

REFERENSMANUAL

**VISIONIST™**

**VISIONIST™ X4**

**VALITUDE™**

**VALITUDE™ X4**

**INLIVEN™**

**INTUA™**

**INVIVE™**

PACEMAKER FÖR

HJÄRTRESYNKRONISERINGSBEHANDLING

REF U225, U226, U228, U125, U128, W274, W275, W272, W273, W172,  
W173

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívát.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Aegunud versioón. Myn þyn Χρησιμοποιείτε.  
Παλιά έκδοση. Μην την Χρησιμοποιείτε.  
Outdated version. Do not use.  
Version obsoleta. Ne utilizar.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Úrelt útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsoleta. Non utilizzare.  
Zastarjela verzija. Neizmantot.  
Novcojusi versija. Nenaudokite.  
Pasenusi versija. Ne használja!  
Elavult verzió. Ne használja!  
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.  
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.  
Wersja przeterminowana. Nie używać.  
Versão expiratã. A nu se utiliza.  
Zastaranã verzia. Nepoužívát.  
Zastarela različica. Ne uporabite.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

# OM DENNA HANDBOK

---

## AVSEDD MÅLGRUPP

Den här dokumentationen är avsedd för specialister med utbildning och erfarenhet av implantation av pulsgeneratorer och/eller uppföljningsprocedurer.

I den här produktfamiljen med pacemakers för hjärtresynkroniseringsbehandling (CRT-P) finns pacemakers för förmaks- och/eller kammarstimulering och avkänning, hjärtresynkroniseringsbehandling (CRT) samt ett flertal diagnostiska verktyg.

Den tekniska handboken för läkare som används tillsammans med ZOOMVIEW-programvaran innehåller viktig information om hur pulsgeneratoren implanteras. Den tekniska handboken för läkare innehåller också information om bl.a. varningar/försiktighetsåtgärder, potentiella biverkningar, mekaniska specifikationer, livslängd, övertrycksbehandling och vad man ska tänka på vid programmering. Den här referensmanualen innehåller ytterligare beskrivningar av programmerbara funktioner och diagnostik.

Information om MRT-undersökning finns i den tekniska manualen för MRT som medföljer ImageReady-pacingsystem med beteckningen MR med villkor.

Dessa dokument kan visas eller hämtas på [www.bostonscientific-elabeling.com/](http://www.bostonscientific-elabeling.com/).

**NOTERA:** Det finns flera programmeringssystem som kan användas beroende på programvara och regional tillgänglighet, och de inkluderar olika programmeringsenheter, till exempel programmerare modell 3120 och programmerare modell 3300. I denna handbok används begreppen PRM och programmerare omväxlande för programmeringsenheten.

Programmeringssystemet av modell 3300 har samma grundläggande funktioner och samma avsedda användning som programmeringssystemet av modell 3120. Skillnaderna mellan de båda programmeringssystemen är bland annat programvaruapplikationens modellnummer, nätverks- och utskriftskapacitet, tangenter på enheterna samt datalagringsalternativ. Se användarhandböckerna för programmeringssystemserien 3300 för specifik information.

## NYA ELLER FÖRBÄTTRADE FUNKTIONER

Dessa pulsgeneratorsystem har fler eller förbättrade funktioner jämfört med tidigare pacemakerenheter för hjärtresynkroniseringsbehandling från Boston Scientific.

Förteckningen nedan innehåller en del av dessa funktioner, men den är inte uttömmande. En utförlig beskrivning av egenskaper finns i det funktionsrelaterade innehållet i handboken.

**Följande nya eller förbättrade funktioner gäller för enheterna VISIONIST och/eller VALITUDE.**

### Användarerfarenheter

- EasyView-anslutningsblock med portmarkörer: anslutningsblocket har gjorts mer transparent så att det är lättare att se elektrodanslutningar och identifiera enskilda portar.
- MICS-telemetri: RF-telemetribandet som används är MICS (Medical Implant Communication Service).

