2 Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon) på side 5-6):

- Last Delivered Shock (Siste sjokk) – dato, Energy (Energi), Charge Time (Ladetid) og Shock Impedance (Sjokkimpedans).
- Beep when Explant Is Indicated (Avgir lyd når eksplantering er indisert) – hvis denne funksjonen er innstilt på On (På), avgir pulsgeneratoren 16 pipetoner hver sjette time etter at indikatoren Explant (Eksplanter) er nådd. Pipetonen kan deretter innstilles på Off (Av). Selv om denne funksjonen er innstilt på Off (Av), aktiveres den automatisk på nytt når indikatoren Battery Capacity Depleted (Batterikapasitet utladet) er nådd.

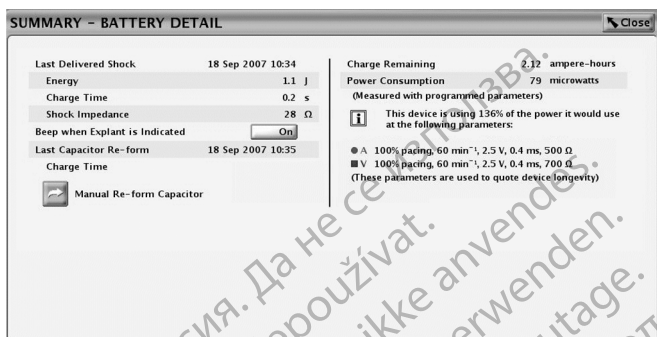
**OBS:** Pasienter må informeres om at de alltid må kontakte legen umiddelbart hvis de hører pipetoner fra enheten.

- Last Capacitor Re-form (Siste kondensatorreforming) – dato og Charge Time (Ladetid).
- Manual Re-form Capacitor (Manuell kondensatorreforming) – denne funksjonen brukes til å foreta en kondensatorreforming når det er behov for det.
- 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 (Amplitude)
- Pulse Width (Pulsbredde)

- Brady Mode (Bradymodus)
- LRL
- MSR
- PaceSafe



Figur 5–2. Skjermbildet Summary – Battery Detail (Sammendrag – batteriinformasjon)

## Kondensatorreforming

**Automatisk kondensatorreforming.** Kondensatordeforming kan forekomme i perioder når det ikke avgis sjokk, og dette kan føre til lengre ladetider. For å redusere effekten av kondensatordeforming på ladetiden, reformeres kondensatorene automatisk. Pulsgeneratoren avgir ikke pipetoner under automatiske kondensatorreforminger (selv om funksjonen Beep During Capacitor Charge (Pipetone under lading av kondensator) er innstilt på On (På)). Under en kondensatorreforming måles og lagres ladetiden og kan hentes frem senere.

**Manuell kondensatorreforming.** Det er ikke nødvendig å foreta manuelle kondensatorreforminger, men dette kan styres via PRM på følgende måte:

1. Trykk på knappen Manual Re-form Capacitor (Manuell kondensatorreforming) i skjermbildet Battery Detail (Batteriinformasjon), og kontroller at telemetribindelsen er opprettet. Det vises en melding om at kondensatorene lades. Pulsgeneratoren avgir pipetoner (hvis funksjonen Beep During Capacitor Charge (Pipetone under lading av kondensator) er innstilt på On (På)) mens kondensatorene lades.
2. Hele reformeringscyklusen tar vanligvis mindre enn 15 sekunder. Når syklusen er ferdig, avgis kondensatorenergi til pulsgeneratorens interne testlast. Den initiale ladetiden vises i skjermbildet Battery Detail (Batteriinformasjon).

## Måling av ladetid

Pulsgeneratoren måler ladetiden når kondensatorene lades. Den sist målte verdien lagres i pulsgeneratorens minne og vises av PRM-systemet i skjermbildet Battery Detail (Batteriinformasjon).

## Sist avgitte ventrikulære sjokk

Når et sjokk er avgitt til pasienten, lagres følgende informasjon fra det sist avgitte sjokket i pulsgeneratorens minne og vises i skjermbildet Battery Detail (Batteriinformasjon):

- Dato
- Energinivå
- Ladetid
- Impedansen for sjokkelektrode



Dette inkluderer ikke automatiske kondensatorreformerings og sjokk som kan ha blitt avledet. Hvis det oppstår en feil (dvs. høy eller lav impedans), angis feilen, slik at den kan korrigeres.

**MERKNAD:** Ved sjokk på 1,0 J eller lavere blir impedansmålingen mindre nøyaktig.

## ELEKTRODESTATUS

### Daglige målinger

Enheden utfører følgende målinger hver 21. time og rapporterer dem daglig:

- Daglig måling av Intrinsic Amplitude (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. Enheden 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 pacingelektroden(e) 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.

- The High Impedance Limit (Nedre impedansgrense) er nominelt fastsatt til 2000  $\Omega$ , og kan programmeres mellom 2000  $\Omega$  og 3000  $\Omega$  i inkremerter på 250  $\Omega$ . Low Impedance Limit (Nedre impedansgrense) er nominelt fastsatt til 200  $\Omega$  og kan programmeres mellom 200 og 500  $\Omega$  i inkremerter på 50  $\Omega$ .

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
- Daglig måling av elektrode (Shock Impedance (Sjokkimpedans)):
- Sjokkelektrode – enheten vil automatisk prøve å måle sjokkelektrodeimpedansen. Under testing av sjokkelektrodeimpedansen avgir pulsgeneratoren en energipuls som ligger under terskelverdien, gjennom sjokkelektroden(e). Siden disse impedansmålingene gjøres hver 21. time, og dermed på forskjellig tidspunkt på dagen, kan de variere over tid.
  - ShockLow Impedance Limit (Nedre impedansgrense for sjokk) er fastsatt til 20  $\Omega$ . ShockHigh Impedance Limit (Øvre impedansgrense for sjokk) er nominelt fastsatt til 125  $\Omega$ , og den kan programmeres til mellom 125 og 200  $\Omega$  i inkremerter på 25  $\Omega$ . Ta hensyn til følgende faktorer når du velger en verdi for den øvre impedansgrensen:
  - For kroniske elektroder, elektrodens tidligere impedansmålinger og andre indikatorer for elektrisk ytelse, 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 den øvre impedansgrensen.

- Anbefalte impedansspektre for elektroden(e) som brukes, hvis dette er tilgjengelig
- Impedansverdien for en test av sjokkimpedans med høy eller maksimal energi

**MERKNAD:** Når resultatet av en beordret eller daglig Lead Impedance Test (Elektrodeimpedanstest) for sjokk er på over 125  $\Omega$  og den programmerte ShockHigh Impedance Limit (Øvre impedansgrensen for sjokk) er høyere enn 125  $\Omega$ , må du kontrollere at systemet fungerer som det skal, ved å aktivere et sjokk med høy energi.

- Pulsgeneratoren genererer lydsignaler som varsler om statusinformasjon. Lydsignalfunksjonen har én programmerbar funksjon som, når den er innstilt på On (På), gjør at pulsgeneratoren genererer lydsignaler når verdiene for Daily Impedance (Daglig impedans) er utenfor det gyldige området. Indikatoren Beep When Out-of-Range (Avgi lydsignal når utenfor gyldig område) består av 16 pipetoner som gjentas hver sjettede time. Når denne funksjonen er innstilt på Off (Av), genereres det ingen lydsignaler hvis verdiene for Daily Impedance (Daglig impedans) er utenfor det gyldige området. Se "Lydsignalfunksjon" på side 6-23

- 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 5-3 Sammendragsskjermbildet Leads Status (Elektrodestatus) på side 5-9).

Mulige elektrodestatusmeldinger er som følger (Tabell 5-1 Rapportering av elektrodemålinger på side 5-8):

- 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:** Du finner en detaljert beskrivelse av PaceSafe-spesifikke målinger, inkludert varsling om mislykkede elektrodetester og elektrodeadvvarsler, under "PaceSafe" på side 4-9.

Tabell 5-1. Rapportering av elektrodemålinger

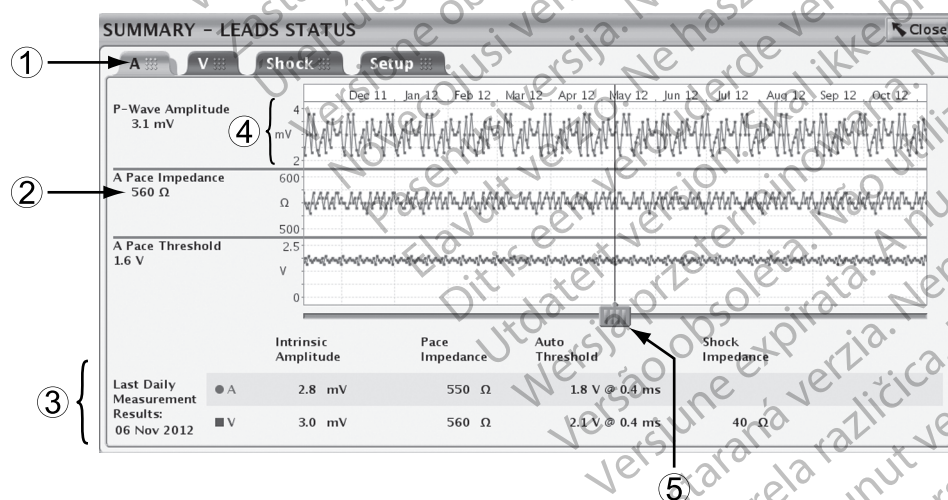
Elektrodemåling	Rapporterte verdier	Utenfor gyldig område – grenser
A Pace Impedance ( $\Omega$ ) (A-pacingimpedans)	200 til 3000	Low (Nedre): $\leq$ programmert atriell Low Impedance Limit (Nedre impedansgrense) High (Øvre): $\geq$ programmert atriell High Impedance Limit (Øvre impedansgrense)
RV Pace Impedance (RV-pacingimpedans) ( $\Omega$ )	200 til 3000	Low (Nedre): $\leq$ programmert verdi for høyre ventrikulær Low Impedance Limit (Nedre impedansgrense) High (Øvre): $\geq$ programmert høyre ventrikulær High Impedance Limit (Øvre impedansgrense)
Shock Impedance (Sjokkimpedans) ( $\Omega$ )	0 til 200	Low (Nedre): $\leq 20$

Tabell 5-1. Rapportering av elektrodemålinger (Fortsettelse)

Elektrodemåling	Rapporterte verdier	Utenfor gyldig område – grenser
		High (Øvre): $\geq$ programmert ShockHigh Impedance Limit (Øvre impedansgrense for sjokk)
P-Wave Amplitude (P-bølgeamplitude) (mV)	0,1 til 25,0	Low (Nedre): $\leq$ 0,5 High (Øvre): ingen
R-Wave (RV) Amplitude (R-bølgeamplitude, RV) (mV)	0,1 til 25,0	Low (Nedre): $\leq$ 3,0 High (Øvre): ingen

Skjermbildet Summary – Leads Status (Sammendrag – elektrodestatus) inneholder informasjon om daglige målinger for aktuelle elektroder (Figur 5-3 Sammendragsskjermbildet Leads Status (Elektrodestatus) på side 5-9):

- 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.
- Hvert datapunkt representerer den daglige målingen 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 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 5-3. 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).

Det tas åtte målinger i løpet av sju dager, og én dag vil derfor ha to målinger:

- Hvis én av målingene er gyldig og én er ugyldig for Amplitude (Amplityde) og Impedance (Impedans), 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 amplityde) og Impedance (Impedans) ikke viser verdier utenfor gyldig område eller hull, oppfyller testen som ga verdien utenfor gyldig område, ett av følgende vilkår:

- Testen skjedde innenfor de siste 24 timene og er ennå ikke blitt lagret med de daglige målingene

**Tabell 5-2. Intrinsisk amplityde: Forhold for daglig måling, programmererskjerm og grafisk fremstilling**

Forhold	Programmererskjerm	Grafisk fremstilling
Amplitydemåling 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 paced	Paced (Pacet)	Hull
Støy registrert i testperioden	Noise (Støy)	Hull
Sensed hendelser definert som PVC	PVC	Hull
Sensed hendelser definert som PAC	PAC	Hull
Amplitydemålinger 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	Plottet punkt ved tilhørende minimum
	> 25 med OBS-ikon	Plottet punkt ved tilhørende maksimum <sup>a</sup>

a. Når verdien måles som > 25 mV, vises et OBS-symbol i diagrammet, selv om det ikke genereres advarsler i sammendragsskjerm bildene.

**Tabell 5-3. 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) (Ω)	Målt verdi høyere enn eller lik den programmerte High (Øvre)-impedansgrensen for pacing, med OBS-ikon	Plottet punkt ved tilhørende minimum eller maksimum <sup>a</sup>
	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	Plottet punkt ved tilhørende minimum eller maksimum <sup>a</sup>
	< minimumsverdi for Low (Nedre)-impedansgrense for pacing, med OBS-ikon	

Tabell 5-3. Elektrodeimpedans: Forhold for daglig måling, programmererskjerm og grafisk fremstilling (Fortsettelse)

Forhold	Programmererskjerm	Grafisk fremstilling
Impedansmålinger utenfor gyldig område (sjokkelektroder) ( $\Omega$ )	Målt verdi høyere enn eller lik den programmerte verdien for ShockHigh Impedance Limit (Øvre impedansgrense for sjokk) (125–200), med OBS-ikon 0, OBS-ikon generert ved $\leq 20$	Plottet punkt
	> 200; OBS-ikon generert	Plottet punkt ved tilhørende maksimum <sup>b</sup>

- 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).
- b. Når disse punktene velges, vises ikke den numeriske verdien, men en melding om at verdien er over den øvre grensen.

Tabell 5-4. PaceSafe automatisk terskel: 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 4-9).

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:

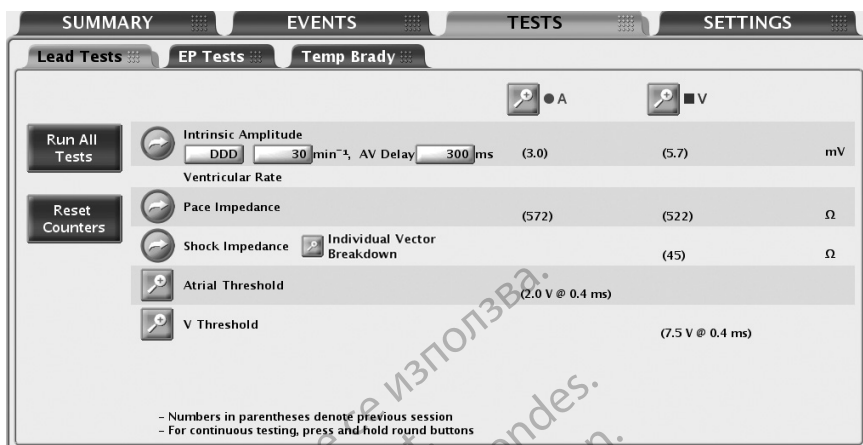
- Takykardieepisode pågår
- Takykarditerapi er aktiv
- Telemetri er aktiv
- Post-terapiparametere har trådt i kraft
- Enhetens batterikapasitet er utladet
- LATITUDE-interrogering pågår
- Pulsgeneratoren er i Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering)
- Pulsgeneratoren er i MRI Protection Mode (Beskyttelsesmodus for MR)

Se en detaljert beskrivelse av forholdene der det ikke vil bli gjort forsøk på PaceSafe-målinger ("PaceSafe" på side 4-9).

## ELEKTRODETESTER

Følgende elektrodetester er tilgjengelige (Figur 5-4 Skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) på side 5-12):

- A Pace Impedance (A-pacingimpedans)
- Shock Impedance (Sjokkimpedans)
- Intrinsic Amplitude (Intrinsisk amplitude)
- Pace Threshold (Pacingterskel)



Figur 5-4. 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 (Pacingskel)-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

2. 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.
3. 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
- Ekstra sjokk med maksimal energi
- Programmering av sjokkelektrodevektoren
- Trådløs EKG
- Invasiv visuell inspeksjon

En test av sjokkimpedans er et nyttig verktøy for å oppdage endringer i sjokkelektrodeintegriteten over tid. En evaluering av denne informasjonen sammen med impedansen for sist avgitte sjokk (som vises i skjermbildet Battery Detail (Batteriinformasjon)) eller en påfølgende sjokkimpedans med høy energi og andre ikke-invasive diagnostiske teknikker kan bidra til å feilsøke potensielle feil ved elektrodesystemet.

Et testresultat av typen NOISE (Støy) rapporteres hvis det ikke er mulig å utføre en gyldig måling (sannsynligvis på grunn av EMI).

Feil av typen kortsluttet eller åpen sjokkelektrode vil bli rapportert som henholdsvis  $0 \Omega$  og  $> 200 \Omega$ .

**MERKNAD:** Sjokkimpedanstesten kan gi noe høyere verdier enn avgitte sjokkimpedansmålinger.

Både lav- og høyenergi impedanstester har følgende kliniske begrensninger:

- En sjokktest med høy eller maksimal energi viser ikke alle tilstander der elektroden er åpen. Sjokkelektrodeimpedansen som måles under et beordret sjokk med maksimal energi, kan vises som normal ved visse tilstander med åpen elektrode (f.eks. brudd på elektrodeleder eller løs festeskruer), fordi energien som avgis, kan hoppe eller gå i bue over små hull. En beordret impedanstest med lav energi er et mer robust verktøy for å identifisere og kontrollere en potensielt åpen sjokkelektrode.
- En elektrodeimpedanstest med lav energi viser ikke alle former for kortslutninger i elektroden. En impedanstest med lav energi kan vises som normal ved visse typer kortslutninger av

elektroden (f.eks. slitt elektrodeisolasjon eller elektrode klemt mellom kravebein og første ribbein), siden testenergien ikke er tilstrekkelig til å hoppe over eller gå i bue over små hull mellom de eksponerte lederne. En sjokk med maksimal energi er et mer robust verktøy for å identifisere og kontrollere en potensielt kortsluttet sjokkelektrode.

Testing av pacing- og sjokkelektrodeimpedansen kan utføres via skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) ved å følge denne fremgangsmåten:

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. Velg Individual Vector Breakdown (Individuell vektorinndeling)-knappen for å vise annen informasjon utenfor området fra Shock Impedance (Sjokkimpedans)-testen. Resultatene fra forrige og gjeldende økt for individuelle sjokkvektorer vises.
5. 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 interogeringen 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)
  - 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 6-8).

**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 interrogeringen og vises i skjermbildet Lead Tests (Elektrodetester) og Leads Status (Elektrodestatus). Målingene vises også i Quick Notes-rapporten.

### Beordret automatisk pacingterskeltest

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)

**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 6-8).
- Testresultatene kan ikke redigeres.

**MERKNAD:** Det skjer ingen atriell backup-pacing under en beordret automatisk terskeltest for høyre atrium.

# PASIENTDIAGNOSTIKK OG OPPFØLGNING

---

## KAPITTEL 6

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “Terapihistorikk” på side 6-2
- “Arytmiloggbok” på side 6-2
- “Snapshot” på side 6-8
- “Histogrammer” på side 6-9
- “Tellere” på side 6-9
- “Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon)” på side 6-11
- “Trender” på side 6-14
- “Postimplantasjonsfunksjoner” på side 6-21

## 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 6-2)
- Histograms (Histogrammer) og Counters (Tellere) – viser totalt antall og prosentandel av pacede og sensed hendelser under en bestemt opptaksperiode ("Histogrammer" på side 6-9 og "Tellere" på side 6-9)
- Heart Rate Variability (HRV) (Hjertefrekvensvariasjon) – måler endringer i pasientens egen hjertefrekvens innenfor en 24-timers innhentingsperiode ("Heart Rate Variability (Hjertefrekvensvariasjon)" på side 6-11)
- Trends (Trender) – gir en grafisk visning av bestemte pasient-, pulsgenerator- og elektrodedata ("Trender" på side 6-14)

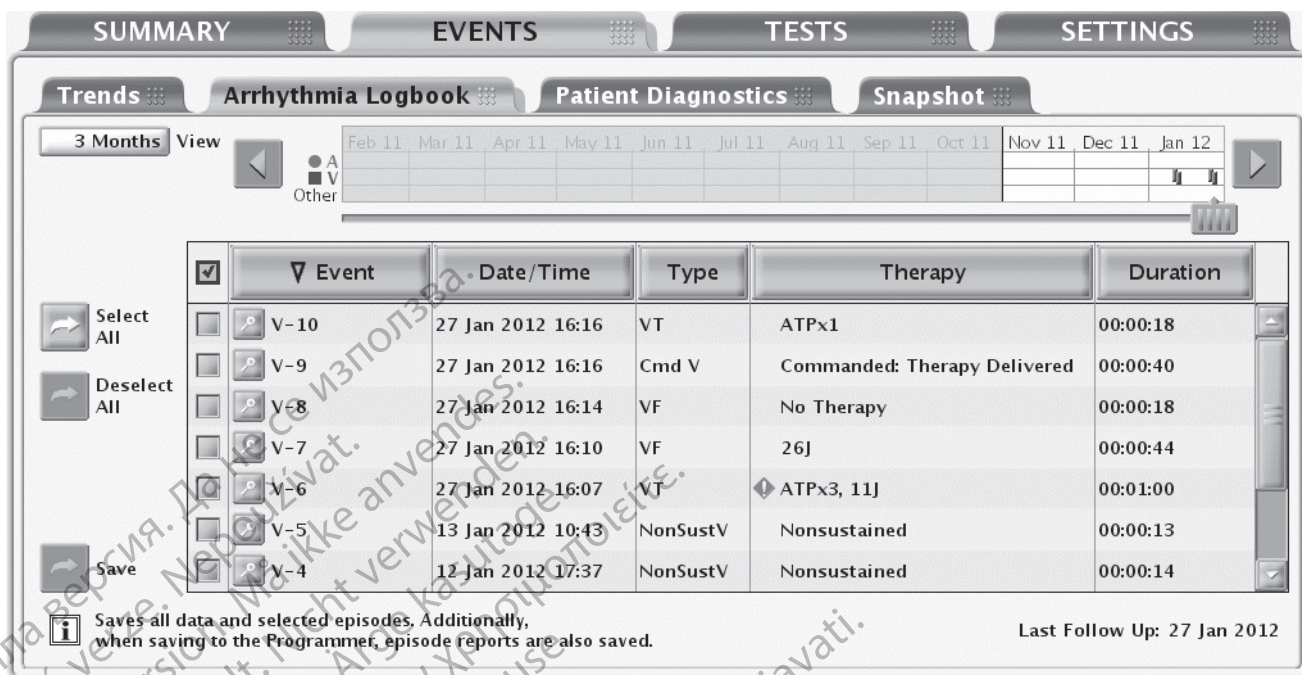
**MERKNAD:** Dialogboksen Summary (Sammendrag) og fanen Summary (Sammendrag) viser en prioritert liste over hendelser som har forekommet siden forrige tilbakestilling. Denne listen vil bare inkludere VF- og VT/VT-1- og ATR-episoder (hvis episoden varte lenger enn 48 timer) og hendelser i MRI Protection Mode (MR-beskyttelsesmodus).