### Bradybehandling

- PaceSafe LV automatiskt tröskelvärde: med hjälp av den här funktionen utförs ett tröskelvärdestest för vänster kammare automatiskt var 21 timme med en säkerhetsmarginal för energin. Dessutom går det att programmera Maximal amplitud och Säkerhetsmarginal.

- LV-fyrpoliga enheter: tillhandahåller 17 stimuleringskonfigurationer och 8 avkänningskonfigurationer för enheter som är kompatibla med IS4-vänsterkammarelektroder.

## Patientdiagnostik

- Elektrodens programmerbara Impedansgränser för dagliga mätningar: gränsen för Hög impedans kan programmeras mellan 2 000 och 3 000  $\Omega$ , och gränsen för Låg impedans kan programmeras mellan 200 och 500  $\Omega$ .
- Skärmkopia: du kan när som helst spara upp till 6 unika kurvor av EKG/EGM-displayen genom att trycka på knappen Skärmkopia. Kurvorna består av 10 sekunder före aktiveringen och 2 sekunder efter aktiveringen. I slutet av Tröskelvärde-tester sparas en 10-sekunderskurva automatiskt, vilket räknas som en av de 6 skärmkopiorna.
- Rapport om atriell arytm: AT/AF %- och Total tid i AT/AF-räknare visas. Tillhandahåller Trender för AT-/AF-belastning, RV-frekvens under AT/AF, Pacingprocent, Hjärtfrekvens, Aktivitetsnivå och Andningsfrekvens. Visar Histogram för RV-frekvens under AT/AF. Systemet samlar in historik för interrogeringar, programmeringar och antal gånger räknaren har återställts under ett år. Det samlar även in information om Längsta AT/AF, Snabbaste RVS-frekvens i AT/AF och den senaste episoden.
- POST (Post-Operative System Test): funktionen gör en automatisk kontroll av enheten/elektroden vid en fördefinierad tidpunkt efter implantationen för att dokumentera att systemet fungerar som det ska utan att det behövs manuella systemtester.

## Följande nya eller förbättrade funktioner gäller för enheterna INLIVEN, INTUA och/eller INVIVE.

### Användarerefarenheter

- Maskinvara: antalet anslutningsskruvar har reducerats till en anslutningsskruv per port.
- ZIP-telemetri: möjliggör tvåvägsradiokommunikation (RF) med pulsgeneratoren.
- Programvara till ZOOMVIEW-programmeraren: det nya användargränssnittet är likadant på alla brady-, taky- och hjärtsviktsenheter från Boston Scientific.
- Indikationsbaserad programmering (IBP): möjliggör snabb inställning av programmeringsparametrar baserat på patientens medicinska behov och indikationer.
- Stöd för USB-lagringsenheter: data från pulsgeneratoren kan sparas och överföras till ett USB-minne.
- Rapporterna finns även som PDF.

### Takydetektion

- Ventrikulär Taky EGM lagring använder styrkan hos en ICD-baserad strategi för takykardidetektion med detektionsförbättring  $V > A$ .

### Bradybehandling

- Nya brady-mod som kan användas är bland annat permanenta asynkrona stimuleringsmoder.
- PaceSafe RV automatiskt tröskelvärde: med hjälp av den här funktionen utförs ett ventrikulärt tröskelvärdestest automatiskt var 21 timme med en 2:1 säkerhetsmarginal för energin.
- PaceSafe RA automatisktröskel: med hjälp av den här funktionen utförs ett atriellt tröskelvärdestest automatiskt var 21 timme med en 2:1 säkerhetsmarginal för energin.

- RightRate Stimulering: med hjälp av minutventilation ges sensorstyrd stimulering med utgångspunkt från fysiologiska förändringar i kombination med automatisk kalibrering, ett förenklat användargränssnitt och filtrering i syfte att dämpa MV-störningar.
- SmartDelay: innehåller anpassade rekommenderade inställningar för AV-fördröjning utifrån mätvärden från patientens spontana AV-intervall.
- Safety Core: med hjälp av en säkerhetsarkitektur ges grundläggande stimulering vid upprepade felsituationer eller fel som inte kan återställas.
- Diatermskydd: tillhandahåller asynkron stimulering vid LRL.
- MRT-skyddsmod: ett PG-mod som anpassar vissa pulsgeneratorfunktioner för att begränsa riskerna i samband med att stimuleringssystemet används i MRT-miljö.