## ARYTMIOLOGGBOK

Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok) gir tilgang til følgende detaljert informasjon om episoder av alle typer (Figur 6–1 Skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok) på side 6-3):

- Nummer, dato og klokkeslett for hendelsen
- Typen hendelse med takyarytmisone
- Sammendrag av levert eller forsøkt levert terapi (hvis aktuelt)
- 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. 17 minutter med elektrogramdata (13 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 VF).



Figur 6-1. Skjermbildet Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok)

Prioriteten til episoden samt maksimalt antall og minimumsantall episoder som pulsgeneratoren lagrer under normale betingelser, varierer etter episodetype (Tabell 6-1 Episodeprioritet på side 6-4). 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, vil den eldste av de lavest prioriterte episodene blant disse episodetyperne bli slettet (uavhengig av om minimumsantallet episoder er lagret).
  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.
- For episoder som ikke er beordrede, fastsettes episodetyperen for VT-1-, VT- og VF-episoder ut fra den sone-Duration (Durasjon) som først utløper. Hvis ingen sone-Duration (Durasjon) utløper under en episode, er episodetype Nonsustained (Ikke vedvarende).
  - 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 6–1. Episodeprioritet

Episode – Type (Type)	Prioritet	Maksimalt antall lagrede episoder	Minimumsantall lagrede episoder med detaljrapporter	Maksimalt antall lagrede episoder med detaljrapporter
VF/VT/VT-1 med sjokk <sup>a</sup>	1	50	5	30
PTM (Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor))	1	5	1	1
VF/VT/VT-1 med ATP <sup>b</sup>	2	30	2	15
VF/VT/VT-1 uten terapi (Duration Met (Durasjon innfridd)) <sup>c</sup>	3	20	1	10
Cmd V	4	2	0	2
NonSustV (Durasjon ikke innfridd)	4	10	0	2
RA Auto <sup>d</sup>	4	1	1	1
RV Auto	4	1	1	1
ATR <sup>d</sup>	4	10	1	3
PMT <sup>d</sup>	4	5	1	3
APM RT <sup>e</sup>	4	1	1	1
RYTHMIQ <sup>d</sup>	4	10	1	3

a. Kan også inkludere ATP-terapi.

b. ATP uten sjokkterapi.

c. Ingen terapi definert som Duration Met (Durasjon innfridd) med: en inhibisjonsavgjørelse, deteksjon kun i sonen Monitor Only (Bare monitor), det siste sensedet intervallet ikke i sonen eller en Divert-Reconfirm (Avled, bekreft på nytt).

d. Ikke tilgjengelig i VR-modeller.

e. APM RT-hendelser (Advanced Patient Management real time) viser EGM-er som registreres og lagres i pulsgeneratoren under oppfølging med LATITUDE-kommunikator.

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 1-16).
- 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
  - Intervals (Intervaller)
- Velg en knapp i kolonneoverskriften for å sortere hendelsene etter den kolonnen. Velg kolonneoverskriften igjen for å snu visningsrekkefølgen.

6. 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:

- Episodennummer, dato, klokkeslett, type (f.eks. VF, VT, VT-1, spontan/Induced (Indusert) eller PTM)
- Gjennomsnittlige atrielle og ventrikulære frekvenser
- Type terapi levert
- For ATP-terapi – tidspunktet for levering av terapi og antallet støt
- For sjokkterapi – starttidspunktet for lading, ladetid, impedans og energinivå
- Durasjon
- Atriell frekvens ved PMT-start (bare PMT-hendelser)

### Lagrede elektrogrammer med merkede markører

Pulsgeneratoren kan lagre merkede elektrogrammer som er senset fra følgende elektroder, før starten av en episode, rundt tidspunkt for innfridd durasjon og rundt start- og sluttidspunkt for terapi:

- Sjokkelektrode
- 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 hjertefrekvensen. 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), Attempt (Forsøk) og EndEGM Storage (Stopp EGM-lagring) for episode. Hvert segment med data er synlig når den venstre målemarkøren befinner seg i den spesifikke delen.

Følgende informasjon bevares:

- Onset (Onset) bevarer opptil 25 sekunder med data før utløp av Duration (Durasjon)
- Reconfirmation (Ny bekreftelse) bevarer opptil 20 sekunder med data før levering av terapi
- Terapidata vises. I forbindelse med ATP-terapi bevares opptil 20 sekunder av minst første og siste støt for hvert regime
- Post-therapy (Postterapi) eller Diverted therapy (Avledet terapi) bevarer opptil 10 sekunder med data

Episode Onset (Episode-onset) refererer til EGM-tidsrommet (i sekunder) forut for det første forsøket.

Onset (Onset) inkluderer følgende informasjon:

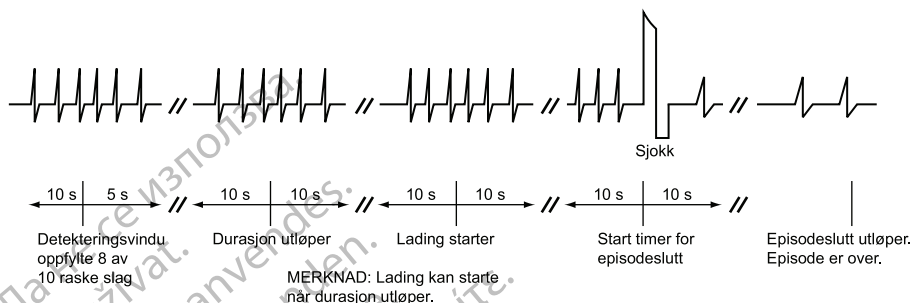
- Hendelsestype
- Gjennomsnittlig RA Rate (RA-frekvens) ved starten av Event (Hendelsen)
- Gjennomsnittlig RV Rate (RV-frekvens) ved starten av Event (Hendelsen)
- Programmering av Detection Enhancements (Detekteringsforsterkninger) (Rate Only (Bare frekvens), Rhythm ID (Rytme-ID) eller Onset/Stability.
- Tidsstempel for innhenting av Rhythm ID (Rytme-ID)-referansemal
- RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel) (som programmert) (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- og MOMENTUM-enheter)
- Målt RhythmMatch-verdi (hvis en referansemal er innhentet, har hendelsen ingen forsøk, og pulsgeneratoren hemmet terapi) (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- og MOMENTUM-enheter)

Forsøksinformasjon kan vises som Attempt (Forsøk) eller In Progress (Pågår) hvis et forsøk er aktivt. Attempt (Forsøk) inkluderer følgende informasjon:

- Detekteringsinformasjon:
  - Gjennomsnittlig RA Rate (RA-frekvens) ved starten av Attempt (Forsøket)
  - Gjennomsnittlig RV Rate (RV-frekvens) ved starten av Attempt (Forsøket)
  - Frekvenssone
- Målte verdier for Detection Enhancements (Detekteringsforsterkninger)
- Informasjon om Therapy Attempt (Terapiforsøk):
  - Antall Attempt (Forsøk)
  - Type (Type) (avbrutt, beordret eller hemmet)
  - Number of bursts (Antall støt) (ATP-forsøk)
  - Charge Time (Ladetid) (sjokkforsøk)
  - Elektrodeimpedans (sjokkforsøk)
  - Lead Polarity (Elektrodepolaritet) (sjokkforsøk)
  - Sjokkfeil (sjokkforsøk)
  - Årsak til No Therapy (Ingen terapi)



EndEGM Storage (Stopp EGM-lagring) starter etter levering av terapi og lagrer opptil 10 sekunder med EGM. Figuren nedenfor viser forholdet mellom EGM-lagringen for ventrikulær takyepisode og overflate-EKG-strimmeldiagrammet (Figur 6-2 Forhold mellom EGM-lagring av ventrikulær takyepisode og striperegistrering av overflate-EKG på side 6-7).



Figur 6-2. Forhold mellom EGM-lagring av ventrikulær takyepisode og striperegistrering av overflate-EKG

**MERKNAD:** Ytterligere informasjon om enhetens ytelse når den atrielle elektroden er programmert til Off (Av), finner du under "Bruk av atriell informasjon" på side 2-6.

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 sensed i løpet av episoden med de korresponderende merkede markørene. Blå vertikale bjelker angir segmentgrensene (Onset (Onset), Attempt (Forsøk) og 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.

### SNAPSHOT

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-pilkknappene 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

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

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 sensede dataene som er registrert siden sist gang tellerne ble nullstilt.
3. Trykk på knappen Details (Detaljer) for å vise datatypen og tidsperioden.
4. Trykk på knappen Rate Counts (Frekvenstillinger) på skjermen Details (Detaljer) for å vise frekvenstillinger per kammer. For RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- og MOMENTUM-enheter kan dette brukes til å vise RV-frekvenstillinger under AT/AF-hendelser.

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

Følgende tellere registreres av pulsgeneratoren og vises på skjermbildet Patient Diagnostics (Pasientdiagnostikk):

- Ventricular Tachy (Ventrikulær taky)
- Brady

## Ventricular Tachy Counters (Tellere for ventrikulær taky)

Informasjon om Ventricular Tachy Counters (Tellere for ventrikulær taky) blir tilgjengelig ved å velge Ventricular Tachy Counters (Tellere for ventrikulær taky) og trykke på knappen Details (Detaljer). Dette skjermbildet viser tellere for Ventricular Episode (Ventrikulær episode), Ventricular Therapy (Ventrikulær terapi) og Clinical (Klinisk). Antallet hendelser siden siste nullstilling samt enhetens samlede antall hendelser vises for hver teller. Tellere for Ventricular Tachy Episode (Ventrikulær takyepisode) viser følgende data:

- Total Episodes (Samlet antall episoder)
- Treated (Behandlet) — VF, VT, VT-1 and Commanded (Beordret)
- Nontreated (Ikke-behandlet) – No Therapy Programmed (Ingen terapi programmert), Nonsustained (Ikke vedvarende) og Other Untreated Episodes (Andre ubehandlede episoder)

Tellere for Ventricular Tachy Therapy (Ventrikulær takyterapi) består av forsøk på ventrikulært sjokk og ATP-terapi. De kan gi nyttige data om effekten av en pasient terapiforskrivning. Disse tellerne inkluderer følgende informasjon:

- ATP Delivered (ATP levert)
- ATP % Successful (Prosent vellykket ATP) — prosentandelen av tid hvor arytmi konverteres og episoden slutter uten levering av et programmert sjokk
- Shocks Delivered (Leverte sjokk)
- First Shock % Successful (Prosent vellykkede første sjokk) — prosentandelen av tid hvor arytmi konverteres og episoden slutter uten at det kreves et ytterligere programmert sjokk
- Shocks Diverted (Avledede sjokk)

Telleren for ventrikulær ATP inkrementeres ved starten av leveringen av det første støtet i et ATP-regime. Påfølgende ATP-støt i det samme regimet telles ikke individuelt i løpet av den samme episoden. Et ATP-regime telles som avledet bare hvis det avledes før levering av det første støtet.

MRI Counters (MRI-tellere) i delen Clinical Counters (Kliniske tellere) viser hvor mange ganger enheten var programmert til MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus), uavhengig av om en MRI-undersøkelse ble utført eller ikke (tilgjengelig bare på MR-betingede enheter).

## Bradytellere

Informasjon om Brady counters (Bradytellere) vises ved å trykke på Brady Counters (Bradytellere) Details (Detaljer)-knappen. Dette skjermbildet viser tellere for bradyepisoder. Antallet hendelser siden siste nullstilling og nest siste nullstilling. Brady Counters (Bradytellere) 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 (Atriearytmi) – 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). I tillegg gjelder følgende for RESONATE HF-, RESONATE-

, PERCIVA HF-, PERCIVA- og MOMENTUM-enheter: 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.

**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)

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.

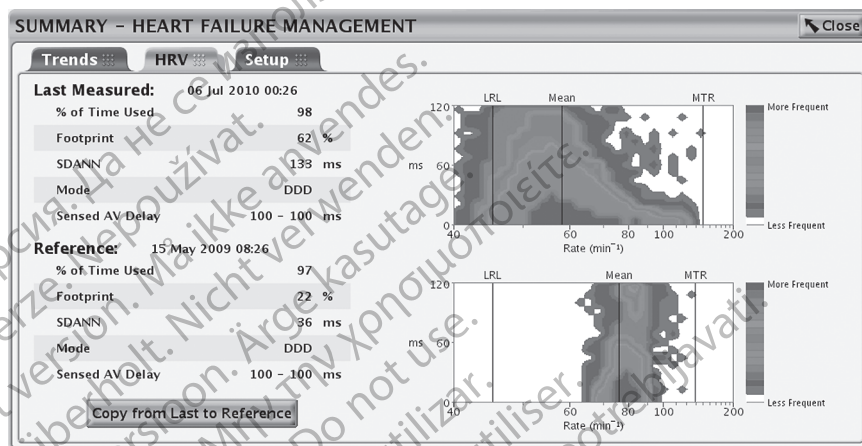
HRV, målt med SDANN og HRV Footprint, er et objektivt, fysiologisk mål som kan identifisere hjertesviktpasienter med høyere dødsrisiko. Mer spesifikt kan nedsatt HRV brukes som en indikator for dødsrisiko etter et akutt hjerteinfarkt.<sup>1</sup> En normal SDANN-verdi er 127 pluss eller minus 35 ms.<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 6–3 Heart Rate Variability-visning (Hjertefrekvensvariasjon) på side 6-12):

- 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 6-3. 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 Failure Management Details (Hjertesviktbehandlingsdetaljer)-knappen.
4. Velg HRV-fanen for å vise Last Measured (Sist målt) og Reference data (Referansedata).
5. 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)

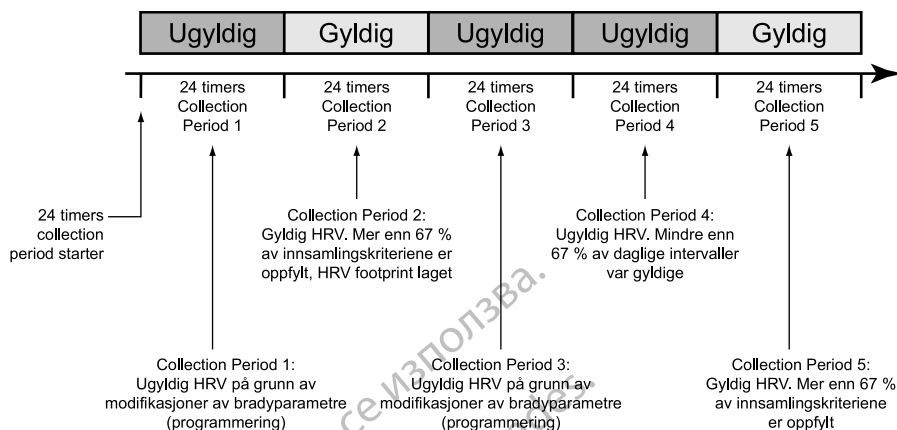
Ugyldige HRV-hendelser er følgende:

- 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 6-4 Eksempel på HRV-datainnhenting på side 6-14). 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 6-4. 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 6-2). Disse trendene oppdateres når en episode er fullført og kan inneholde data som er eldre enn 1 år.
- **Activity Level (Aktivitetsnivå)** — 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) (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- og MOMENTUM-enheter)** – viser en trend av pasientens Mean rate (Gjennomsnittsfrekvens) og Maximum RV rate (Maksimal 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 Mean rate (Gjennomsnittsfrekvens) være høyere enn Maximum rate (Maksimumsfrekvens).
- **Pacing Percent (Pacingprosent) (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- og MOMENTUM-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 6-16).
- **AP Scan (AP-skanning) (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- og MOMENTUM-enheter)** – viser en trend over gjennomsnittlig antall respirasjonsforstyrrelshendelser målt av pulsgeneratoren som pasienten opplever per time i løpet av den programmerte søvnperioden ("AP Scan" på side 6-16).



- Heart Rate (Hjertefrekvens) – viser en trend for pasientens daglige maksimale, gjennomsnittlige og minimale hjertefrekvens.
- 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 innhentingsperioden (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 6-11).
- Elektrodeimpedans og amplitude – viser trender for de daglige målingene av spontane amplitude og elektrodeimpedans ("Elektrodestatus" på side 5-7).
- A Pace Threshold (A-paceterskel) – viser en trend over de daglige høyre atrielle pacingtersklene.
- RV Pace Threshold (RV-paceterskel) – viser en trend over de daglige høyre ventrikulære pacingtersklene.
- Thoracic Impedance (Torakal impedans) – viser en trend for pasientens daglige gjennomsnittlige torakale impedans. Kan bare vises på Heart Failure Management (Hjertesviktbehandling)-skjermbildet. Se "Torakal impedans" på side 6-20 for detaljert informasjon.
- Night Heart Rate (Natthjertefrekvens) – viser en trend for pasientens gjennomsnittlige hjertefrekvens mellom midnatt og 6.00. Kan bare vises på Heart Failure Management (Hjertesviktbehandling)-skjermbildet. Se "Natthjertefrekvens" på side 6-20 for detaljert informasjon.
- Sleep Incline (Søvnstigning) – viser en trend for pasientens gjennomsnittlige stigning under søvnperioden. Kan bare vises på Heart Failure Management (Hjertesviktbehandling)-skjermbildet. Se "Søvnstigning" på side 6-20 for detaljert informasjon.

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) (RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- og MOMENTUM-enheter). For andre modeller inkluderer kategorien Atrial Arrhythmia (Atriearytmi) trender over Events (Hendelser), Heart rate (Hjertefrekvens) og AT/AF Burden (AT/AF-belastning).
  - Activity (Aktivitet) – inkluderer trender over hjertefrekvens, aktivitetsnivå og respirasjonsfrekvens.
5. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043–1065, 1996.

- 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 akselen over grafen ved å bevege den horisontale glidebryteren nederst i visningsvinduet.

I tillegg er følgende trend tilgjengelig i LATITUDE NXT:

- V Therapy (V-terapi) – viser en indikasjon på sjokk eller ATP-terapi for hver dag. Hvis både sjokk- og ATP-terapi leveres for en gitt dag, vil et sjokk bli indikert for den dagen.

### Respiratory Rate Trend (Respirasjonsfrekvenstrend)

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>6</sup>

Kontroller at MV-/respirasjonssensoren er programmert til On (På) (eller Passive for MV Sensor) for at trenddata for Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens) skal bli innhentet og vist ("Minuttventilasjons- (MV) / respirasjonssensor" på side 6-18).

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 (AP-skanning)

AP Scan (AP-skanning)-funksjonen er tilgjengelig på RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA- og MOMENTUM-enheter.

AP Scan (AP-skanning) er en trend for gjennomsnittlig antall respirasjonsforstyrrelshendelser 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.

AP-skanning er utformet etter anerkjente søvnlivsklinikkens scoringsmetoder for detektering av apné og hypopné<sup>7</sup> Pulsgeneratoren betrakter en respirasjonsforstyrrelshendelse til å være en reduksjon i respirasjonssignalets 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

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

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

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. Forsikre deg om at MV-/respirasjonssensoren er programmert til On (På) (eller Passive (Passiv) for MV Sensor (MV-sensoren)) ("Minuttventilasjons- (MV) / respirasjonssensor" på side 6-18).
2. Programmer følgende parametre for Sleep Schedule (Søvn mønster) (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 (Søvn durasjon) — lengden på tidsrommet pasienten typisk sover om natten

**MERKNAD:** MV-/respirasjonssensoren må være programmert til On (På) (eller Passive (Passiv) for MV Sensor (MV-sensoren)) for å aktivere AP Scan (AP-skanning). Programmering av parametrene for Sleep Schedule (Søvn mønster) vil ikke ha effekt hvis MV-/respirasjonssensoren 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 (Søvn durasjon) ellers ville utløpt.

**Eksempel:** Hvis du velger et Sleep Start Time (Starttidspunkt for søvn) på 22:00 og 8 timer for Sleep Duration (Søvn durasjon), 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 (Ikke relevant) for å angi at utilstrekkelige eller ingen data ble innhentet.