### Avkänning

- Automatisk förstärkning (AGC): anpassar sensitiviteten dynamiskt i både förmak och kammare.
- Smart Blanking: används tillsammans med AGC-avkänning för att avkänningen mellan kamrarna ska fungera på rätt sätt.

### Patientdiagnostik

- Elektrodens programmerbara Impedansgränser för dagliga mätningar: gränsen för Låg impedans kan programmeras mellan 200  $\Omega$  och 500  $\Omega$ .
- Skärmkopia: du kan när som helst spara upp till 6 unika kurvor av EKG/EGM-displayen genom att trycka på knappen Skärmkopia. Kurvorna består av 10 sekunder före aktiveringen och 2 sekunder efter aktiveringen. I slutet av Tröskelvärde-tester sparas en 10-sekunderskurva automatiskt, vilket räknas som en av de 6 skärmkopiora.
- Det finns en räknare för Total tid i AT/AF.
- Trender: fler trender tillhandahålls, däribland:
  - Andningsfrekv.
  - AP Scan
  - AT-/AF-belastning (omfattar det totala antalet episoder)
  - Episoder
- V-frekvens, medel i ATR: ger ett genomsnitt för kammarfrekvensen under ATR-episoder.
- Arytmiloggbok: minnet har plats för flera typer av episoder med större datalagringsutrymme.
- Säkerhetsomkopplare för elektrod: diagnostisk information tillhandahålls med datum och det impedansvärde som utlöste säkerhetsomkopplaren.

Den här handboken kan innehålla referenser till modellnummer som i nuläget inte har godkänts för försäljning i alla länder. En fullständig förteckning över vilka modeller som är godkända i ditt land kan fås från vår lokala försäljningsrepresentant. En del modellnummer kanske inte har alla funktioner. Hoppa över beskrivningen av de funktioner som saknas om detta gäller din enhet. Om inget annat anges så gäller handbokens beskrivningar samtliga enheter. Hänvisningar till namn på ej fyrpoliga enheter gäller även motsvarande fyrpoliga enheter. Hänvisningar till "ICD" omfattar alla typer av ICD-enheter (t.ex. ICD, CRT-D, S-ICD).

Skärmbilderna som förekommer i användarhandboken är till för att du ska kunna bekanta dig med skärmarnas utseende i allmänhet. De faktiska skärmar som du ser när du interagerar eller programmerar pulsgeneratoren varierar beroende på modell och de programmerade parametrarna.

LATITUDE NXT är ett fjärrövervakningssystem som tillhandahåller pulsgeneratordata till läkare. De här pulsgeneratorerna är utformade för att kunna användas med LATITUDE NXT. Tillgängligheten varierar mellan regioner.

LATITUDE NXT kan användas med följande enheter: VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA, INVIVE.

En fullständig förteckning över de programmerbara alternativen finns i bilaga ("Programmerbara alternativ" på sida A-1). De faktiska värden som du ser när du interagerar eller programmerar pulsgeneratoren varierar beroende på modell och de programmerade parametrarna.

Textkonventionerna som behandlas nedan används genom hela handboken.

#### PROGRAMMERARENS TANGENTER

Programmerarens (PRM) tangenter anges med versaler (t.ex. PROGRAMMERA, INTERROGERA).

1, 2, 3.

Numrerade listor används för anvisningar som ska följas i angiven ordning.

Punktlistor används när informationen inte har någon inbördes ordning.