**Minuttventilasjons- (MV) / respirasjonssensor**

Følgende informasjon om minuttventilasjons- (MV) / respirasjonssensor gjelder for RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA-, CHARISMA-, VIGILANT- og MOMENTUM-enheter.

Funksjonen Minute Ventilation (MV) (Minuttventilasjon) er tilgjengelig i RESONATE HF-, RESONATE-, PERCIVA HF-, PERCIVA- og MOMENTUM-enheter.

Respiratory Sensor (Respirasjonssensor) er tilgjengelig i CHARISMA- og VIGILANT-enheter.

MV-/respirasjonssensoren bruker transtorakale impedansmålinger for å innhente respirasjonsrelaterte data for bruk til generering av trender for Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens) og AP Scan (AP-skanning).

**OBS:** Sett MV-/respirasjonssensoren til Off (Av) under mekanisk ventilasjon. Ellers kan følgende oppstå:

- Feilaktig MV-sensordreven hastighet
- Villedende respirasjonsbasert trending

Omtrent hvert 50 ms (20 Hz) sender pulsgeneratoren en magnetiseringsstrømbølgeform mellom RA-ringelektroden og enheten (primær vektor). Anvendelsen av strøm mellom disse elektrodene danner et elektrisk felt over toraks (avpasset etter respirasjon). Under inspirering er den transtorakale impedansen høy, og under ekspirering er den lav. Pulsgeneratoren detekterer de resulterende spenningsavpasningene mellom RA-tuppelektroden og enheten. Grunnet avansert filtrering støttes pustefrekvenser på opptil 72 (MV Sensor (MV-sensor)) eller 65 (Respiratory Sensor (Respirasjonssensor)) pust per minutt.

**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 forstyrre pulsgeneratorens impedansbaserte diagnostikk (f.eks. målinger av sjokkelektrodeimpedans, trend for Respiratory Rate (Respirasjonsfrekvens)). Denne forstyrrelsen kan også resultere i akselerert pacing, muligens opp til den maksimale sensordrevne frekvensen, når MV er programmert til On (På). For å løse mistenkte interaksjoner med MV-sensoren skal sensoren deaktiveres enten ved å programmere den til Off (Av) (ingen MV-frekvensdriving eller MV-sensorbaseret trending vil forekomme) eller Passive (Passiv) (ingen MV-frekvensdriving vil forekomme). Alternativt kan du programmere Brady Mode (Bradymodus) til en ikke-frekvensresponsiv modus (ingen MV-frekvensdriving vil oppstå).

For å løse mistenkte interaksjoner med diagnostikk basert på Respiratory Sensor (Respirasjonssensor) må pulsgeneratorens Respiratory Sensor (Respirasjonssensor) deaktiveres ved å programmere den til Off (Av).

**MERKNAD:** Signalet fra MV Sensor (MV-sensor) fører ikke til en økning i hjerterefrekvensen hvis den er programmert til Passive (Passiv). Signalet fra Respiratory Sensor (Respirasjonssensor) fører ikke til en økning i hjerterefrekvensen.

Ta hensyn til følgende når du programmerer sensoren:

- Undersøk sanntids-EGM-er før og etter aktivering av sensoren. Sensorsignalet kan noen ganger observeres på EGM-er.

**OBS:** Hvis MV-/respirasjonssensorsignalartefakter observeres på EGM og det ellers er påvist at elektrodene fungerer korrekt, kan du vurdere å programmere sensoren til Off (Av) for å unngå oversensing.

- Programmer sensoren til Off (Av) hvis du detekterer eller har mistanke om eventuelt tap av elektrodeintegritet.

**OBS:** Ikke programmer MV-sensoren til On (På) før etter at pulsgeneratoren er implantert og systemets integritet er testet og godkjent.

Pulsgeneratoren kan midlertidig suspendere sensoren under følgende forhold:

- Ventricular Tachy-episode (Ventrikulær takyepisode) erklæres (8 til 10 raske slag) – Sensoren blir suspendert i den tiden episoden varer. Etter at episoden er ferdig, gjenopptas MV-drevet pacing med mindre en automatisk 6-timers kalibrering finner sted grunnet en lang episode eller elektrodeimpedanser utenfor området (test utført på slutten av episoden).
  - Høye elektriske støynivåer – Pulsgeneratoren overvåker kontinuerlig elektriske støynivåer. Sensoren suspenderes midlertidig hvis støyen er for høy (MVSensor Status (MV-sensorstatus) vil indikere Suspended: Noise Detected (Suspendert: Støy detektert)), og slås på igjen når støyen reduseres til et akseptabelt nivå.
  - Tap av elektrodeintegritet – Elektrodeimpedans for sensoren evalueres hver time (uavhengig av daglige elektrodemålinger). Hvis en impedansmåling er utenfor gyldig område, skjer følgende:
    - Pulsgeneratoren evaluerer elektrodeimpedansen for en sekundær vektor fra RV-spiralelektroden til enheten, som måles fra RV-tuppelektroden til enheten. Hvis denne impedansmålingen er innenfor gyldig område, går sensoren over til denne sekundære vektoren. Hvis elektrodeimpedansen er utenfor gyldig område også med den sekundære vektoren, suspenderes sensoren midlertidig frem til neste evaluering av elektrodeimpedans.
- MERKNAD:** Hvis en RA-elektrode ikke brukes, vil bare den sekundære vektoren være tilgjengelig.
- Pulsgeneratoren vil fortsette å overvåke elektrodeimpedansen hver time for å avgjøre om sensoren skal returneres til den primære eller sekundære vektoren, eller forbli suspendert. Akseptable elektrodeimpedansverdier er 200–2000  $\Omega$  for tupp-til-enhet-vektoren, 100–1500  $\Omega$  for ring-til-enhet-vektoren og 20–200  $\Omega$  for RV Coil to Can-vektoren (RV-spiral-til-enhet).

Bruk følgende steg for å programmere MV Sensor (MV-sensor):

1. På fanen Settings (Innstillinger) i hovedskjermbildet velger du Settings Summary (Sammendrag av innstillinger).
2. Trykk på knappen Brady Settings (Bradyinnstillinger).
3. Velg det ønskede alternativet for MV Sensor (MV-sensor).

Bruk følgende steg for å programmere Respiratory Sensor (Respirasjonssensor):

1. På fanen Summary (Sammendrag) velger du Leads (Elektroder).
2. Trykk på knappen Copy (Kopier).
3. Velg det ønskede alternativet for Respiration-related Trends (Respirasjonsrelaterede trender).

**OBS:** For å få en nøyaktig MV-baselinje vil MV-sensoren bli kalibrert automatisk eller kan kalibreres manuelt. En ny, manuell kalibrering må utføres dersom pulsgeneratoren er fjernet fra lommen etter implantering, for eksempel under omplussing av elektroden, eller i tilfeller hvor MV-baselinjen kan ha blitt påvirket av faktorer som væsning fra elektroden, innkapsling av luft i lommen, pulsgeneratorbevegelse på grunn av utilstrekkelig suturering, ekstern defibrillering eller kardioversjon, eller andre pasientkomplikasjoner (f.eks. pneumotoraks).

### Torakal impedans

Sensoren for torakal impedans måler impedansen mellom elektrodene på RV-elektroden og pulsgeneratorenheten (PG). Torakal impedans kan være forbundet med væskenivået i pasientens bryst, og det kan spore væskenivåendringer. Når en pasients væskenivå øker, synker torakal impedans.

### Natthjertefrekvens

Natthjertefrekvenssensoren måler pasientens hjertefrekvens mellom midnatt og kl. 6.00. Denne perioden er ikke-programmerbar. Dataene fra denne trenden kan bli påvirket hvis en pasient reiser til en annen tidssone, eller hvis pulsgeneratorklokken (PG) går feil. PG-klokken kan programmeres ved å synkronisere den med programmererklokken ved enhetsinterrogering. For nøyaktig PG-klokkeprogrammering er det viktig å sikre at programmererklokken går riktig.

### Søvnstigning

Søvnstigning-sensoren måler pasientens gjennomsnittlige nattlige elevasjonsvinkler (søvnstigning).

Initialisering og kalibrering må være fullført før Sleep Incline (Søvnstigning)-trending finner sted. Initialisering foregår automatisk, mens kalibrering krever kliniker- og pasienthandling.

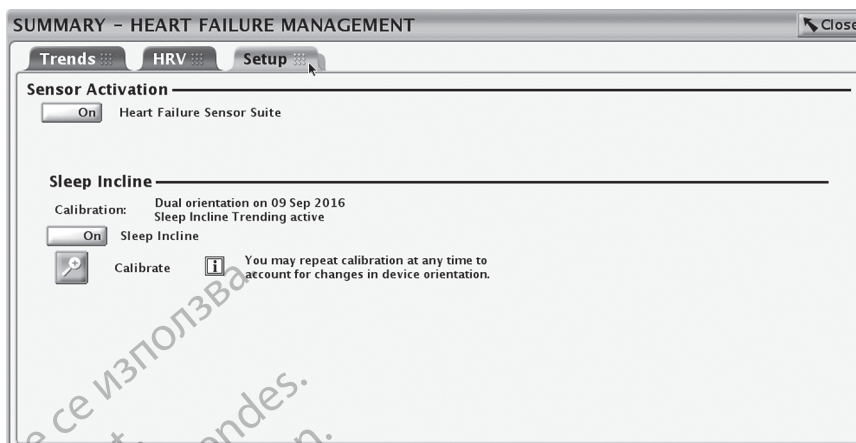
- **Initialisering**

Initialisering av Søvnstigning-sensoren finner sted automatisk etter implantering og tar vanligvis 5–7 dager. Initialisering kan ta lenger tid hvis en pasient mangler mangfold i kroppsorientering i løpet av denne perioden.

Når initialiseringen er fullført, kan kalibrering finne sted.

- **Kalibrering**

Kalibrering utføres via programmereren under et pasientoppfølgingsbesøk, når implantasjonen og initialiseringen er fullført. Kalibreringen bestemmer PG-retningen inne i pasientens kropp. For å kunne utføre kalibrering må pasienten innta en oppreist holdning, enten sittende eller stående, før legen trykker på Calibrate (Kalibrer)-knappen på programmereren. Calibrate (Kalibrer)-knappen er vist i Figur 6-5 Heart Failure Management Setup (Hjertesviktbehandlingsoppsett)-skjermbildet på side 6-21.



Figur 6-5. Heart Failure Management Setup (Hjertesviktbehandlingsoppsett)-skjermbildet

Programmereren varsler klinikerer om fullført kalibrering for den bestemte stillingen. Hvis ikke nok stabile data ble samlet inn, vil programmereren indikerer dette og be om at stillingen gjentas.

Selv om en oppreist stilling er den eneste påkrevde stillingen for å kunne kalibrere Sleep Incline (Søvnstigning)-sensoren, økes nøyaktigheten ved å utføre en annen kalibrering ved med stillingen ryggeleie. Gjenta prosessen ovenfor for å samle inn målinger for den andre stillingen.

Nøyaktigheten til søvnstigningstrenden avhenger av riktig kroppskalibrering. Hvis pasienten ikke har helt vertikal eller horisontal stilling når programmereren registrerer henholdsvis oppreiste og liggende holdninger, blir trendverdiene forvrengt.

Kalibrering kan gjentas så ofte klinikerer ønsker.

#### • Trending

Søvnstigningstrenden aggregerer periodiske målinger over pasientens søvntidsplan. For å programmere pasientens søvntidsplan må du åpne General (Generelt)-fanen på Pasient Information (Pasientinformasjon)-skjermbildet.

Den første prøven blir tatt 1 time etter programmert Sleep Start (Starttidspunkt for søvn), og den siste prøven tas 1 time før enden av programmert Sleep Duration (Søvndurasjon). For at en måling skal være vellykket, må pasienten ha lavt aktivitetsnivå.

## POSTIMPLANTASJONSFUNKSJONER

### Patient Triggered Monitor (Pasientutløst monitor) (PTM)

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 Magnet and Beeper (Magnet og lydsignal) av skjermbildet V-Tachy Therapy Setup (Oppsett av V-takyterapi).

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 hemming av terapi, deaktiveres. Funksjonen Magnet/Beeper (Magnet/lydsignal) 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 Inhibit Therapy (Hemming av terapi). Pulsgeneratoren vil imidlertid ikke hemme terapi 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 Ventricular Tachy Therapy (Ventrikulær takyterapi).
3. På fanen Ventricular Tachy Therapy (Ventrikulær takyterapi) trykker du på detaljknappen for Ventricular Tachy Therapy (Ventrikulær takyterapi).
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).

**ADVARSEL:** Sørg om ønskelig 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 Inhibit Therapy (Hemming av terapi), kan pasienten potensielt deaktivere takyarytmidetektering og -terapi.

**ADVARSEL:** 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 Inhibit Therapy (Hemming av terapi). Når dette skjer, skal pasienten ikke bruke magneten fordi takyarytmiterapien kan hemmes.



**MERKNAD:** Når programmeringen av Magnet Response (Magnetrespons) automatisk er satt til Inhibit Therapy (Hemming av terapi), vil magnetapplikasjonen føre til at enheten avgir lydsignaler. Informer pasienten om å fjerne magneten hvis det høres lydsignaler fra enheten etter at magneten er plassert.

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 Inhibit Therapy (Hemming av terapi). Gjenta disse stegene for å reaktivere funksjonen.

Hvis du vil ha mer informasjon, kan du kontakte Boston Scientific ved hjelp av informasjonen på bakomslaget.

## Lydsignalfunksjon

Pulsgeneratoren genererer lydsignaler som formidler statusinformasjon. Beeper (Lydsignal) inkluderer både programmerbare og ikke-programmerbare funksjoner.

### Programmerbare funksjoner

Følgende Beeper (Lydsignal)-funksjoner er programmerbare:

- Beep During Capacitor Charge (Pipetone under lading av kondensator) – Når denne funksjonen er programmert til On (På), uavhengig av Tachy Mode (Takymodus), avgis en kontinuerlig pipetone mens pulsgeneratoren lader (unntatt ved lading under en automatisk kondensatorreformering). Tonen vedvarer til ladingen er fullført. Når denne funksjonen er programmert til Off (Av), avgis det ikke noe lydsignal som indikerer at pulsgeneratoren lader. Denne funksjonen er nyttig under EP-testing.
- Beep when Explant is Indicated (Avgi lyd når eksplantering er indisert) – Når denne funksjonen er programmert til On (På), avgir pulsgeneratoren pipetoner når Explant (Eksplanter) er nådd. Indikatoren Explant (Eksplanter) består av 16 pipetoner som gjentas hver sjettede time etter at pulsgeneratoren når Explant (Eksplanter) inntil funksjonen slås av via programmereren. Når denne funksjonen er programmert til Off (Av), avgis det ingen lydsignaler for Explant (Eksplanter).
- Beep When Out-of-Range (Avgi lyd når utenfor rekkevidde) – Når denne funksjonen er programmert til On (På), avgir pulsgeneratoren pipetoner når verdier for Daily Impedance (Daglig impedans) er utenfor gyldig område. Den kan programmeres separat for hver pacingelektrodeimpedans og sjokkimpedans. Utenfor gyldig område-indikatoren består av 16 pipetoner som gjentas hver sjettede time. Når denne funksjonen er programmert til Off (Av), avgis det ingen lydsignaler for verdier for Daily Impedance (Daglig impedans).

Utfør følgende steg for å programmere Magnet- og Beeper (Lydsignal)-funksjonene:

### Magnet- og lydsignalrespons

1. Velg fanen Settings (Innstillinger).
2. Fra Ventricular Tachy (Ventrikulær taky) trykker du på knappen Therapy (Terapi).
3. Trykk på knappen V-Tachy Therapy Setup (Oppsett av V-takyterapi).
4. Angi de ønskede verdiene.

**Beep when Explant is Indicated (Avgj lyd når eksplantering er indisert)**

1. Velg fanen Summary (Sammendrag).
2. Trykk på knappen Battery (Batteri).
3. På sammendragsskjermbildet Battery Status (Batteristatus) trykker du på knappen Battery Detail (Batteridetaljer).
4. På sammendragsskjermbildet Battery Detail (Batteridetaljer) velger du den ønskede verdien for Beep when Explant is Indicated (Avgj lyd når eksplantering er indisert).

**Beep When Out-of-Range (Avgj lydssignal når utenfor gyldig område)**

1. Velg fanen Summary (Sammendrag).
2. Trykk på knappen Leads (Elektroder).
3. På sammendragsskjermbildet Leads Status (Elektrodestatus) velger du fanen Setup (Oppsett).
4. Velg de ønskede verdiene for Beep When Out-of-Range (Avgj lyd når utenfor rekkevidde).

**MERKNAD:** Når Magnet Response (Magnetrespons) er programmert til Inhibit Therapy (Hemming av terapi), vil magnetapplikasjonen føre til at andre typer lydssignaler avgis, avhengig av generatormodusen. Se "Magnetfunksjon" på side 6-25 for mer informasjon.

**Ikke-programmerbare funksjoner**

Følgende Beeper (Lydsignal)-funksjoner er ikke-programmerbare:

- Battery capacity depleted (Batterikapasitet utladet) – Uavhengig av om Beep when Explant Is Indicated (Avgj lyd når eksplantering er indisert) er programmert til On (På) eller Off (Av), vil pulsgeneratoren avgj indikatorpipetoner når batterikapasiteten er utladet.
- Feilkodetoner – For bestemte feilkoder eller når Safety Mode (Sikkerhetsmodus) aktiveres, avgir pulsgeneratoren 16 pipetoner hver sjetten time.

**MERKNAD:** Pipetoner kan avgis under ikke-programmerbare forløp som respons på enhetens selvdagnostiske tester. Instruer pasienter om å få pulsgeneratoren sjekket når de hører pipetoner fra enheten.

**Konfigurerer innstillinger for lydssignal (etter MRI):**

Beeper (Lydsignal) vil ikke lenger være anvendbar etter en MRI-skanning. Dersom enheten kommer i kontakt med det sterke magnetfeltet til en MRI-skanner, vil det føre til et permanent tap av Beeper (Lydsignal)-volum. Dette kan ikke gjenopprettes, selv etter å ha forlatt MRI-skannermiljøet og avsluttet MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus). Systemet deaktiverer proaktivt de programmerbare og ikke-programmerbare Beeper (Lydsignal)-funksjonene når MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) er programmert. Beeper (Lydsignal)-innstillingen forblir på av når du avslutter MRI-beskyttelsesmodus. Etter interrogering vises en varselmelding i dialogboksen Summary om at Beeper (Lydsignal) er deaktivert pga. bruk av MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus). Etter at MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) er avsluttet, kan Beeper (Lydsignal) om ønskelig aktiveres igjen ved hjelp av alternativet Configure Beeper Settings (Konfigurer innstillinger for lydssignal). Etter reaktivering av Beeper (Lydsignal) må du forsikre deg om at det fortsatt er hørbart ved å kontrollere de hørbare tonene ved hjelp av magneten. Hvis Beeper (Lydsignal) ikke kan høres, må du omprogrammere Beeper (Lydsignal) til Off (Av).

**ADVARSEL:** Beeper (Lydsignal) vil ikke lenger være anvendbar etter en MRI-skanning. Dersom enheten kommer i kontakt med det sterke magnetfeltet til en MRI-skanner, vil det føre til et permanent tap av Beeper (Lydsignal)-volum. Dette kan ikke gjenopprettes, selv etter å ha forlatt MRI-skannermiljøet og avsluttet MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus). Før en MRI-prosedyre utføres, må legen og pasienten sammen overveie nytten av MR-prosedyren mot risikoen for å miste Beeper (Lydsignal). Det anbefales sterkt at pasienter følges opp på LATITUDE NXT etter en MRI-skanning hvis dette ikke allerede gjøres. Ellers anbefales oppfølgingskontroller på klinikken hver tredje måned sterkt for å overvåke enhetens ytelse.

Alternativet Configure Beeper Settings (Konfigurer lydsignalinnstillinger) vil kun være tilgjengelig etter at enheten har blitt programmert til MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus). Når Beeper (Lydsignal) programmeres tilbake til On (På), blir alle programmerbare og ikke-programmerbare Beeper (Lydsignal)-funksjoner tilbakestilt til de nominelle verdiene ("Magnet- og lydsignalfunksjoner PgmOp" på side A-11).

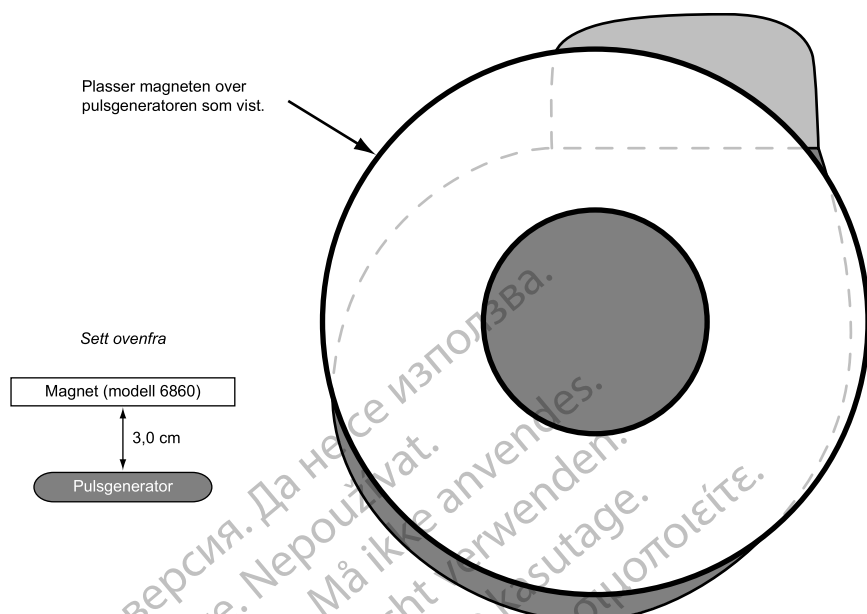
Utfør følgende trinn for å programmere Configure Beeper Settings (Konfigurer lydsignalinnstillinger):

1. Velg fanen Settings (Innstillinger).
2. Velg fanen Beeper (Lydsignal).
3. Velg den ønskede verdien for Beeper (Lydsignal).
4. Etter reaktivering av Beeper (Lydsignal) må du forsikre deg om at det fortsatt er hørbart ved å plassere en magnet over enheten og høre etter pipetoner. Hvis Beeper (Lydsignal) kan høres, skal Beeper (Lydsignal) være On (På). Hvis Beeper (Lydsignal) ikke kan høres, må du programmere Beeper (Lydsignal) til Off (Av).

Hvis du vil ha ytterligere informasjon om Beeper (Lydsignal), se MRI teknisk bruksanvisning for ImageReady MR-betinget defibrilleringssystem eller kontakt Boston Scientific ved hjelp av informasjonen på bakre omslag.

## Magnetfunksjon

Magnetfunksjonen gjør det mulig å utløse noen av enhetens funksjoner når en magnet plasseres i nærheten av pulsgeneratoren (Figur 6-6 Riktig plassering av magneten (modell 6860) for aktivering av pulsgeneratorens magnetfunksjon på side 6-26).



Figur 6-6. 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 Magnet and Beeper (Magnet og lydsignal) på skjermbildet V-Tachy Therapy Setup (Oppsett av V-takyterapi).

Følgende innstillinger for Magnet Response (Magnetrespons) er tilgjengelig:

- Off (Av) – ingen respons
- Store EGM (Lagre EGM) – pasientmonitordata blir lagret
- Inhibit Therapy (Hemming av terapi) – terapi blir stoppet

#### Off (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 6-21).

#### Inhibit Therapy (Hemming av terapi)

Når Magnet Response (Magnetrespons) er programmert til Inhibit Therapy (Hemming av terapi), vil applikasjon av magneten hemme og/eller avlede lading for et sjokk, avlede et sjokk som skal leveres eller hemme og/eller avlede videre ATP-terapi.

Når Magnet Response (Magnetrespons) er programmert til Inhibit Therapy (Hemming av terapi), blir initiering av takyarytmiterapi og arytminduksjon hemmet når magneten plasseres riktig over pulsgeneratoren. Takyarytmidetekteringsprosessen fortsetter, men terapi eller induksjon kan ikke utløses. Når en magnet plasseres over pulsgeneratoren, skjer følgende:

- Hvis Tachy Mode (Takymodus) er Monitor + Therapy (Monitor + terapi) eller Off (Av) når magneten brukes, endres Tachy Mode (Takymodus) midlertidig til modusen Monitor Only (Bare monitor), og forblir i modusen Monitor Only (Bare monitor) så lenge magneten brukes.

Tre sekunder etter at magneten er fjernet, går modusen tilbake til den tidligere programmerte modusen.

- Hvis pulsgeneratoren lader for å levere sjokkterapi når magneten plasseres, fortsetter ladingen, men den avsluttes ett eller to sekunder etter magnetplassering, og ladingen avledes. (Formålet med denne forsinkelsen er å forhindre uønsket terapihemming hvis magneten utilsiktet føres over enheten.) Pulsgeneratoren forblir i midlertidig Monitor Only-modus (Bare monitor) mens magneten er plassert. Ingen ytterligere terapi initieres før magneten fjernes, men detekteringen fortsetter.
- Hvis lading er fullført eller fullføres innenfor forsinkelsesperioden på 1–2 sekunder, vil sjokket avledes hvis magneten holdes over pulsgeneratoren i mer enn to sekunder. (Hvis magneten fjernes i løpet av forsinkelsesperioden, kan sjokket likevel leveres.) Sjokk vil ikke bli levert hvis magneten er plassert.
- Hvis pulsgeneratoren initierer flimmerinduksjon eller ATP-pulser, avslutter den leveringingen etter 1–2 sekunder etter magnetplassering. Ingen ytterligere induksjon eller ATP-pulssekvenser initieres før magneten fjernes.
- Hvis Tachy Mode (Takymodus) er Monitor Only (Bare monitor) eller Off (Av), vil magnetplassering utløse en kontinuerlig pipetone for å indikere at enheten ikke er i en terapimodus.
- Hvis Tachy Mode (Takymodus) er Monitor + Therapy (Monitor + terapi), vil magnetplassering føre til at pulsgeneratoren piper én gang i sekundet for å indikere at enheten er i en terapimodus.
- Hvis pulsgeneratoren er i Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering), vil magnetplassering utløse pipetoner i samsvar med hvilken Tachy Mode (Takymodus) som var aktiv da pulsgeneratoren ble plassert i Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering). Hvis for eksempel Electrocautery Protection Mode (Beskyttelsesmodus for elektrokauterisering) ble aktivert mens Tachy Mode (Takymodus) var satt til Monitor + Therapy (Monitor + terapi), vil magnetplassering føre til at pulsgeneratoren avgir én pipetone per sekund.

**MERKNAD:** Hvis takydetektering forekommer mens magneten er plassert, angir detaljene i terapihistorikken at terapi ikke ble levert fordi enheten var i modusen Monitor Only (Bare monitor).

**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 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.  
Zastarjela verzija. Nenaudokite.  
Novecojsi versija. Non utilizzate.  
Elavult verzió. Ne használja!  
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.  
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.  
Wersja przeterminowana. Nie używać.  
Versão obsoleta. Não utilize.  
Versiune expirată. A nu se utiliza.  
Zastaraná verzia. Nepoužívať.  
Zastarela različica. Ne uporabite.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

# ELEKTROFYSIOLOGISK TESTING

---

## KAPITTEL 7

Kapitlet inneholder følgende tema:

- “EP-testfunksjoner” på side 7-2
- “Induksjonsmetoder” på side 7-4
- “Beordrede terapimetoder” på side 7-8

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívat.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Version outdated. Ärge kasutage.  
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.  
Outdated version. Do not use.  
Version obsolete. Ne utilizar.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Úreilt útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsolete. Non utilizzare.  
Pasenusi verzija. Neizmantot.  
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.

## EP-TESTFUNKSJONER

Med funksjoner for elektrofysiologisk (EP) testing kan du indusere og terminere arytmier ikke-invasivt for å overvåke og teste effekten av de valgte detekteringskriteriene og terapiene. Funksjonene for EP Test (EP-test) kan brukes sammen med EKG-visningen, slik at kurver i sanntid kan vises. Statusen for pulsgeneratoren/pasientinteraksjonen vises også.

**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:

- VFib-induksjon (V-flimmer)
- Shock on T-induksjon (Sjokk ved T)
- Induksjon/terminering av programmert elektrisk stimulering (PES)
- Induksjon/terminering av 50 Hz/Manual Burst (50 Hz/Manuelt støt)-pacing
- Commanded Shock-terapi (Beordret sjokk)
- Commanded ATP-terapi (Beordret ATP)

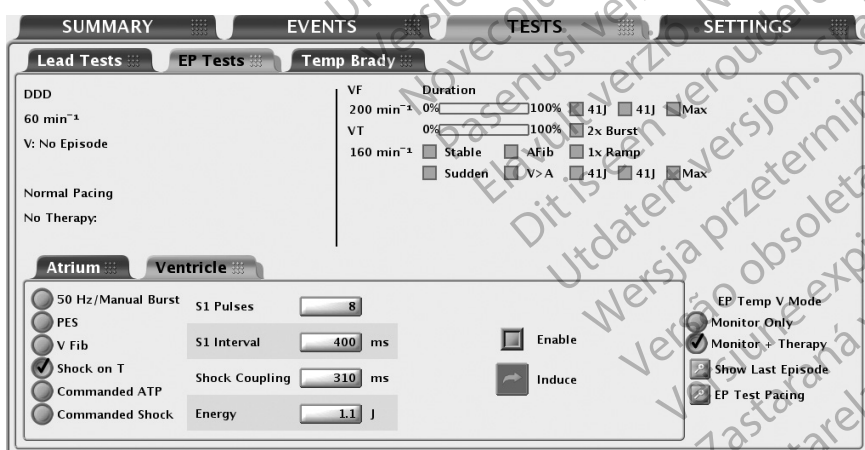
### Midlertidig EP-modus

Med midlertidig EP-modus kan du programmere generatormodusen til en midlertidig verdi for levering av EP-test og sikre at den normale generatormodusen forblir uendret.

### Skjermbildet EP Test (EP-test)

Skjermbildet EP Test viser sanntidsstatusen for pulsgeneratorens detekterings- og terapiprosesser mens telemetrikommunikasjon pågår. Via denne visningen kan du indusere og teste enten en programmert detekterings-/terapiforeskrivning eller valgfrie terapier mens pulsgeneratorens fremdrift overvåkes.

Se skjermbildet EP Test (Figur 7–1 Skjermbildet EP Test (EP-test) på side 7-2):



Figur 7–1. Skjermbildet EP Test (EP-test)

Skjermbildet viser følgende informasjon:

- Statusmeldinger angir detekterings- og terapistatus og er beskrevet nedenfor:



- Status for ventrikulær episode – hvis en episode oppstår, vises durasjonen for episoden. (Hvis denne er lengre enn 10 minutter, vises den som > 10:00 m:s).
- Status for ventrikulær detektering – hvis en episode oppstår, angis det om ventrikulær detektering er i Initial Detection (Innledende detektering), Redetection (Redetektering) eller i hvilken sone den aktuelle detekteringen innfris. Hvis det ikke oppstår en episode, viser programmeren dessuten tiden (i minutter) siden den siste ventrikulære terapien (opptil 10 minutter).
- Status for bradypacing og SRD.
- Typen initiert terapi og sonen.
- Status for terapien, f.eks. In Progress (Pågår), Diverted (Avledet) eller Delivered (Levert).
- Durasjonstimer – fremdriften for durasjonstimeren vises grafisk på en skala. Stolpen på skalaen beveger seg fra venstre til høyre for å vise fullføringsprosent for den programmerte durasjonen. Når durasjonen har utløpt, starter terapileveringen, og stolpen forsvinner.
- Status for detektering – statusen for hver programmerte detekteringsforbedring vises. Når forbedringskriteriene innfris, vises en avmerking i den tilknyttede boksen.
- Terapiordninger – bare de terapiordningene som er programmerte, vises. Etter hvert som terapiene leveres, vises en avmerking eller et tall i boksen som er tilknyttet den enkelte terapien. ATP-terapier angir hvilken terapi type det dreier seg om samt det programmerte antallet støt i terapien. Det vises et tall og et steg (1, 2 osv.) i ATP-terapi boksen hver gang et ATP-støt leveres. Sjøkkterapier angir det programmerte energinivået for de programmerte sjokkene. Det vises et tall og et steg (1, 2 osv.) i Max-boksen hver gang et minimumsenergisjokk leveres.

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 (Backupspacing) og EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) som ønsket.

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backupspacing) under EP-testing er ikke tilgjengelig på ettkamrede enheter.

4. Programmer EP Temp V Mode (Midlertidig EP V-modus) som passer til EP Test-metoden (Tabell 7–1 Midlertidig EP V-modus for EP-testfunksjoner på side 7-3).

Tabell 7–1. Midlertidig EP V-modus for EP-testfunksjoner.

EP Test-metode <sup>a</sup>	EP Temp V Mode (Midlertidig EP V-modus)		
	Monitor + Therapy <sup>d</sup> (Monitor + terapi)	Monitor Only <sup>e</sup> (Bare monitor)	Off (Av)
50 Hz/Manual Burst <sup>b</sup> (50 Hz/Manuelt støt)	X		
PES <sup>b</sup>	X		
V Fib <sup>c</sup>	X		
Shock on T <sup>c</sup> (Sjokk ved T)	X		

Tabell 7-1. Midlertidig EP V-modus for EP-testfunksjoner (Fortsettelse)

EP Test-metode <sup>a</sup>	EP Temp V Mode (Midlertidig EP V-modus)		
	Monitor + Therapy <sup>d</sup> (Monitor + terapi)	Monitor Only <sup>e</sup> (Bare monitor)	Off (Av)
Commanded ATP <sup>c</sup> (Beordret ATP)		X	
Beordret sjokk <sup>c</sup>	X	X	

- a. EP-funksjoner kan ikke utføres hvis pulsgeneratoren er i modusen Storage (Oppbevaring).  
 b. Tilgjengelig metode for både atriell og ventrikulær induksjon.  
 c. Tilgjengelig metode bare for ventrikulær induksjon.  
 d. Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) må programmeres til Monitor + Therapy (Monitor + terapi).  
 e. Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) må programmeres til (Bare monitor) eller Monitor + Therapy (Monitor + terapi).

## 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:

- Alle induksjoner og all levert takykarditerapi hemmes når en magnet plasseres over pulsgeneratoren (hvis magnetresponsen angis til Inhibit Therapy (Hemming av terapi))
- Pacingpulser under induksjon leveres etter de programmerte pacingparametrene for EP Test (EP-test)

## VFib-induksjon

V Fibrillær induksjon bruker sjokkelektrodenes til å stimulere høyre ventrikel med svært raske frekvenser.

Følgende innstillinger er tilgjengelig for å tillate bruk av minimumsenergien som er nødvendig for induksjon:

- V Fibrillær Low (Lav) leverer en stimuleringsbølgeform på 9 volt
- V Fibrillær High (Høy) leverer en stimuleringsbølgeform på 15 volt

### Utfører V Fibrillær induksjon

**MERKNAD:** Pasienten bør få et beroligende middel før flimmerinduksjonspulser leveres. På grunn av sjokkelektrodenes store overflateareal er det en tendens til at de omliggende musklene stimuleres, og det kan gi ubehag.

1. Velg V Fibrillær-alternativet. Det vises knapper for hver test og en Enable-avmerkingsboks (Aktiver).
2. Merk av i Enable-avmerkingsboksen.
3. Trykk på den ønskede Hold for Fibrillær-knappen (Hold for flimmer) for å starte levering av flimmerinduksjonsserien. Induksjonsserien leveres opptil 15 sekunder så lenge knappen holdes nede og telemetrikoblingen opprettholdes.

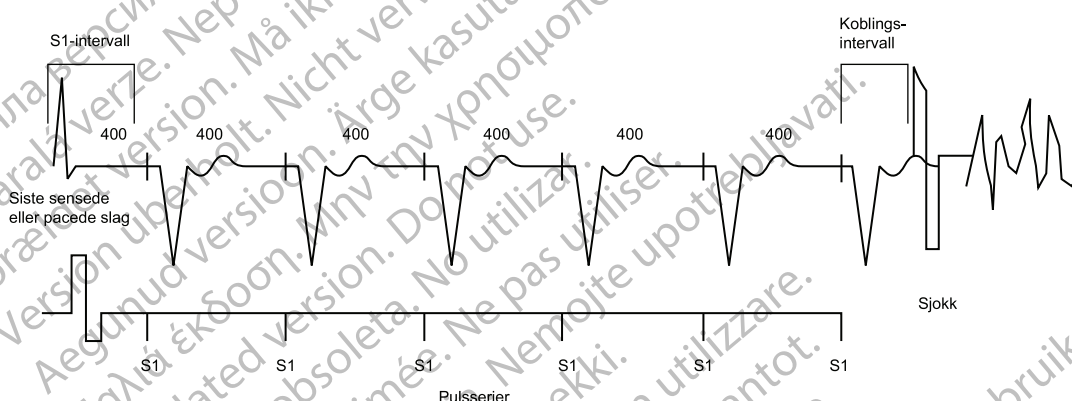
Under induksjon deaktiveres pulsgeneratorens detektering automatisk, og denne aktiveres automatisk på nytt etter at induksjonen er levert. Hvis V Fibrillær induksjon startes under en episode, vises en "slutt på episode"-melding før V Fibrillær induksjonspulsene startes. Det kan startes en ny episode (med initial detektering og terapi) når V Fibrillær induksjonen er fullført.

Hendelsesmarkører og EGM-er avbrytes under V Fib-induksjon og starter automatisk på nytt etter induksjonen.

4. Hvis du vil stoppe induksjonsserien, slipper du knappen (knappen blir nedtonet igjen). Etter induksjonen starter pulsgeneratorens detektering på nytt automatisk, og Post-shock Pacing (Pacing etter sjokk) aktiveres.
5. For å levere en ny flimmerinduksjon gjentar du disse stegene.

## Sjokk ved T-induksjon

Med induksjonsmetoden Shock on T-bølge kan enheten levere en pulsserie (opptil 30 pacingpulser med samme lengde eller S1-pulser) via de ventrikulære pace-/senseelektrodene etterfulgt av sjokklevering via sjokkelektrodene (Figur 7-2 Sjokk ved T-induksjonspulsserie på side 7-5).



Figur 7-2. Sjokk ved T-induksjonspulsserie

Den første S1-pulsen etterfølger den sist sensed eller pacede hendelsen ved S1 Interval (S1-intervallet). Sjokket er koblet til den siste S1-pulsen i pulsserien.

### Utføre Shock on T-induksjon

1. Velg Shock on T-alternativet. De programmerbare induksjonsparametrene vises.
2. Velg den ønskede verdien for hver parameter.
3. Merk av i Enable-avmerkboksen. Knappen Induce (Induser) vil ikke lenger være nedtonet.
4. Trykk på knappen Induce (Induser) for å begynne levering av pulsserien. Pulsene leveres i etter hverandre til det programmerte antallet pulser er nådd. Når induksjon er initiert, vil ikke pulsserieleveringen stoppe hvis du avbryter telemetrikommunikasjonen. Når telemetri er aktiv, kan induksjonsleveringen stoppes ved å trykke på tasten DIVERT THERAPY.
5. Shock on T (Sjokk ved T)-induksjon er fullført når pulsserien og sjokk er levert, og da starter pulsgeneratoren automatisk detektering igjen, og Post-shock Pacing (Pacing etter sjokk) blir da aktivert.

**MERKNAD:** Før levering av pulsserien, høres det lydsignaler som indikerer at kondensatoren lader som forberedelse til sjokklevering.

**MERKNAD:** Sjokket som leveres under Shock on T (Sjokk ved T)-induksjon, påvirker ikke episode- eller terapitellere.

## Ventrikulær backpacing under atriell EP-testing

Ventrikulær backpacing er tilgjengelig under atriell EP-testing (PES, 50 Hz/Manual Burst) uavhengig av de programmerte pacingmodusene Normal eller Post-therapy (Postterapi).

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backuppacing) utføres i VOO-modus.

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backuppacing) under EP-testing er ikke tilgjengelig på ettkamrede enheter.

I tokamrede enheter og ikke-VDDR-enheter programmeres parametrene for backpacing ved å trykke på knappen EP Test Pacing (EP-testpacing). Parametrene for Backup Pacing (Backuppacing) kan programmeres uavhengig av de permanente pacingparametrene. Backup Pacing kan også deaktiveres ved å programmere Backup Pacing-modusen til Off (Av).

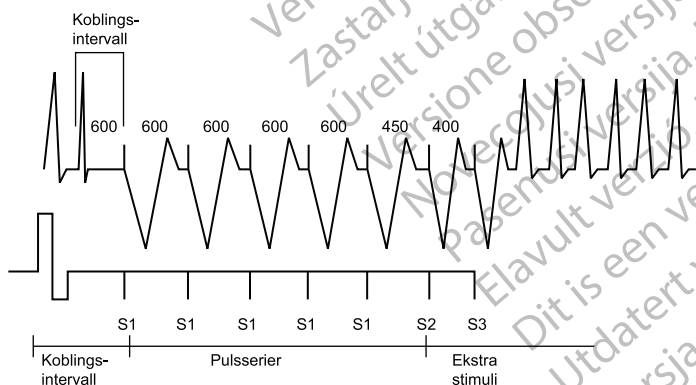
## Programmert elektrisk stimulering (PES)

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 7–3 PES-induksjonspulsserie på side 7-6).

Den første S1-pulsen kobles til den sist sensed 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 backpacing tilgjengelig.

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backuppacing) under EP-testing er ikke tilgjengelig på ettkamrede enheter.

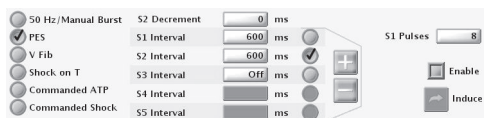


Figur 7-3. PES-induksjonspulsserie

### Utføre PES-induksjon

1. På en tokamret 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 7–4 PES-induksjonsvalg på side 7-7). 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 7-4. PES-induksjonsvalg

4. Merk av i Enable-avmerkingsboksen.
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 arytmie (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.

## 50 Hz/Manuell støtpacing

50 Hz-pacing og Manual Burst (Manuelt støt)-pacing brukes begge til å indusere eller avslutte arytmier ved levering til ønsket kammer. Pacingparametre er programmerbare for Manual Burst (Manuelt støt), men er faste for 50 Hz-pacing.

Pulser for Manual Burst (Manuelt støt) og 50 Hz-pacing leveres i XOO-modus (der X er kammeret) etter de programmerte pacingparametrene for EP Test (EP-test). For atriell Manuell Burst (Manuelt støt) og 50 Hz er parametre for backuppacing tilgjengelig.

**MERKNAD:** Backup Pacing (Backuppacing) under EP-testing er ikke tilgjengelig på ettkamrede enheter.

### Utføre Manual Burst-pacing

1. På en tokamret enhet velger du fanen Atrium eller Ventricle (Ventrikkel), avhengig av hvilket kammer du ønsker å pace.
2. Velg 50 Hz/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.

- 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.

Atrielt 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.

- For å stoppe støtleveringen slipper du knappen Hold for Burst (Hold for støt). Knappen Hold for Burst (Hold for støt) vil igjen bli nedtonet.
- For å levere ytterligere Manual Burst-pacing gjentar du disse stegene.

#### Utføre 50 Hz støtpacing

- På en fokamret enhet velger du fanen Atrium eller Ventricle (Ventrikkel), avhengig av hvilket kammer du ønsker å pace.
- Velg 50 Hz/Manual Burst-alternativet.
- Merk av i Enable-avmerkingsboksen.
- For å levere støtet trykker du på og holder nede knappen Hold for 50 Hz Burst.

Ventrikulært 50 Hz-støt blir levert i opptil 30 sekunder så lenge knappen Hold for Burst (Hold for støt) holdes nede og telemetrikoblingen opprettholdes.

Atrielt 50 Hz-støt blir levert i opptil 45 sekunder så lenge knappen Hold for Burst (Hold for støt) holdes nede og telemetrikoblingen opprettholdes.

**MERKNAD:** Under Hold for 50 Hz Burst-pacing (Hold for 50 Hz-støt) settes S1 Interval (S1-intervall) automatisk til 20 ms og Decrement (Dekrement) til 0. Disse verdiene vises ikke på skjermen.

- For å stoppe støtleveringen slipper du knappen Hold for 50 Hz Burst. Knappen Hold for 50 Hz Burst vil igjen bli nedtonet.
- For å levere ytterligere 50 Hz-støtpacing gjentar du disse stegene.

**MERKNAD:** Sanntids-EKG-er og hendelsesmarkører med merknader vil fortsatt vises under hele terskeltestingen.

## BEORDREDE TERAPIMETODER

De beordrede EP-testmetodene, Commanded Shock og Commanded ATP, kan leveres uavhengig av de programmerte detekterings- og terapiparametrene. Hvis pulsgeneratoren er i ferd med å levere terapi når en beordret metode initieres, overstyres og avbryter EP Test-funksjonen den aktive terapien. Hvis det ikke er noen aktiv episode, vil en Commanded Ventricular Episode (Beordret ventrikulær episode) bli registrert i Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok). Levering av Commanded Shock (Beordret sjokk) og Commanded ATP (Beordret ATP) hemmes når knappen DIVERT THERAPY (Avled behandling) trykkes eller når en magnet plasseres over pulsgeneratoren, hvis den er programmert til Inhibit Therapy (Hemming av terapi).

## Beordret sjokk

Funksjonen Commanded Shock gir levering av et sjokk med programmerbar Energy (Energi) og Coupling Interval (Koblingsintervall).

Alle beordrede sjokk er "committed" og leveres R-Wave-synkront når Coupling Interval (Koblingsintervall) er programmert til Sync (Synk.). Shock Waveform (Sjokkbølgeform) og Polarity (Polaritet) er identiske med detekteringsinitierte sjokk, men et programmerbart Coupling Interval (Koblingsintervall) kan angis. Coupling Interval (Koblingsintervallet) initieres på det punktet da sjokket ville blitt levert i Sync-modus, men leveres i stedet ved det programmerte Coupling Interval (Koblingsintervallet). Etter levering av ethvert Commanded Shock (Beordret sjokk) brukes Post-ShockRedetection (Redetektering av postsjokk), og Post-shock Pacing (Postsjokk pacing) aktiveres.

### Foreta levering av Commanded Shock (Beordret sjokk)

1. Velg Commanded sjokk-alternativet.
2. Velg de ønskede verdiene for Coupling Interval (Koblingsintervall) og Shock Energy (Sjokkenergi).
3. Merk av i Enable-avmerkboksen. Knappen Deliver Shock (Lever sjokk) blir tilgjengelig.
4. Trykk på knappen Deliver Shock (Lever sjokk) for å starte sjokkleveringen. Commanded Shock (Beordret sjokk) registreres i terapihistorikken.
5. For å levere ytterligere sjokk gjentar du disse stegene.

## Beordret ATP

Med Commanded ATP kan du manuelt levere ATP-regimer uavhengig av de programmerte detekterings- og terapiparametrene. Du kan konfigurere Commanded ATP enten ved å velge typen ATP-regime eller ved å programmere ATP-parametre i skjermbildet Details (Detaljer) for å levere Commanded ATP.

EP Temp V Mode (Midlertidig EP V-modus) må programmeres til Monitor Only (Bare monitor) for å sikre at Commanded ATP ikke påvirker detekteringsinitiert ATP.

### Utføre Commanded ATP

1. Hvis pulsgeneratorens Ventricular Tachy Mode (Ventrikulær takymodus) for øyeblikket ikke er programmert til Monitor Only (Kun monitorering), velger du alternativet Monitor Only EP Temp V Mode (Kun monitorering, midlertidig EP V-modus).
2. Velg typen ATP-regime, og velg verdien for Number of Bursts (Antall støt).
3. Trykk på knappen Start Ventricular ATP (Start ventrikulær ATP) for å starte det første støtet i det valgte ATP-regimet. Telleren Bursts Remaining (Gjenværende støt) teller ned for hvert støt som fullføres.
4. Trykk på knappen Continue (Fortsett) for hver ytterligere støtlevering som ønskes. Når alle støtene i et regime er levert, vil telleren Bursts Remaining (Gjenværende støt) returnere til opprinnelig antall, og knappen Continue (Fortsett) vil bli nedtonet.
5. Andre ATP-regimer kan når som helst velges. Velg det ønskede regimet, og gjenta prosedyren ovenfor. Commanded ATP (Beordret ATP) registreres som en legebeordret terapiteller og vises på skjermbildet Counters (Tellere).

6. Når du har brukt Commanded ATP, må du huske å programmere EP Temp V Mode (Midlertidig EP V-modus) til Monitor + Therapy (Monitor + terapi) eller forlate skjermbilde, slik at EP Temp V Mode avsluttes og den permanente Tachy Mode (Takymodusen) gjenopptas.

**MERKNAD:** Hvis du trykker på en annen knapp enn Continue (Fortsett) under levering av et Commanded ATP-regime, vil regimet tilbakestilles, og boksen Bursts Remaining (Gjenværende støt) gjenopprettes til opprinnelig verdi. Trykk om igjen på knappen Start Ventricular ATP (Start ventrikulær ATP) for å starte regimet på nytt.

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívat.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Må ikke 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 utilizzate.  
Zastarjela verzija. Neizmantot.  
Pasenusi versija. Nenaudokite.  
Elavult verzió. Ne használja!  
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.  
Wersja przeterminowana. Nie używać.  
Versão obsoleta. Não utilize.  
Zastarana 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-opplastsskjerm bildet, vil den nominelle innstillingen i programvaren ZOOMVIEW Programmer tilsvare verdien som er valgt i oppstartsskjerm bildet.

Tabell A-2 . Takymodus-parameter

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Tachy Mode (Takymodus)	Off (Av), Monitor Only (Kun monitorering), Monitor + Therapy (Monitorering + terapi), Enable Electrocautery Protection (Aktiver elektrokauteriseringsbeskyttelse), Enable MRI Protection <sup>a</sup> (Aktiver MRI-beskyttelse)	Storage (Oppbevaring)

- a. Tilgjengelig i modeller med funksjonen MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus).

Tabell A-3 . Parameter for ventrikulære soner

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Ventricular Zones (Ventrikulære soner)	1, 2, 3	2

Tabell A-4 . Detekteringsparametre for 1-sone-, 2-sone- og 3-sonekonfigurasjoner

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-sone)	VT Zone (VT-sone)	VF Zone (VF-sone)	Nominell
Frekvens <sup>a</sup> (min <sup>-1</sup> ) 3 soner (intervaller i ms)	90, 95, ..., 200 (667–300)	110, 115, ..., 210 (545–286), 220 (273)	130, 135, ..., 210 (462–286), 220, 230, 240, 250 (273–240)	140 (toleranse ± 5 ms) for VT-1 Zone (VT-1-sone) 160 (toleranse ± 5 ms) for VT Zone (VT-sone) 200 (toleranse ± 5 ms) for VF Zone (VF-sone)
Frekvens <sup>a</sup> (min <sup>-1</sup> ) 2 soner (intervaller i ms)	--	90, 95, ..., 210 (667–286), 220 (273)	110, 115, ..., 210 (545–286), 220, 230, 240, 250 (273–240)	160 (toleranse ± 5 ms) for VT Zone (VT-sone) 200 (toleranse ± 5 ms) for VF Zone (VF-sone)
Frekvens <sup>a</sup> (min <sup>-1</sup> ) 1 sone (intervaller i ms)	--	--	90, 95, ..., 210 (667–286), 220 (273)	200 (toleranse ± 5 ms)
Initial Duration <sup>b</sup> (Innledende durasjon) (sek) 3 soner	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, ..., 60,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, 30,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	2,5 (toleranse ± 1 hjerteszyklus) for VT-1 Zone (VT-1-sone) 2,5 (toleranse ± 1 hjerteszyklus) for VT Zone (VT-sone) 1,0 (toleranse ± 1 hjerteszyklus) for VF Zone (VF-sone)
Initial Duration <sup>b</sup> (Innledende durasjon) (sek) 2 soner	--	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, 30,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	2,5 (toleranse ± 1 hjerteszyklus) for VT Zone (VT-sone) 1,0 (toleranse ± 1 hjerteszyklus) for VF Zone (VF-sone)
Initial Duration (Innledende durasjon) (sek) 1 sone	--	--	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	1,0 (toleranse ± 1 hjerteszyklus)

Tabell A-4. Detekteringsparametre for 1-sone-, 2-sone- og 3-sonekonfigurasjoner (Fortsettelse)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
Redetection Duration <sup>b</sup> (Redetekteringsdurasjon) (sek) 3 soner	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	1,0 (ikke-programmerbar)	1,0 (toleranse ± 1 hjertesyklus) for alle soner
Redetection Duration (Redetekteringsdurasjon) (sek) 2 soner	--	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0	1,0 (ikke-programmerbar)	1,0 (toleranse ± 1 hjertesyklus) for alle soner
Redetection Duration (Redetekteringsdurasjon) (sek) 1 sone	--	--	1,0 (ikke-programmerbar)	1,0 (toleranse ± 1 hjertesyklus)
Post-shock Duration <sup>b</sup> (Durasjon etter sjokk) (sek) 3 soner	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, ..., 60,0	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, 30,0	1,0 (ikke-programmerbar)	1,0 (toleranse ± 1 hjertesyklus) for alle soner
Post-shock Duration (Durasjon etter sjokk) (sek) 2 soner	--	1,0, 1,5, ..., 5,0, 6,0, 7,0, ..., 15,0, 20,0, 25,0, 30,0	1,0 (ikke-programmerbar)	1,0 (toleranse ± 1 hjertesyklus) for alle soner
Post-shock Duration (Durasjon etter sjokk) (sek) 1 sone	--	--	1,0 (ikke-programmerbar)	1,0 (toleranse ± 1 hjertesyklus)

a. Rate (Frekvens)-differansen mellom hver av takysonene må være på minst 20 min<sup>-1</sup>. Den laveste Tachy RateThreshold (Takyfrekvensterskel)-verdien må være ≥ 5 min<sup>-1</sup> høyere enn Maximum Tracking Rate (Maksimal følgingsfrekvens), Maximum Sensor Rate (Maksimal sensorfrekvens) og Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens). Den laveste Tachy RateThreshold (Takyfrekvensterskel)-verdien må være ≥ 15 min<sup>-1</sup> høyere enn Lower Rate Limit (Basisfrekvens)-verdien.

b. Duration (Durasjon) i en sone må være lik eller større enn Duration (Durasjon) i den neste høyeste sonen.

Tabell A-5. Ventrikulær detekteringsforsterkningstype for 2- og 3-sonekonfigurasjoner

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Detection Enhancement Type (Detekteringsforsterkningstype)	Off (Av), Rhythm ID <sup>a</sup> (Rytme-ID), Onset/ Stability	Rhythm ID

a. Tilgjengelig i modeller med funksjonen Rhythm ID (Rytme-ID).

Tabell A-6. Parametre for Onset/Stability-detekteringsforsterkning for 2- og 3-sonekonfigurasjoner

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), On (På)	--	--	On (På)
V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (min <sup>-1</sup> ) 3 soner <sup>a b</sup>	Off (Av), 100, 110, ..., 300	--	--	170 (toleranse ± 5 ms)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (min <sup>-1</sup> ) 2 soner <sup>b</sup>	--	Off (Av), 100, 110, ..., 300	--	170 (toleranse ± 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	--	20 (DR), 30 (VR) (toleranse ± 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 2 soner	--	Off (Av), 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (toleranse ± 5 ms)
Shock If Unstable (Sjokk hvis ustabil) (ms) 3 soner	--	Off (Av), 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	30 (toleranse ± 5 ms)
Shock If Unstable (Sjokk hvis ustabil) (ms) 2 soner	--	Off (Av), 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	Off (Av) (toleranse ± 5 ms)

Tabell A-6. Parametre for Onset/Stability-detekteringsforsterkning for 2- og 3-sonekonfigurasjoner (Fortsettelse)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
Onset (% eller ms) 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), 9, 12, 16, 19, ..., 37, 41, 44, 47, 50 % eller 50, 60, ..., 250 ms	--	--	9 % (toleranse ± 5 ms)
Onset (% eller ms) 2 soner	--	Off (Av), 9, 12, 16, 19, ..., 37, 41, 44, 47, 50 % eller 50, 60, ..., 250 ms	--	9 % (toleranse ± 5 ms)
StabilityAnd/OrOnset (Stabilitet og/eller forskyvning) 3 soner <sup>a</sup>	And (Og), Or (Eller)	--	--	And (Og)
StabilityAnd/OrOnset (Stabilitet og/eller forskyvning) 2 soner	--	And (Og), Or (Eller)	--	And (Og)
Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens) (min:sek) 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, 03:00, ..., 10:00, 15:00, 20:00, ..., 60:00	--	--	03:00 (toleranse ± 1 hjertesykklus)
Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens) (min:sek) 2 soner	--	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, 03:00, ..., 10:00, 15:00, 20:00, ..., 60:00	--	03:00 (toleranse ± 1 hjertesykklus)
Detection Enhancement (Detekteringsforsterkning) 3 soner	Off (Av), On (På)	Off (Av), On (På)	--	On (På) (VT-1), Off (Av) (VT)
Detection Enhancement (Detekteringsforsterkning) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmiskriminering) 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), On (På)	--	--	On (På)
Atrial Tachyarrhythmia Discrimination (Atriell takyarytmiskriminering) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Sinus Tachycardia Discrimination (Sinustakykardiskriminering) 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), On (På)	--	--	On (På)
Sinus Tachycardia Discrimination (Sinustakykardiskriminering) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Polymorphic VT Discrimination (Polymorf VT-diskriminering) 3 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Polymorphic VT Discrimination (Polymorf VT-diskriminering) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	Off (Av)

- a. Hvis all VT-1-terapi er programmert til Off (Av), vil detekteringsforsterkning brukes i VT-sonen, ikke i VT-1-sonen.
- b. Alle AFib-frekvenser er koblet til ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) og frekvensen for Atrial Flutter Response (Atrieflytterrespons). Hvis noen av disse frekvensene reprogrammeres, vil de andre automatisk endres til den samme verdien.

Tabell A-7. Parametre for Rhythm ID-detekteringsforsterkning for 2- og 3-sonekonfigurasjoner

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
Initial Detection Enhancement (Innledende detekteringsforsterkning) 3 soner	Off (Av), On (På)	Off (Av), On (På)	--	On (På) (VT-1), Off (Av) (VT)
Initial Detection Enhancement (Innledende detekteringsforsterkning) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens) (min:sek) 3 soner	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	03:00 (VT-1 og VT) (toleranse $\pm 1$ hjertesyklus)
Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens) (min:sek) 2 soner	--	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	03:00 (toleranse $\pm 1$ hjertesyklus)
Passive Method (Passiv metode) 3 soner (én verdi for alle soner)	Off (Av), On (På)	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Passive Method (Passiv metode) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Active Method (Aktiv metode) 3 soner (én verdi for alle soner)	Off (Av), On (På)	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Active Method (Aktiv metode) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel) (%) 3 soner (én verdi for alle soner)	70, 71, ..., 96	70, 71, ..., 96	--	94
RhythmMatch Threshold (RhythmMatch-terskel) (%) 2 soner	--	70, 71, ..., 96	--	94
Temporary LRL (Midlertidig LRL) (min <sup>-1</sup> ) 3 soner (én verdi for alle soner)	Use Normal Brady LRL (Bruk normal brady-LRL); 30, 35, ..., 105	Use Normal Brady LRL (Bruk normal brady-LRL); 30, 35, ..., 105	--	Use Normal Brady LRL (Bruk normal brady-LRL) (toleranse $\pm 5$ ms)
Temporary LRL (Midlertidig LRL) (min <sup>-1</sup> ) 2 soner	--	Use Normal Brady LRL (Bruk normal brady-LRL); 30, 35, ..., 105	--	Use Normal Brady LRL (Bruk normal brady-LRL) (toleranse $\pm 5$ ms)
Atrial Tachy Discrimination (Atriell takydiskriminering) 3 soner (én verdi for alle soner)	Off (Av), On (På)	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Atrial Tachy Discrimination (Atriell takydiskriminering) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (min <sup>-1</sup> ) 3 soner (én verdi for alle soner) <sup>a c</sup>	100, 110, ..., 300	100, 110, ..., 300	--	170 (toleranse $\pm 5$ ms)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (min <sup>-1</sup> ) 2 soner <sup>a c</sup>	--	100, 110, ..., 300	--	170 (toleranse $\pm 5$ ms)

Tabell A-7. Parametre for Rhythm ID-detekteringsforsterkning for 2- og 3-sonekonfigurasjoner (Fortsettelse)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
Stability (Stabilitet) (ms) 3 soner (én verdi for alle soner) <sup>a b</sup>	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (toleranse ± 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 2 soner <sup>a b</sup>	--	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (toleranse ± 5 ms)

- a. Denne parameteren brukes til innledende detektering og Post-shock Detection (Post-sjokk detektering). Endring av verdien for innledende detektering vil endre verdien for Post-shock Brady (Post-sjokk brady).
- b. Parameteren Stability (Stabilitet) gjelder bare ved Post-shock (Post-sjokk) for VR-enheter.
- c. Alle AFib-frekvensterskler er koblet til ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) og frekvensen for Atrial Flutter Response (Atriefutterrespons). Hvis noen av disse frekvensene reprogrammeres, vil de andre automatisk endres til den samme verdien.

Tabell A-8. Parametre for Onset/Stability-detekteringsforsterkning etter sjokk for 2- og 3-sonekonfigurasjoner

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
Post-shock V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens etter sjokk) 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), On (På)	--	--	On (På)
Post-shock V Rate > A Rate (V-frekvens > A-frekvens etter sjokk) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	On (På)
Post-shock AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel etter sjokk) (min <sup>-1</sup> ) 3 soner <sup>a b</sup>	Off (Av), 100, 110, ..., 300	--	--	170 (toleranse ± 5 ms)
Post-shock AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel etter sjokk) (min <sup>-1</sup> ) 2 soner <sup>b</sup>	--	Off (Av), 100, 110, ..., 300	--	170 (toleranse ± 5 ms)
Stability (Stabilitet) etter sjokk (ms), 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	--	20 (DR), 30 (VR) (toleranse ± 5 ms)
Stability (Stabilitet) etter sjokk (ms), 2 soner	--	Off (Av), 6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, 80, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (toleranse ± 5 ms)
Post-shock Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens etter sjokk) (min:sek) 3 soner <sup>a</sup>	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, 03:00, ..., 10:00, 15:00, 20:00, ..., 60:00	--	--	00:15 (toleranse ± 1 hjertesykus)
Post-shock Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens etter sjokk) (min:sek) 2 soner	--	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, 03:00, ..., 10:00, 15:00, 20:00, ..., 60:00	--	00:15 (toleranse ± 1 hjertesykus)

- a. Hvis all VT-1-terapi er programmert til Off (Av), vil detekteringsforsterkning brukes i VT-sonen, ikke i VT-1-sonen.
- b. Alle AFib-frekvensterskler er koblet til ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) og frekvensen for Atrial Flutter Response (Atriefutterrespons). Hvis noen av disse frekvensene reprogrammeres, vil de andre automatisk endres til den samme verdien.

Tabell A-9. Parametre for Rhythm ID-detekteringsforsterkning etter sjokk for 2- og 3-sonekonfigurasjoner

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
Post Shock Detection Enhancement (Detekteringsforsterkning etter sjokk) 3 soner	Off (Av), On (På)	Off (Av), On (På)		Off (Av)
Post Shock Detection Enhancement (Detekteringsforsterkning etter sjokk) 2 soner	--	Off (Av), On (På)	--	Off (Av)
Post-shock Sustained Rate Duration	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15,	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15,	--	0:15 (toleranse ± 1 hjertesykus)

Tabell A-9. Parametre for Rhythm ID-detekteringsforsterkning etter sjokk for 2- og 3-sonekonfigurasjoner (Fortsettelse)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
(Vedvarende frekvens etter sjokk) (min:sek) 3 soner	..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00		
Post-shock Sustained Rate Duration (Vedvarende frekvens etter sjokk) (min:sek) 2 soner	--	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 00:55, 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	0:15 (toleranse $\pm$ 1 hjertesykus)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (min <sup>-1</sup> ), 3 soner (én verdi for alle soner) <sup>a c</sup>	100, 110, ..., 300	100, 110, ..., 300	--	170 (toleranse $\pm$ 5 ms)
AFib Rate Threshold (AFib-frekvensterskel) (min <sup>-1</sup> ) 2 soner <sup>a c</sup>	--	100, 110, ..., 300	--	170 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 3 soner (én verdi for alle soner) <sup>a b</sup>	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (toleranse $\pm$ 5 ms)
Stability (Stabilitet) (ms) 2 soner <sup>a b</sup>	--	6, 8, ..., 32, 35, 40, ..., 60, 70, ..., 120	--	20 (DR), 30 (VR) (toleranse $\pm$ 5 ms)

- a. Denne parameteren brukes til innledende detektering og Post-shock Detection (Post-sjokk-detektering). Endring av verdien for innledende detektering vil endre verdien for Post Therapy Brady (Postterapeutisk brady).
- b. Parameteren Stability (Stabilitet) gjelder bare ved Post-shock (Post-sjokk) for VR-enheter.
- c. Alle AFib-frekvensterskler er koblet til ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) og frekvensen for Atrial Flutter Response (Atrieflytterrespons). Hvis noen av disse frekvensene reprogrameres, vil de andre automatisk endres til den samme verdien.

Tabell A-10. Ventrikulær ATP-parametre (angitt i en belastning på 750  $\Omega$ )

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-soner)	VT Zone (VT-soner)	VF Zone (VF-soner)	Nominell
ATP-type 3 soner	Off (Av), Burst (Støt), Ramp (Ramping), Scan (Skanning), Ramp/Scan (Ramping/skanning)	Off (Av), Burst (Støt), Ramp (Ramping), Scan (Skanning), Ramp/Scan (Ramping/skanning)	--	Off (Av) (VT-1), Burst (Støt) (VT ATP1), Ramp (Ramping) (VT ATP2)
ATP-type 2 soner	--	Off (Av), Burst (Støt), Ramp (Ramping), Scan (Skanning), Ramp/Scan (Ramping/skanning)	--	Burst (Støt) (VT ATP1), Ramp (Ramping) (VT ATP2)
Number of bursts (Antall støt) (per regime) 3 soner	Off (Av), 1, 2, ..., 30	Off (Av), 1, 2, ..., 30	--	Off (Av) (VT-1), 2 VT ATP1, 1 (VT ATP2)
Number of bursts (Antall støt) (per regime) 2 soner	--	Off (Av), 1, 2, ..., 30	--	2 (VT ATP1), 1 (VT ATP2)
Initial (Innledende) puls (pulser) 3 soner	1, 2, ..., 30	1, 2, ..., 30	--	4 (VT-1), 10 (VT)
Initial (Innledende) puls (pulser) 2 soner	--	1, 2, ..., 30	--	10
Pulse Increment (Pulsinkrement) (pulser) 3 soner	0, 1, ..., 5	0, 1, ..., 5	--	0
Pulse Increment (Pulsinkrement) (pulser) 2 soner	--	0, 1, ..., 5	--	0
Maksimalt antall pulser 3 soner	1, 2, ..., 30	1, 2, ..., 30	--	4 (VT-1), 10 (VT)
Maksimalt antall pulser 2 soner	--	1, 2, ..., 30	--	10
Coupling Interval (Koblingsintervall) (% eller ms) 3 soner	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % eller 120, 130, ..., 750 ms	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % eller 120, 130, ..., 750 ms	--	81 % (toleranse $\pm$ 5 ms)

Tabell A-10. Ventrikulær ATP-parametre (angitt i en belastning på 750  $\Omega$ ) (Fortsettelse)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-sone)	VT Zone (VT-sone)	VF Zone (VF-sone)	Nominell
Coupling Interval (Koblingsintervall) (%) eller ms) 2 soner	--	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % eller 120, 130, ..., 750 ms	--	81 % (toleranse $\pm$ 5 ms)
Coupling Interval Decrement (Koblingsintervalldekrement) (ms) 3 soner	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	--	0 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Coupling Interval Decrement (Koblingsintervalldekrement) (ms) 2 soner	--	0, 2, ..., 30	--	0 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Burst Cycle Length (Støtsykluslengde) (BCL) (%) eller ms) 3 soner	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % eller 120, 130, ..., 750 ms	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % eller 120, 130, ..., 750 ms	--	81 % (toleranse $\pm$ 5 ms)
Burst Cycle Length (Støtsykluslengde) (BCL) (%) eller ms) 2 soner	--	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % eller 120, 130, ..., 750 ms	--	81 % (toleranse $\pm$ 5 ms)
Ramp Decrement (Rampingsdekrement) (ms) 3 soner <sup>c</sup>	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	--	0 (VT-1 ATP1), 10 (VT-1 ATP2), 0 (VT ATP1), 10 (VT ATP2)
Ramp Decrement (Rampingsdekrement) (ms) 2 soner	--	0, 2, ..., 30	--	0 (VT ATP1), 10 (VT ATP2) (toleranse $\pm$ 5 ms)
Scan Decrement (Skanningsdekrement) (ms) 3 soner	0, 2, ..., 30	0, 2, ..., 30	--	0 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Scan Decrement (Skanningsdekrement) (ms) 2 soner	--	0, 2, ..., 30	--	0 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Minimum Interval (Minimumsintervall) (ms) 3 soner	120, 130, ..., 400	120, 130, ..., 400	--	220 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Minimum Interval (Minimumsintervall) (ms) 2 soner	--	120, 130, ..., 400	--	220 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Høyre ventrikulær ATP Pulse Width <sup>a</sup> (ATP-puls bredde) (ms) 3 soner (én verdi for alle soner)	0,1, 0,2, ..., 2,0	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)
Høyre ventrikulær ATP Pulse Width <sup>a</sup> (ATP-puls bredde) (ms) 2 soner (én verdi for alle soner)	--	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)
Høyre ventrikulær ATP Amplitude <sup>a</sup> (ATP-amplitude) (V) 3 soner (én verdi for alle soner)	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	--	5,0 (toleranse $\pm$ 15 % eller $\pm$ 100 mV, den som er høyest)
Høyre ventrikulær ATP Amplitude <sup>a</sup> (ATP-amplitude) (V) 2 soner (én verdi for alle soner)	--	0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	--	5,0 (toleranse $\pm$ 15 % eller $\pm$ 100 mV, den som er høyest)
ATP Time-out <sup>b</sup> (ATP-timeout) (min:sek) 3 soner	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ..., 02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00	--	01:00
ATP Time-out (ATP-timeout) (min:sek) 2 soner	--	Off (Av), 00:10, 00:15, ..., 01:00, 01:15, ...,	--	01:00

Tabell A-10. Ventrikulær ATP-parametre (angitt i en belastning på 750  $\Omega$ ) (Fortsettelse)

Parameter	VT-1 Zone (VT-1-sone)	VT Zone (VT-sone)	VF Zone (VF-sone)	Nominell
		02:00, 02:30, ..., 10:00, 15:00, ..., 60:00		
QUICK CONVERT ATP (Bare VF) 1, 2 eller 3 soner <sup>e</sup>	--	--	Off (Av), On (På)	På
QUICK CONVERT ATP (Bare VF) 1, 2 eller 3 soner <sup>d</sup>	--	--	Off (Av), 250, 300	250 (toleranse $\pm$ 5 ms)

- a. De programmerte verdiene for Amplitude (Amplitude) og Pulse Width (Pulsbredde) påvirker Post Therapy Brady Pacing (Postterapeutisk bradypacing), men kan programmeres separat fra Normal Brady Pacing (Normal bradypacing), Temporary Brady Pacing (Midlertidig bradypacing) og EP Test (EP-test).
- b. VT-1 ATP Time-out (ATP-timeout for VT-1) må være større enn eller lik VT ATP Time-out (ATP-timeout for VT).
- c. Verdiene gjelder hvis Burst (Støt) er valgt for parameteren VT-1ATP.
- d. For modeller med programmerbar QUICK CONVERT ATP-frekvens.
- e. For modeller med ikke-programmerbar QUICK CONVERT ATP-frekvens.

Tabell A-11. Parametere for ventrikulært sjokk

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Sjokk 1- og 2-energi (J) <sup>a b c</sup> (lagret energi)	Off (Av), 0,1, 0,3, 0,6, 0,9, 1,1, 1,7, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 11, 14, 17, 21, 23, 26, 29, 31, 36, 41	41 J (toleranse $\pm$ 150/-60 % for 0,1 J, $\pm$ 60 % for 0,3 J, $\pm$ 40 % for 0,6-3 J, $\pm$ 20 % for 5-36 J, $\pm$ 10 % for 41 J)
Energi for gjenværende sjokk (J) <sup>a c</sup> (lagret energi)	Off (Av), 41	41 J (toleranse $\pm$ 10 % for 41 J)
Lead Polaritet <sup>d</sup> (Elektrodepolaritet)	Initial (Innledende), Reversed (Reversert)	Initial (Innledende)
Committed Shock ("Committed" sjokk)	Off (Av), On (På)	Off (Av)
Shock Lead Vector (Sjokkelektrodevektor)	RV Coil to RA Coil and Can (RV-coil til RA-coil og kanne), RV Coil to Can (RV-coil til kanne), RV Coil to RA Coil (RV-coil til RA-coil)	RV Coil to RA Coil and Can (RV-coil til RA-coil og kanne)

- a. Biphasic (Bifasisk) energi er angitt.
- b. Energiværdien for Shock 2 (Sjokk 2) må være høyere enn eller likt energiværdien for Shock 1 (Sjokk 1).
- c. I en VT-1-sone for en 3-sonekonfigurasjon eller en VT-sone for en 2-sonekonfigurasjon kan alle eller noen av sjokkene programmeres til Off (Av), mens andre sjokk i denne sonen programmeres i joule.
- d. Et beordret STAT SHOCK (AKUTT SJOKK) leveres ved den programmerte innstillingen for Polarity (Polaritet).

Tabell A-12. Pacingterapiparametre (Normal, Postterapeutisk og Midlertidig) (angitt til en belastning på 750  $\Omega$ )

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Mode (Modus) <sup>a e i</sup>	DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R), AAI(R), Off (Av), Midlertidig: DDD, DDI, DOO, VDD, VVI, VOO, AAI, AOO, Off (Av)	DDD (DR), VVI (VR)
RYTHMIQ <sup>h</sup>	Off (Av), AAI(R) med VVI Backup (VVI-backup)	Av
Lower Rate Limit (LRL) (Basisfrekvens) <sup>a b c</sup> ( $\text{min}^{-1}$ )	30, 35, ..., 185	60 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Maximum Tracking Rate (Maksimal følgingsfrekvens) (MTR) <sup>e</sup> ( $\text{min}^{-1}$ )	50, 55, ..., 185	130 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Maximum Sensor Rate (MSR) (Maksimal sensorfrekvens) <sup>e h</sup> ( $\text{min}^{-1}$ )	50, 55, ..., 185	130 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Pulse Amplitude <sup>a c d</sup> (Pulsamplitude) (atrium) (V)	Auto, 0,1, 0,2, ..., 3,5; 4,0; ..., 5,0; Midlertidig: 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	3,5 (5,0 postterapeutisk) (toleranse $\pm$ 15 % eller $\pm$ 100 mV, den som er høyest)
Pulse Amplitude <sup>a c d</sup> (Pulsamplitude) (høyre ventrikel) (V)	Auto; 0,1; 0,2; ...; 3,5; 4,0; ...; 7,5; Midlertidig: 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	3,5 (5,0 postterapeutisk) (toleranse $\pm$ 15 % eller $\pm$ 100 mV, den som er høyest)
Pulse Amplitude Daily Trend <sup>m</sup> (Daglig trend for pulsamplitude) (kan programmeres uavhengig i hvert kammer)	Disabled (Deaktivert), Enabled (Aktivert)	Disabled (Deaktivert)



Tabell A–12. Pacingterapiparametre (Normal, Postterapeutisk og Midlertidig) (angitt til en belastning på 750  $\Omega$ ) (Fortsettelse)

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Pulse Width <sup>a c d k</sup> (Pulsbredde) (atrium, høyre ventrikkel) (ms)	0,1, 0,2, ..., 2,0	0,4 (1,0 post-terapeutisk) (toleranse $\pm$ 0,03 ms ved < 1,8 ms, $\pm$ 0,08 ms ved $\geq$ 1,8 ms)
Konfigurasjon av atriell pacing/sensing <sup>a e</sup>	Bipolar, Off (Av)	Bipolar
Akselerometer <sup>e h</sup>	On (På), Passive (Passiv)	Passive (Passiv)
Accelerometer Activity Threshold (Aktivitetsterskel for akselerometer) <sup>e h</sup>	Very High (Svært høy), High (Høy), Medium High (Middels høy), Medium (Middels), Medium Low (Middels lav), Low (Lav), Very Low (Svært lav)	Medium (Middels)
Accelerometer Reaction Time <sup>e h</sup> (Reaksjonstid for akselerometer) (sek)	10, 20, ..., 50	30
Accelerometer Response Factor (Responsfaktor for akselerometer) <sup>e h</sup>	1, 2, ..., 16	8
Accelerometer Recovery Time <sup>e h</sup> (Gjenopprettingsstid for akselerometer) (min)	2, 3, ..., 16	2
Minuttventilasjon <sup>e h</sup>	On (På), Passive (Passiv), Off (Av)	Passive (Passiv)
Minute Ventilation Response Factor (Responsfaktor for minuttventilasjon) <sup>e h</sup>	1, 2, ..., 16	8
Minute Ventilation (Minuttventilasjon) Fitness Level (Kondisjonsnivå)	Sedentary (Stillesittende), Active (Aktiv), Athletic (Atletisk), Endurance Sports (Utholdenhetssportsaktiviteter)	Active (Aktiv)
Patient's Age (Pasientens alder) <sup>i</sup>	$\leq$ 5, 6–10, 11–15, ..., 91–95, $\geq$ 96	56–60
Patient's Gender (Pasientens kjønn) <sup>i</sup>	Male (Mann), Female (Kvinne)	Male (Mann)
Ventilatory Threshold (Ventilatorisk terskel) (min <sup>-1</sup> )	30, 35, ..., 185	120 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons) (%)	Off (Av), 85, 70, 55	70
Maximum PVARP <sup>a e</sup> (Maksimums-PVARP) (ms)	150, 160, ..., 500	280 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Minimum PVARP <sup>a e</sup> (Minimums-PVARP) (ms)	150, 160, ..., 500	240 (toleranse $\pm$ 5 ms)
PVARP After PVC <sup>a e</sup> (PVARP etter PVC) (ms)	Off (Av), 150, 200, ..., 500	400 (toleranse $\pm$ 5 ms)
V-Blank After A-Pace <sup>a f</sup> (V-blank etter A-pace) (ms)	45, 65, 85, Smart	65 (toleranse $\pm$ 5 ms)
A-Blank After V-Pace <sup>a f</sup> (A-blank etter V-pace) (ms)	45, 65, 85, Smart	Smart (toleranse $\pm$ 5 ms)
A-Blank After V-Sense <sup>a f</sup> (A-blank etter V-sense) (ms)	45, 65, 85, Smart	Smart (toleranse $\pm$ 5 ms)
Maximum VRP (Maksimal VRP) (høyre ventrikkel) <sup>a e</sup> (ms)	150, 160, ..., 500	250 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Minimum VRP (Minimums-VRP) (høyre ventrikkel) <sup>a g</sup> (ms)	150, 160, ..., 500	230 (DR), 250 (VR) (toleranse $\pm$ 5 ms)
Maksimal Paced AV Delay <sup>a e</sup> (Pacet AV-forsinkelse) (ms)	30, 40, ..., 400	180 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Minste Paced AV Delay <sup>a e</sup> (Pacet AV-forsinkelse) (ms)	30, 40, ..., 400	80 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Maksimal Sensed AV Delay <sup>a e</sup> (Senset AV-forsinkelse) (ms)	30, 40, ..., 400	150 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Minste Sensed AV Delay <sup>a e</sup> (Senset AV-forsinkelse) (ms)	30, 40, ..., 400	65 (toleranse $\pm$ 5 ms)

Tabell A–12. Pacingterapiparametre (Normal, Postterapeutisk og Midlertidig) (angitt til en belastning på 750  $\Omega$ ) (Fortsettelse)

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
AV Search + (AV-søk +) <sup>e h</sup>	Off (Av), On (På)	Av
AV Search + Search Interval <sup>e h</sup> (AV-søk + Søkeintervall) (sykluser)	32, 64, 128, 256, 512, 1024	32 (toleranse $\pm$ 1 syklus)
AV Search + Search AV Delay <sup>e h</sup> (AV-søk + Søk AV-forsinkelse) (ms)	30, 40, ..., 400	300 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Respiratorisk sensor <sup>a e</sup>	Off (Av), On (På)	Av
Respiration-related Trends (Respirasjonsrelaterte trender) <sup>n o</sup>	Off (Av), On (På)	På
Rate Hysteresis (Frekvenshysterese) Hysteresis Offset (Hystereseforskyvning) <sup>e h</sup> ( $\text{min}^{-1}$ )	-80; -75; ...; -5; Off (Av)	Off (Av) (toleranse $\pm$ 5 ms)
Rate Hysteresis (Frekvenshysterese) Search Hysteresis (Hystereseforskyvning) <sup>e h</sup> (sykluser)	Off (Av), 256, 512, 1024, 2048, 4096	Off (Av) (toleranse $\pm$ 1 syklus)
Rate Smoothing (Frekvensutjevning) (opp, ned) <sup>e h</sup> (%)	Off (Av), 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 25	Off (Av) (toleranse $\pm$ 1 %)
Rate Smoothing (Frekvensutjevning) Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens) (MPR) <sup>e h</sup> ( $\text{min}^{-1}$ )	50, 55, ..., 185	130 (toleranse $\pm$ 5 ms)
Støyrespons <sup>a e j</sup>	AOO, VOO, DOO, Inhibit Pacing (Hemming av pacing)	DOO for DDD(R)- og DDI(R)-moduser, VOO for VDD(R)- og VVI(R)-moduser, AOO for AAI(R)-modus
Post Therapy Pacing Period (Postterapeutisk pacingperiode) (min:sek) (bare tilgjengelig etter sjokk)	00:15, 00:30, 00:45, 01:00, 01:30, 02:00, 03:00, 04:00, 05:00, 10:00, 15:00, 30:00, 45:00 og 60:00	00:30 (toleranse $\pm$ 1 hjertesyklus)

- Verdiene som er programmert for Normal Brady (Normal brady), vil bli brukt som nominelle verdier for pacing av typen Temporary Brady (Midlertidig brady).
- Basispulsperioden er lik pacingfrekvensen og pulsintervallet (ingen hysterese). Krets for Runaway-beskyttelse hindrer bradykardipacing over 205  $\text{min}^{-1}$ . Magnetapplikasjonen påvirker ikke pacingfrekvensen (testpulsintervall).
- Kan programmeres separat for ATP/Post-shock (Post-sjokk), Temporary Brady (Midlertidig brady) og EP Test (EP-test).
- Verdier påvirkes ikke av temperaturvariasjoner mellom 20–43 °C.
- Denne parameteren brukes globalt ved pacing av typen Normal Brady (Normal brady) og Post-Therapy Brady (Postterapeutisk brady). Endring av verdien for Normal Brady (Normal brady) vil endre verdien for Post-shock Brady (Post-sjokk brady).
- Denne parameteren innstilles automatisk på minst 85 ms for Post-Therapy Brady (Postterapeutisk brady).
- Denne parameteren justeres automatisk i Post-Therapy Brady (Postterapeutisk brady) for å muliggjøre riktig sensing.
- Denne parameteren er deaktivert under Temporary Brady (Midlertidig brady).
- De programmerbare verdiene for VR-enheter inkluderer bare VVI(R), Off (Av), Temporary (Midlertidig): VVI, VOO, Off (Av).
- De programmerbare verdiene for VR-enheter inkluderer bare VOO og Inhibit Pacing (Hemming av pacing), og derfor er den nominelle verdien VOO.
- Når Pulse Amplitude (Pulsamplitude) er innstilt på Auto eller Pulse Amplitude Daily Trend (Daglig trend for pulsamplitude) er aktivert, er Pulse Width (Pulsbredde) fast ved 0,4 ms.
- Denne parameteren brukes til beregning av Ventilatory Threshold Response (Ventilatorisk terskelrespons).
- Denne parameteren aktiveres automatisk hvis Auto er valg for Pulse Amplitude (Pulsamplitude).
- Denne verdien finnes seg i skjermbildet Setup (Oppsett) for elektrøde.
- Denne parameteren brukes til å styre Respiratory Sensor (Respirasjonssensor).

Tabell A–13. Parametre for atriell taky

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
ATR Mode Switch (ATR modusbytte) <sup>a b</sup>	Off (Av), On (På)	On (På)
ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) <sup>a b d</sup> ( $\text{min}^{-1}$ )	100, 110, ..., 300	170 (toleranse $\pm$ 5 ms)
ATR Duration (ATR-durasjon) <sup>a b</sup> (sykluser)	0, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, 1024, 2048	8 (toleranse $\pm$ 1 hjertesyklus)
ATR Entry Count (ATR-inngangstilling) <sup>a b</sup> (sykluser)	1, 2, ..., 8	8
ATR Exit Count (ATR-utgangstilling) <sup>a b</sup> (sykluser)	1, 2, ..., 8	8
ATR Fallback Mode (ATR Fallback-modus) <sup>b e</sup>	VDI, DDI, VDIR, DDIR	DDI

Tabell A-13. Parametre for atriell taky (Fortsettelse)

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
ATR Fallback Time (ATR Fallback-tid) <sup>a b</sup> (min:sek)	00:00, 00:15, 00:30, 00:45, 01:00, 01:15, 01:30, 01:45, 02:00	00:30
ATR/VTR Fallback LRL (ATR/VTR Fallback-LRL) <sup>a b</sup> (min <sup>-1</sup> )	30, 35, ..., 185	70 (toleranse ± 5 ms)
ATR Ventricular Rate Regulation (ATR ventrikulær frekvensregulering) (VRR) <sup>a b</sup>	Off (Av), On (På)	On (På)
ATR Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens) (MPR) <sup>a b</sup> (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	130 (toleranse ± 5 ms)
Atrial Flutter Response (Atriell flutterrespons) <sup>b c</sup>	Off (Av), On (På)	Off (Av)
Atrial Flutter Response Trigger Rate (Atriell flutterrespons – triggerfrekvens) <sup>b c d</sup> (min <sup>-1</sup> )	100, 110, ..., 300	170 (toleranse ± 5 ms)
PMT Termination (Avslutning av PMT) <sup>b c</sup>	Off (Av), On (På)	On (På)
Ventricular Rate Regulation (Ventrikulær frekvensregulering) (VRR) <sup>b c</sup>	Off (Av), On (På)	Off (Av)
VRR Maximum Pacing Rate (Maksimal pacingfrekvens) (MPR) <sup>b c</sup> (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	130 (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 brukes globalt i Normal Brady-pacing (Normal brady) og Post-Therapy Brady-pacing (Postterapeutisk brady). Endring av verdien for Normal Brady (Normal brady) vil endre verdien for Post-Therapy Brady (Postterapeutisk brady).

c. Denne parameteren deaktiveres under Temporary Brady (Midlertidig brady).

d. ATR Trigger Rate (ATR-triggerfrekvens) og Atrial Flutter Response Rate (Atriell flutterresponsfrekvens) er koblet til alle AFib-frekvenstersklene. Hvis noen av disse frekvensene reprogrammeres, vil de andre automatisk endres til den samme verdien.

e. Hvis Normal Brady ATR Fallback Mode (Normal brady – ATR Fallback-modus) er DDIR eller DDI, da er Temporary Brady ATR Fallback Mode (Midlertidig 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.

Tabell A-14. MRI-beskyttelsesparametere

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
MRI Brady Mode (Bradykardimodus for MR)	Off (Av), VOO, AOO, DOO	
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 ± 15 % eller ± 100 mV, den som er høyest) <sup>a</sup>
MRI Right Ventricular Amplitude (V) (Høyre ventrikkelamplitude for MR)	2,0, 2,1, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	5,0 (toleranse ± 15 % eller ± 100 mV, den som er høyest) <sup>a</sup>
MRI Protection Time-out (Timeout for MR-beskyttelse) (timer)	Off (Av), 3, 6, 9, 12	6

a. Ved overgangen til MRI Protection Mode (MRI-beskyttelsesmodus) kan det ta opptil 6 hjertepacingsykluser før pacingamplituden er innenfor det spesifiserte toleranseområdet.

Tabell A-15. Magnet- og lydsignalfunksjoner

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Magnet Response (Magnetrespons)	Off (Av), Store EGM (Lagre EGM), Inhibit Therapy (Hemming av terapi)	Inhibit Therapy (Hemming av terapi)
Beep During Capacitor Charge (Pipetone under lading av kondensator)	Off (Av), On (På)	Off (Av)
Beep When Explant is Indicated (Avgil lyd når eksplantering er indisert)	Off (Av), On (På)	On (På)
Atriell Beep When Out-of-Range (Avgil lydsignal når utenfor gyldig område)	Off (Av), On (På)	Off (Av)

Tabell A-15. Magnet- og lydsignalfunksjoner (Fortsettelse)

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Ventrikulær Beep When Out-of-Range (Avgi lydsignal når utenfor gyldig område)	Off (Av), On (På)	Off (Av)
Sjokk Beep When Out-of-Range (Avgi lydsignal når utenfor gyldig område)	Off (Av), On (På)	Off (Av)
Beeper (Lydsignal) (etter MR)	Off (Av), On (På)	Off (Av)

Tabell A-16. Justering av sensitivitet

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Atrial Sensitivity (Atriell sensitivitet) <sup>a</sup> (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) <sup>a</sup> (mV)	AGC 0,15, AGC 0,2, AGC 0,25, AGC 0,3, AGC 0,4, ..., AGC 1,0, AGC 1,5	AGC 0,6

a. Med CENELEC-bølgeform, per EN 45502-2-2:2008.

Tabell A-17. Daglige elektrodemålinger

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Atriell Daily Intrinsic Amplitude (Daglig intrinsisk amplitude)	On (På), Off (Av)	On (På)
Ventrikulær Daily Intrinsic Amplitude (Daglig intrinsisk amplitude)	On (På), Off (Av)	On (På)
Atriell Daily Impedance (Daglig impedans)	On (På), Off (Av)	On (På)
Ventrikulær Daily Impedance (Daglig impedans)	On (På), Off (Av)	On (På)
ShockDaily Impedance (Daglig sjokkimpedans)	On (På), Off (Av)	On (På)
Low (Lav) atriell impedansgrense ( $\Omega$ )	200, 250, ..., 500	200
High (Høy) atriell impedansgrense ( $\Omega$ )	2000, 2250, ..., 3000	2000
Low (Lav) impedansgrense for ventrikel ( $\Omega$ )	200, 250, ..., 500	200
High (Høy) impedansgrense for ventrikel ( $\Omega$ )	2000, 2250, ..., 3000	2000
ShockHigh (Øvre impedansgrense for sjokk) ( $\Omega$ )	125, 150, 175, 200	125

Tabell A-18. Ventrikulær beordret ATP

Parameter <sup>a</sup>	Programmerbare verdier	Nominell
Commanded Ventricular ATP (Beordret ventrikulær ATP) (type)	Burst (Støt), Ramp (Ramping), Scan (Skanning), Ramp/Scan (Ramping/skanning)	Burst (Støt)
Number Of Bursts (Antall støt)	1, 2, ..., 30	30
Initial Pulses per Burst (Innledende pulser per støt) (pulser)	1, 2, ..., 30	4
Pulse Increment (Pulsinkrement) (pulser)	0, 1, ..., 5	0
Maksimalt antall pulser	1, 2, ..., 30	4
Coupling Interval (Koblingsintervall) (% eller ms)	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % eller 120, 130, ..., 750 ms	81 % (toleranse $\pm$ 5 ms)
Coupling Interval Decrement (Koblingsintervalldekrement) (ms)	0, 2, ..., 30	0 (toleranse $\pm$ 5 ms)

Tabell A-18. Ventrikulær beordret ATP (Fortsettelse)

Parameter <sup>a</sup>	Programmerbare verdier	Nominell
Burst Cycle Length (Støtsykluslengde) (BCL) (% eller ms)	50, 53, 56, 59, 63, 66, ..., 84, 88, 91, 94, 97 % eller 120, 130, ..., 750 ms	81 % (toleranse ± 5 ms)
Ramp Decrement (Rampingsdekrement) (ms)	0, 2, ..., 30	0 (toleranse ± 5 ms)
Scan Decrement (Skanningsdekrement) (ms)	0, 2, ..., 30	0 (toleranse ± 5 ms)
Minimum Interval (Minimumsintervall) (ms)	120, 130, ..., 400	200 (toleranse ± 5 ms)

a. De ventrikulære verdiene for Commanded ATP (Beordret ATP) Pulse Width (Puls bredde) og Amplitude (Amplityde) er de samme som programmet for ventrikulær ATP-terapi.

Tabell A-19. 50 Hz/Manuell støtpacing

Parameter <sup>a</sup>	Programmerbare verdier	Nominell
Burst Interval (Støtintervall) (ms)	20, 30, ..., 750	600 (toleranse ± 5 ms)
Minimum Interval (Minimumsintervall) (ms)	20, 30, ..., 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.

Tabell A-20. Ventrikulært beordret sjokk

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Shock J (Sjokk J) (lagret energi)	0,1, 0,3, 0,6, 0,9, 1,1, 1,7, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 11, 14, 17, 21, 23, 26, 29, 31, 36, 41	41 J (toleranse + 150/-60 % for 0,1 J, ± 60 % for 0,3 J, ± 40 % for 0,6-3 J, ± 20 % for 5-36 J, ± 10 % for 41 J)
Coupling Interval (Koblingsintervall) (ms)	SYNC, 50, 60, ..., 500	SYNC (SYNK)

Tabell A-21. VFib-induksjon (ventrikkelflimmer)

Parameter	Verdier
VFib Høy	15 V (ikke-programmerbar) (toleranse ± 10 V)
VFib Lav	9 V (ikke-programmerbar) (toleranse ± 7 V)

Tabell A-22. Sjokk ved T-induksjon

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Shock J (Sjokk J) (lagret energi)	0,1, 0,3, 0,6, 0,9, 1,1, 1,7, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 11, 14, 17, 21, 23, 26, 29, 31, 36, 41	1,1 J (toleranse + 150/-60 % for 0,1 J, ± 60 % for 0,3 J, ± 40 % for 0,6-3 J, ± 20 % for 5-36 J, ± 10 % for 41 J)
Antall S1 Pulses (S1-pulser)	1, 2, ..., 30	8
S1 Interval (S1-intervall) (ms)	120, 130, ..., 750	400
Coupling Interval (Koblingsintervall) (ms)	SYNC, 10, 20, ..., 500	310

Tabell A-23. 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-24 . Backup EP-test

Parameter	Programmerbare verdier	Nominell
Backup Pacing-modus (Backuppacing) <sup>a</sup> c	Off (Av), On (På)	On (På)
Backup Pacing (Backuppacing) Lower Rate Limit (Basisfrekvens) <sup>a b c</sup> (min <sup>-1</sup> )	30, 35, ..., 185	60 (toleranse ± 5 ms)
Backup Pacing (Backuppacing) V Refractory (V-refraktær) <sup>a b c</sup> (ms)	150, 160, ..., 500	250 (toleranse ± 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 ± 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 +/- 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 ± 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 ± 0,03 ms ved < 1,8 ms, ± 0,08 ms ved ≥ 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 ± 0,03 ms ved < 1,8 ms, ± 0,08 ms ved ≥ 1,8 ms)
EP Test Pacing Outputs (Output for EP-testpacing) V Pulse Width (V-pulsbredde) (tokamrede modeller) (ms)	0,1; 0,2, ..., 2,0	1,0 (toleranse ± 0,03 ms ved < 1,8 ms, ± 0,08 ms ved ≥ 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 ettkamrede modeller.

Tabell A-25 . 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 ± 5 ms)
S2 Interval (S2-intervall) (ms)	Off (Av), 120, 130, ..., 750	600 (toleranse ± 5 ms)
S3 Interval (S3-intervall) (ms)	Off (Av), 120, 130, ..., 750	Off (Av) (toleranse ± 5 ms)
S4 Interval (S4-intervall) (ms)	Off (Av), 120, 130, ..., 750	Off (Av) (toleranse ± 5 ms)
S5 Interval (S5-intervall) (ms)	Off (Av), 120, 130, ..., 750	Off (Av) (toleranse ± 5 ms)

a. Brukes på atrium eller ventrikel i henhold til beordring av programmereren.

## PACEMAKERFORSTYRRELSER

### APPENDIKS B

Det kan være tilfeller hvor pasienter har en separat, midlertidig eller permanent pacemaker. Midlertidige eller permanente pacemakere og en ICD kan påvirke hverandre og forstyrre identifikasjonen av takyarytmier på følgende måter:

- Hvis pacemakern under en takyarytmi ikke senser arytmien og pacer, og hvis pacingpulsene som detekteres fra ICD-ens frekvenssensende elektrode er stor nok, kan det føre til at ICD-en tolker pacingen som en normal rytme ved pacemakerens frekvens. ICD-en detekterer da ikke arytmien og leverer ikke terapi.

- Pacemaker kan presentere ICD-en for signaler som resultat av følgende hendelser:

- Feilaktig sensing
- Dislokasjon av elektroder
- Mislykket registrering

Dette kan føre til at ICD-ens frekvensmåling blir raskere enn pasientens faktiske hjertefrekvens. Resultatet kan være at ICD-en leverer uriktig terapi.

- Ledningsforsinkelse kan føre til ICD-en teller både pacemakerartefakt og ventrikulær depolarisering. Dette kan gi uriktig ICD-terapi.

Bruken av en pacemaker som gir forstyrrelser mellom pacemaker og ICD, er av disse grunnene derfor ikke anbefalt. Unipolare pacemakere er kontraindisert for bruk med en ICD.

Ta i betraktning følgende handlinger hvis en separat pacemaker brukes:

- Deaktiver alltid en pasients ICD i følgende tilfeller:
  - Bruk av midlertidig bipolar eller midlertidig AV-sekvensiell pacing
  - Reprogramming av en separat implantert pacemaker

Hvis kardiovertering eller defibrillering er nødvendig i slike tilfeller, brukes en ekstern defibrillator.

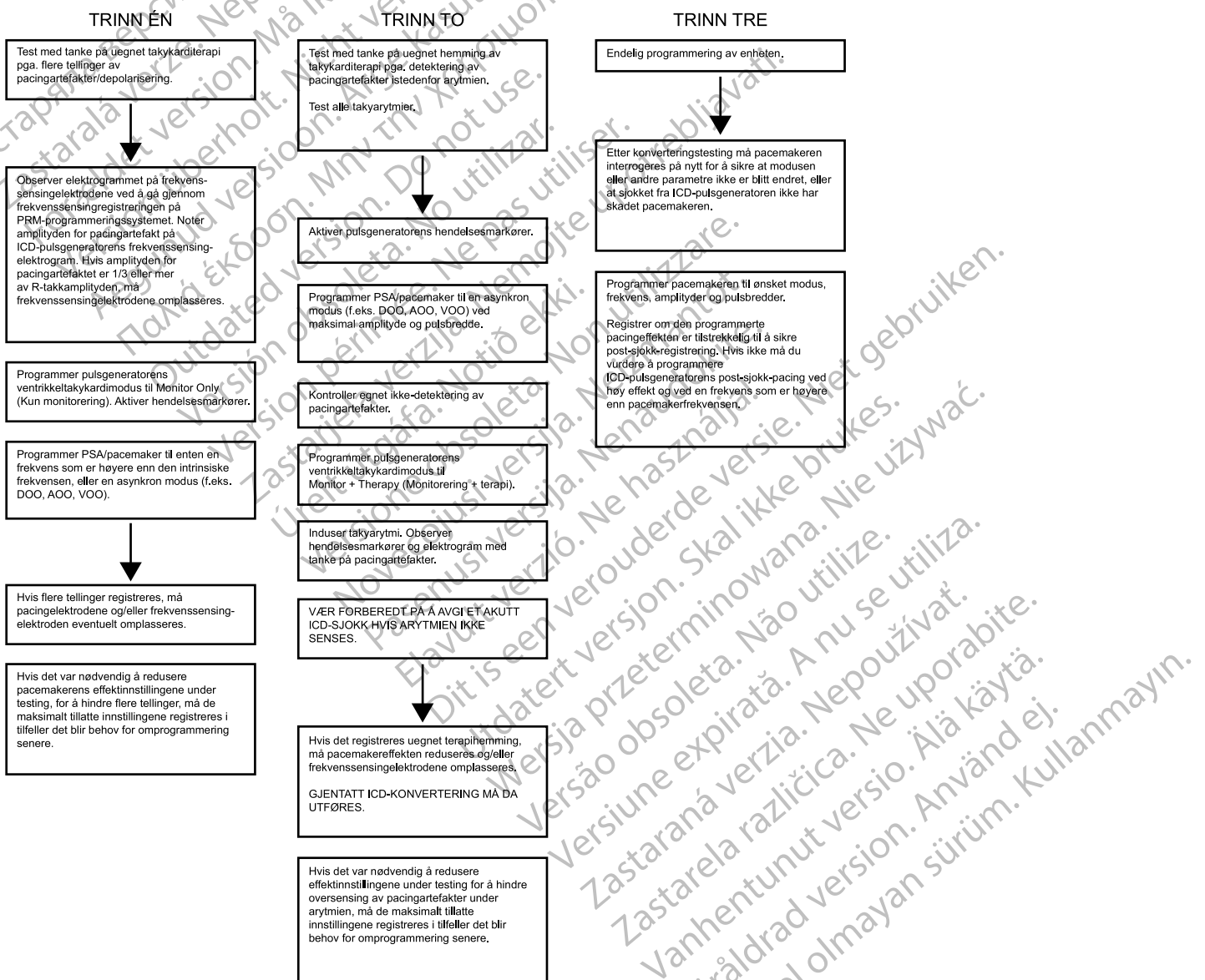
- ICD-elektrodene for frekvenssensing skal plasseres så langt fra pacingelektrodene som mulig.
- Etter implantering av pacingelektrodene, sjekk signalene fra ICD-elektrodene for frekvenssensing for å sikre at det er minimalt med pacemakerartefakter.
- Siden det er vanskelig å forutsi de relative størrelsene på pacemakerartefaktene og diverse takyarytmiske elektrogrammer som kan oppstå kronisk eller under EP-testing, er det viktig å redusere artefaktene til et minimum.
- Alle pasientens rytmer bør induseres når ICD er aktivert og den separate pacemakern er programmert i asynkron modus ved maks. utgangseffekt. Dette er den beste muligheten for hemming av arytmidetektering som følge av pacemakerartefakter. Elektrodene kan måtte repositioneres for å eliminere artefakter.
- For å redusere risikoen for pacemakerforstyrrelser kan du overveie å teste den separate pacemakern ved å programmere den med følgende innstillinger:
  - Den laveste tillatte amplityden for sikker registrering i kronisk tilstand

- Den maksimale sensitiviteten for å sikre at pacing hemmes under VF
- Den laveste hjerterefrekvensen som er akseptabel for pasienten

Overvei også bruk av frekvenssensing og pacemaker Elektroder med kort avstand mellom elektrodene (f.eks. 11 mm).

- Overvei å slå av ICD-ens funksjon for bradykardi pacing eller å programmere denne funksjonen til en lavere frekvens enn den separate pacemakerens frekvens.
- Med henblikk på pacingkontroll etter en eventuell sjokkterapi skal du overveie bruk av ICD-ens funksjon for postterapi-bradykardi pacing ved høyere frekvenser og effekter eller den separate pacemakeren.

Følgende testprosedyre bidrar til å fastslå risikoen for forstyrrelser mellom pacemaker og ICD (Figur B-1 Testprosedyre for forstyrrelse mellom pacemaker og ICD på side B-2).



**MERKNAD:** Guidant-magneten, modell 6860, kan også brukes til å evaluere pacemakerinteraksjonen hvis magnetfunksjonen er aktivert. Når magneten plasseres over en enhet i en ventrikulær modus av typen Monitor + Therapy (Monitorering + terapi), skal det genereres lydsignaler.

Figur B-1. Testprosedyre for forstyrrelse mellom pacemaker og ICD






## SYMBOLER PÅ EMBALLASJEN

### APPENDIKS C



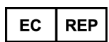










## SYMBOLER PÅ EMBALLASJEN

De følgende symbolene kan brukes på emballasje og merking (Tabell C-1 Symboler på emballasjen på side C-1):

Tabell C-1 . Symboler på emballasjen

Symbol	Beskrivelse
	Referansenummer
	Innhold i pakken
	Pulsgenerator
	Momentnøkkel
	Dokumentasjon vedlagt
	Serienummer
	Brukes før
	Lotnummer
	Produksjonsdato
	Ikke-ioniserende elektromagnetisk stråling
	Sterilisert ved bruk av etylenoksid
	Skal ikke resteriliseres
	Ikke for gjenbruk
	Skal ikke brukes hvis emballasjen er skadet
	Farlig spenning
	Se instruksjoner for bruk på denne nettsiden: <a href="http://www.bostonscientific-elabeling.com">www.bostonscientific-elabeling.com</a>
	Temperaturbegrensning
	CE-merke for samsvar med identifikasjon av godkjenningsorgan som har godkjent bruk av merket

Tabell C-1. Symboler på emballasjen (Fortsettelse)

Symbol	Beskrivelse
	Plasser telemetristav her
	Åpne her
	Autorisert representant i Europa
	Produsent
	C-merke med leverandørkoder
	Samsvarsmerke for Australian Communications and Media Authority (ACMA)
<b>R-NZ</b>	Samsvarsmerke for New Zealand Radio Spectrum Management (RSM)
	Australsk sponsoradresse
	MR-betinget
	CRT-D RA, RV, LV
	ICD RA, RV
	ICD RV
	Ubelagt enhet
	RF-telemetri

# INNHALDSFORTEGNELSE

## Symboler

"Committed" sjokk 3-18  
50 Hz/manuell støtpacing 7-7

## A

### A-blank

etter RV-sense 4-56  
etter V-pace 4-56

### A-takyrespons (ATR)

modusbytte 4-37

### Adaptiv frekvenspacing 4-21

### Advarsler, rød 1-7

### AFib rate threshold (AFib-frekvensterskel) 2-32

### AFib-frekvensterskel 2-26, 2-31

### AGC (automatic gain control) 4-17

### Akselerer, i sone 3-3

### Akselerometer

aktivitetsterskel 4-23  
gjenopprettingstid 4-25  
reaksjonstid 4-24  
responsfaktor 4-22

### Akselerometer 4-21

### Aktivitetsterskel 4-23

### AKUTT PACE 1-15

### AKUTT SJOKK 1-14

### Amplitude (Amplityde)

ATP (antitakykardipacing) 3-13

### Amplityde 4-8

intrinsisk test 5-12

### Antall pulser 3-8

### Antall støt

antall pulser 3-8

### AP-skanning 6-16

### Applikasjonsskjerm bilde 1-2

### Arrhythmia Logbook (Arytmiloggbok)

episodedetaljer 6-5

hendelsessammendrag 6-5

intervall 6-8

### Arytmiloggbok 6-2

lagret EGM 6-5

### Atferd ved øvre frekvens 4-5

### ATP (antitakykardipacing) 3-7

amplityde 3-13

antall pulser 3-8

antall støt 3-8

beordret, EP-test 7-9

koblingsintervall 3-9

minimumsintervall 3-11

pulsbredde 3-13

ramping-/skanneregime 3-13

rampingregime 3-11

redetektering etter ATP 2-16

skanneregime 3-12

støtregime 3-11

støtsykluslengde (BCL) 3-10

timeout 3-13

### ATR (atrietakykardirespons)

atriell flutterrespons 4-40

Avslutning av PMT 4-41

ventrikulær frekvensregulering 4-40

VTR (ventrikkeltakyrespons) 4-39

### ATR (atrietakyrespons)

durasjon 4-38

frekvensterskel 4-37

inngangstelling 4-38

LRL, fallback 4-39

maksimal pacingfrekvens 4-40

modus, fallback 4-39

modusbytte 4-37

slutt på en ATR-episode 4-39

tid, fallback 4-39

utgangstelling 4-38

### ATR-triggerfrekvens 4-37

### Atriell

bruk av atriell informasjon 2-6

refraktærperiode, postventrikulær atriell (PVARP)  
4-51

refraktærperiode, samme kammer 4-53

### Atriell flutterrespons 4-40

### Atriell taky

atriell flutterrespons 4-40

Avslutning av PMT 4-41

### Atrietaky

ATR-modusbytte 4-37

### Atrietakykardi

ventrikulær frekvensregulering 4-40

### Automatisk intrinsisk rytme-ID 2-8

### Automatisk terskel

RAAT 4-9

RVAT 4-12

### AV forsinkelse

Søk 4-49

### AV-forsinkelse 4-46

pacet 4-46

RYTHMIQ 4-50

senset 4-47

### AV-søk + 4-49

Søk AV forsinkelse 4-49

Søkeintervall 4-50

### AVLED TERAPI 1-14

avslutning av PMT (pacemakermediert takykardi) 4-41

### Avslutte

avslutte en telemetriøkt 1-10

## B

Backup-ventrikkelpacing under atriestimulering, EP-  
test 7-6

### Basisfrekvens (LRL) 4-4

### Batteri

Eksplanteringsstatus 5-3

icon 1-5

indikator 5-3

status 5-2

### Behandlingshistorikk

arytmiloggbok 6-2

Beordret  
ATP, EP-test 7-9  
sjokk, EP-test 7-9  
terapi, EP-test 7-8  
Beordret sjokk 2-11  
Beskyttelse  
runaway 4-7  
Blanking 4-54  
A-blank etter RV-sense 4-56  
A-blank etter V-pace 4-56  
RV-blank etter A-pace 4-55  
Brady Tachy Response (Bradytakykardirespons)  
(BTR) 4-62  
Burst (Støt)  
antall pulser 3-8  
antall støt 3-8  
ATP (antitakykardipacing) 3-8  
parameter 3-8  
regime 3-11

## C

Continue  
ikon 1-6

## D

Daglige målinger 5-7  
Data  
diskett 1-16  
lagring 1-16  
pasient 1-16  
USB 1-16  
Decrement (Dekrement)  
koblingsintervall 3-9  
rampingregime 3-11  
skanneregime 3-12  
Defibrillering  
reservedefibrillator, sikkerhetsmodus 1-19  
Demonstrasjon  
PRM-modus (programmerer/opptaker/monitor), 1-3, 1-8  
Deselerer, i sone 3-3  
Detaljikon 1-5  
Detektering  
AFib-frekvensterskel 2-26  
durasjon 2-14  
episode 2-17  
forsterkning 2-7, 2-19  
frekvenssensing 2-4  
frekvensterskel 2-5  
ny bekreftelse / "committed" sjokk 3-18  
onset 2-30  
redetektering 2-11  
RhythmMatch-terskel 2-22  
stabilitet 2-28  
takyarytmi 2-2  
takyarytmi, sikkerhetsmodus 1-19  
V-frekvens > A-frekvens 2-25  
vedvarende frekvens (SRD) 2-30

vektortiming og -korrelering 2-22  
ventrikulær, initiell 2-7  
vindu 2-12  
Diagnostikk  
elektrodetest 5-11  
histogram 6-9  
hjerterefrekvensvariabilitet (HRV) 6-11  
Diagnostisk  
batteristatus 5-2  
Diagnostikk  
patient triggered monitor 6-21  
Diskett  
data 1-16  
lagre 1-16  
les 1-16  
Dobbel sensorsamkjøring 4-33  
Durasjon  
ATR (atrietakyrespons) 4-38  
etter sjokk 2-16  
redetektering 2-16  
Duration (Durasjon) 2-14  
Dynamisk støyalgoritme 4-19, 4-58

## E

EGM (elektrogram)  
sanntid 1-3  
visning 1-3  
EKG (elektrokardiogram)  
overflate 1-3  
trådløst 1-4  
visning 1-3  
Elektrode  
Daglige målinger 5-7  
Elektrodestatus 5-7  
ikon 1-5  
impedans 5-13  
intrinsic amplitude 5-12  
konfigurasjon 4-46  
pacingterskel 5-14  
test 5-11  
Elektrode, elektrodekonfigurasjon 4-46  
Elektrokauterisering  
modus 2-2  
Energi  
sjokk 3-16  
Enhet  
minne 1-17  
modus 2-2  
EP-test (elektrofysiologisk test) 7-2  
ATP, beordret 7-9  
backup-ventrikkelpacing under atriestimulering 7-6  
beordret terapi 7-8  
fibrillering 7-4  
induksjon 7-4  
modus, midlertidig 7-2  
programmert elektrisk stimulering (PES) 7-6  
sjokk ved T 7-5  
sjokk, beordret 7-9  
støtpacing, 50 Hz/manuell 7-7  
VFib 7-4  
Episode 2-17

behandlet 6-9  
ikke-behandlet 6-9  
Non-Treated (Ikke-behandlet) 2-17  
slutt på ATR 4-39  
Treated (Behandlet) 2-17  
ventrikulær 2-17  
Etter sjokk  
durasjon 2-16  
pacing 4-20

## F

Fallback, atrielt modusbytte

LRL 4-39  
modus 4-39  
tid 4-39

Faner, programvare 1-5

Fibrillering

VFib-induksjon 7-4

Forskriving

terapi 3-2

Forsterkning

detektering 2-7, 2-19

Frekvens

adaptiv 4-21

AFib-terskel 2-26

basisfrekvens (LRL) 4-4

beregning 2-5

maksimal følgende 4-5

maksimal sensor 4-6

sensing 2-4

sone 2-5

terskel, ventrikulær 2-5

V-frekvens > A-frekvens 2-25

vedvarende frekvens (SRD) 2-30

ventrikulær 2-5

Frekvensadaptiv pacing 4-21

Frekvensforsterkning, pacing

frekvenshysterese 4-42

frekvensutjevning 4-43

Frekvenshysterese 4-42

hystereseforskyvning 4-43

søk hysterese 4-43

Frekvensterskel, ATR 4-37

Frekvensutjevning 4-43

Maksimal pacingfrekvens 4-45

ned 4-45

opp 4-45

## G

Gjenopprettingstid 4-25

Gule OBS! 1-7

## H

Hendelse

ikon 1-6

sammendrag 6-5

teller 6-9

terapihistorikk 6-2

Histogram 6-9

Hjertefrekvensvariabilitet (HRV) 6-11

Hold

ikon 1-6

Horisontal glidebryter

ikon 1-6

Høyre ventrikulær refraktærperiode (RVRP) 4-53

Hysterese, frekvens 4-42

## I

Ikon

batteri 1-5

detaljer 1-5

elektrode 1-5

fortsett 1-6

hendelse 1-6

hold 1-6

horisontal glidebryter 1-6

Indikator for PRM-modus (programmerer/  
optaker/monitor) 1-3

informasjon 1-6

inkrementering og dekrementering 1-7

kjør 1-6

merket 1-6

pasient 1-5

pasientinformasjon 1-16

rulling 1-7

snapshot 1-6

sortering 1-6

vertikal glidebryter 1-6

Impedanstest, elektrode 5-13

Implantering

post, informasjon 6-21

Indikasjonsbasert programmering (IBP) 1-12

Induksjon, EP-test 7-4

Informasjon

elektrode 1-16

ikon 1-6

implantat 1-16

pasient 1-16

Inkrementering og dekrementering

ikon 1-7

Inngangstelling 4-38

Innstille

parameterverdi A-1

Innstilling

sonekonfigurasjon 2-5

Interoger 1-9

Intervall

arytmiloggbok 6-8

kobling, ATP 3-9

minimum, støtsykluslengde 3-11

## K

Kjør  
ikon 1-6  
Knapper, programvare 1-5  
Koblingsintervall 3-9  
dekrement 3-9  
Kommunikasjon, telemetri  
Radiofrekvens (RF) 1-9  
Kondensator  
deforming 3-16, 5-6  
reforming 5-6  
Kondisjonsnivå 4-32  
Kurveform, sjokk 3-17

## L

Ladetid 3-16  
måling 5-6  
Lagre data 1-16  
Lagret EGM  
arytmiloggbok 6-5  
Les data 1-16  
Loggbok 6-2

## M

Magnet  
funksjonsoppsett 6-25  
hemming av takyterapi 6-26  
Maksimal  
følgingsfrekvens (MTR) 4-5  
pacingfrekvens 4-40  
sensorfrekvens (MSR) 4-6  
Maksimal pacingfrekvens  
frekvensutjevning 4-45  
Manuell programmering 1-14  
Manuell/50 Hz-støtpacing 7-7  
Merket  
ikon 1-6  
Midlertidig  
pacing 4-20  
Minimum  
intervall 3-11  
Minne, enhet 1-17  
Minuttventilasjon 4-26  
kondisjonsnivå 4-32  
responsfaktor 4-30  
Ventilatorisk terskel 4-31  
Ventilatorisk terskelrespons 4-31  
Modus  
Demonstrasjon 1-8  
elektrokauterisering 2-2  
enhet 2-2  
fallback-ATR (atrietakyrespons) 4-39  
midlertidig, EP-test 7-2  
pacing 4-3  
Programmerer/opptaker/monitor (PRM) 1-3  
ventrikulær taky 2-2

## MRI-beskyttelsesmodus 2-3

## N

Natthjertefrekvens 6-20  
Nominell parameterinnstilling A-1  
Number of bursts (Antall støt) 3-8  
Ny bekreftelse 2-11, 3-18

## O

OBS!, gul 1-7  
Onset 2-10, 2-30, 2-32–2-33  
Oppfølging  
Elektrodestatus 5-7

## P

Pace  
AKUTT PACE 1-15  
PaceSafe  
RAAT 4-9  
RVAT 4-12  
pacing 4-2  
Pacing  
adaptiv frekvens 4-21  
amplitude 4-8  
ATR-modusbytte 4-37  
AV-forsinkelse 4-46  
backup under atriestimulering 7-6  
backup-pacemaker i sikkerhetsmodus 1-18  
basisfrekvens (LRL) 4-4  
etter terapi 4-20  
Indikasjonsbasert programmering (IBP) 1-12  
maksimal følgingsfrekvens (MTR) 4-5  
maksimal sensorfrekvens (MSR) 4-6  
midlertidig 4-20  
modus 4-3  
PaceSafe RAAT 4-9  
PaceSafe RVAT 4-12  
parametere, grunnleggende 4-2  
postterapeutisk 4-19–4-20  
pulsbredde 4-8  
refraktær 4-51  
runaway-beskyttelse 4-7  
sensitivitet 4-16  
sensor 4-35  
støt, 50 Hz/manuell 7-7  
støyrespons 4-57  
terapi 4-2  
Pacingterskeltest 5-14  
Pasient  
informasjonsikon 1-5  
Pasientinformasjon 1-16  
Patient triggered monitor 6-21  
PES (programmert elektrisk stimulering) 7-6  
Pipetone

funksjonsoppsett 6-23  
under lading av kondensator 5-6  
Polaritet  
sjokk 3-17  
Post-sjokk  
detekteringsparameter 2-12  
Postimplanteringsinformasjon 6-21  
lydsignalfunksjon 6-23  
magnetfunksjon 6-25  
Postterapeutisk pacing 4-19  
Prematur ventrikkelkontraksjon (PVC) 4-53  
Program 1-12  
Programmer/Optaker/Monitor (PRM)  
kontroller 1-14  
Programmerbart alternativ, parameter A-1  
Programmerer/opptaker/monitor (PRM) 1-2  
bruk av farger 1-7  
Demonstrasjonsmodus 1-8  
kontroller 1-2  
moduser 1-3  
Programmerer/Optaker/Monitor (PRM)  
kontroller 1-2  
programvareterminologi 1-2  
Programmeringsanbefaling 1-12–1-13  
Programvareapplikasjonen ZOOMVIEW  
bruk av farger 1-7  
programvareterminologi 1-2  
Pulsamplitude 4-8  
Pulsbredde 4-8  
ATP (antitakykardipacing) 3-13  
Pulsgenerator (PG)  
minne 1-17  
utskiftingsindikatorer 5-3  
PVARP (post-ventrikulær atriell refraktærperiode)  
after PVC (prematur ventrikkelkontraksjon) 4-53  
PVARP (postventrikulær atriell refraktær periode)  
dynamisk PVARP 4-52  
PVARP (postventrikulær atriell refraktærperiode) 4-51  
PVC (prematur ventrikkelkontraksjon) 4-53

## Q

QUICK CONVERT ATP 3-15

## R

RAAT (automatisk høyre atriell terskel) 4-9  
Radiofrekvens (RF)  
driftstemperatur, telemetri 1-10  
starter telemetri 1-9  
telemetri 1-9  
Ramping-/skanneregime 3-13  
Rampingregime 3-11  
Rapport, skrevet ut 1-3, 1-16  
EKG/EGM 1-3  
Reaksjonstid 4-24  
Redeteksjon  
ventrikulær 3-6  
Redetektering 2-11

durasjon 2-16  
etter avgitt ATP 2-16, 3-6  
etter avgitt sjokk 2-16, 3-7  
Reformering, kondensator 5-6  
Refraktær  
atriell, post-ventrikulær (PVARP) 4-51  
atriell, samme kammer 4-53  
blanking og støvavvisning 4-55  
høyre ventrikulær (RVRP) 4-53  
PVARP etter PVC 4-53  
Refraktær, pacing  
refraktær 4-51  
Responsfaktor, akselerometer 4-22  
Responsfaktor, minuttventilasjon 4-30  
RhythmMatch-terskel 2-22  
RightRate-pacing 4-26  
Røde advarsler 1-7  
Rulling  
ikon 1-7  
Runaway-beskyttelse 4-7  
RV-blank etter A-pace 4-55  
RVAT (automatisk høyre ventrikulær terskel) 4-12  
RYTHMIQ 4-50  
Rytme  
ID, automatisk intrinsisk 2-8

## S

Safety core 1-17  
Samkjørte sensorer 4-33  
Sensing, frekvens 2-4  
Sensitivitet 4-16  
AGC (automatic gain control) 4-17  
Sensor og trending, pacing 4-35  
adaptiv frekvens 4-21  
akselerometer 4-21  
maksimal sensorfrekvens (MSR) 4-6  
minuttventilasjon 4-26  
Sikkerhet  
ZIP-telemetri 1-10  
Sikkerhetsmodus 1-17  
Sikkerhetsmodus for taky 1-19  
Sist avgitte sjokk 5-6  
Sjokk  
"committed" 3-18  
AKUTT SJOKK 1-14  
avlede 1-14  
beordret, EP-test 7-9  
energi 3-16  
impedans 5-13  
kurveform 3-17  
ladetid, energi 3-16, 5-6  
pacing etter sjokk 4-20  
polaritet 3-17  
redetektering 2-16  
sekvens 3-2  
sist avgitte 5-6  
valg 3-3  
ved T-induksjon 7-5  
Sjokk hvis ustabil 2-29  
Sjokk ved T-induksjon 7-5  
Skanneregime 3-12

Skjerm, programmererapplikasjon 1-2

Skrive ut

rapport 1-17

Skriver

ekstern 1-17

Slutt på en ATR-episode 4-39

Snapshot 6-8

ikon 1-6

Søk +, AV 4-49

Søk AV forsinkelse 4-49

Søkeintervall 4-50

Sone

konfigurasjon 2-5

ventrikulær 2-5

ventrikulær takyarytmi 2-5

Sortering

ikon 1-6

Søvnstigning 6-20

Stabilitet 2-28

Stability 2-10

Stability (Stabilitet) 2-31–2-33

Stav, telemetri 1-2, 1-8–1-9

Stimulering, PES-induksjon 7-6

Støt

antall støt 3-8

minimumsintervall 3-11

pacing, 50 Hz / manuelt støt 7-7

sykluslengde (BCL) 3-10

terapi 3-15

Ventrikulær terapi 3-15

Støy

blanking og støyavvisning 4-55

Dynamisk støyalgoritme 4-58

respons 4-57

Symbol

på emballasjen C-1

symbol på C-1

pacing etter sjokk 4-20

sjokk 3-15

takyarytmi 3-2

takyarytmi, sikkerhetsmodus 1-19

valg 3-3

Terapihistorikk 6-2

histogram 6-9

hjerterefrekvensvariabilitet (HRV) 6-11

patient triggered monitor 6-21

teller 6-9

Terskel

AFib-frekvens 2-26

frekvens 2-5

Terskel, aktivitet 4-23

Test

elektrode 5-11

elektrodeimpedans 5-13

EP (elektrofysiologisk) 7-2

intrinsisk amplitude 5-12

pacingterskel 5-14

Test av intrinsisk amplitude 5-12

Timeout, ATP 3-13

Timing

blanking 4-54

PVARP etter PVC 4-53

Timing, pacing 4-51

Torakal impedans 6-20

Trender 6-14

AP-skanning 6-16

Natthjerterefrekvens 6-20

respirasjonsfrekvens 6-16

respirasjonssensor 6-18

Søvnstigning 6-20

Torakal impedans 6-20

Trending

sensor 4-35

Trends

minuttventilasjonsensor 6-18

## T

Takyarytmi

detektering 2-2

detektering i sikkerhetsmodus 1-19

Indikasjonsbasert programmering (IBP) 1-13

sone 2-5

terapi 3-2

terapi i sikkerhetsmodus 1-19

Takymodus 2-2

Sikkerhetsmodus 1-19

Telemetri

avslutte en telemetriøkt 1-10

driftstemperatur, ZIP 1-10

starte ZIP 1-9

stav 1-8–1-9

ZIP 1-9

Teller

brady 6-10

terapihistorikk 6-9

ventrikulær 6-10

Terapi

ATP (antitakykardipacing) 3-7

forskriving 3-2

## U

USB 1-16

Utgangstelling 4-38

Utskiftingsindikatorer 5-3

## V

V-frekvens > A-frekvens 2-25

Vector timing and correlation 2-31

Vedvarende frekvens (SRD) 2-30

Vektortiming og -korrelering 2-22

Vektortiming og korrelasjon

RhythmMatch-terskel 2-22

Ventilatorisk terskel 4-31

Ventilatorisk terskelrespons 4-31

Ventrikulær

ATP (antitakykardipacing) 3-7

detektering, takyarytmi 2-7

Redeteksjon etter levering av ventrikulær terapi 3-



redetektering etter ventrikulær ATP-terapi 3-6  
redetektering etter ventrikulær sjokkterapi 3-7  
Sjokk-terapi 3-15  
takarytmiterapi 3-2  
takymodus 2-2  
Ventrikulær frekvensregulering 4-40  
maksimal pacingfrekvens 4-40  
Ventrikulær sjokkvektor 3-15  
Verktøylinje 1-5  
Vertikal glidebryter  
ikon 1-6  
VFib-induksjon 7-4  
Vindu  
detektering 2-12  
VTR (ventrikkeltakyrespons) 4-39

## W

Wenckebach 4-44

## Z

ZIP-telemetri 1-9  
driftstemperatur 1-10  
fordeler 1-9  
indikatorlys 1-9  
økt 1-9  
radiofrekvens (RF) 1-9  
sikkerhet 1-10  
ZOOM LATITUDE-programmeringssystem  
komponenter 1-2  
ZOOMVIEW programvareapplikasjon  
skjermbilder og ikoner 1-2  
ZOOMVIEW-programvareapplikasjon 1-2  
formål 1-2

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.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Novecojsi versija. Non utilizzare.  
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.  
Zastarjela verzija. Nenaudokite.  
Novecojsi versija. Non utilizzare.  
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

© 2017 Boston Scientific Corporation or its affiliates.

All rights reserved.

360202-028 NO Europe 2017-04

Остаряла версія. Да не се използва.  
Zastaralá verzia. Nepoužívať.  
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.  
Úreлт útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsoleta. Ne pas utiliser.  
Pasenusi versija. Nenaudokite.  
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.

**CE0086**

Authorized 2017