Följande akronymer kan förekomma i denna handbok:

<b>A</b>	Atriell
<b>ABM</b>	Autonom Balans Monitor
<b>AF</b>	Förmaksflimmer
<b>AFR</b>	Förmaksfladderrespons
<b>AGC</b>	Automatisk förstärkning
<b>ALR</b>	Automatisk identifiering av elektrod
<b>APP</b>	Atriell Pacingpreferens
<b>AT</b>	Förmakstakykardi
<b>ATP</b>	Antitakykardistimulering
<b>ATR</b>	Atriell takyrespons
<b>AV</b>	Atrioventrikulär
<b>BiV</b>	Biventrikulär
<b>BPEG</b>	British Pacing and Electrophysiology Group
<b>BTR</b>	Brady takyrespons
<b>CHF</b>	Kongestiv hjärtsvikt
<b>HLR</b>	Hjärt-lungräddning
<b>CRT</b>	Hjärtresynchroniseringsbehandling
<b>CRT-D</b>	Defibrillator för hjärtresynchroniseringsbehandling
<b>CRT-P</b>	Pacemaker för hjärtresynchroniseringsbehandling
<b>EAS</b>	Elektroniska stödlarm
<b>EKG</b>	Elektrokardiogram
<b>EF</b>	Ejektionsfraktion
<b>EGM</b>	Elektrogram
<b>EMI</b>	Elektromagnetisk interferens
<b>EP</b>	Elektrofysiologi; elektrofysiologisk
<b>HRV</b>	Hjärtfrekvensvariabilitet
<b>IBP</b>	Indikationsbaserad programmering
<b>IC</b>	Industry Canada
<b>ICD</b>	Implanterbar defibrillator
<b>LRL</b>	Basfrekvens
<b>LV</b>	Vänster kammare

<b>LVAT</b>	Automatiskt tröskelvärde för vänster kammare
<b>LVPP</b>	Vänster ventrikulär skyddsperiod
<b>LVRP</b>	Refraktärperiod för vänster kammare
<b>MI</b>	Hjärtinfarkt
<b>MICS</b>	Medical Implant Communication Service
<b>MPR</b>	Maximal stimuleringfrekvens
<b>MRT</b>	Magnetresonanstomografi
<b>MSR</b>	Maximal sensorfrekvens
<b>MTR</b>	Maximal trackingfrekvens
<b>MV</b>	Minutventilation
<b>NASPE</b>	North American Society of Pacing and Electrophysiology
<b>NSR</b>	Normal sinusrytm
<b>NSVT</b>	Icke ihållande ventrikulär takykardi
<b>PAC</b>	Prematur förmakskontraktion
<b>PAT</b>	Paroxysmal förmakstakykardi
<b>PES</b>	Programmerad elektrisk stimulering
<b>PMT</b>	Pacemakerförmedlad takykardi
<b>POST</b>	Postoperativt systemtest
<b>PRM</b>	Programmerare
<b>PSA</b>	Pacemakersystemanalysator
<b>PTM</b>	Patienttriggad övervakning
<b>PVARP</b>	Post-ventrikulär atriell refraktärtid
<b>PVC</b>	Prematur kammarkontraktion
<b>RAAT</b>	Automatiskt tröskelvärde för höger förmak
<b>RADAR</b>	Radio Detection and Ranging
<b>RF</b>	Radiofrekvens
<b>RRT</b>	Trenden Andningsfrekvens
<b>RV</b>	Höger kammare
<b>RVAT</b>	Automatiskt tröskelvärde för höger kammare
<b>RVRP</b>	Refraktärtid för höger kammare
<b>SAM</b>	Signalartefaktmonitor
<b>SBR</b>	Plötslig bradykardirespons
<b>SCD</b>	Plötslig hjärtdöd
<b>SDANN</b>	Standardavvikelse för medelvärdesbildade normala R–R-intervall
<b>S-ICD</b>	Subkutant implanterbar defibrillator
<b>SVT</b>	Supraventrikulär takykardi
<b>TARP</b>	Total atriell refraktärtid
<b>TENS</b>	Transkutan elektrisk nervstimulering
<b>V</b>	Ventrikulär
<b>VF</b>	Kammарflimmer
<b>VRP</b>	Ventrikulär refraktärtid
<b>VRR</b>	Ventrikulär frekvensreglering
<b>VT</b>	Kammartakykardi

Följande varumärken tillhör Boston Scientific Corporation eller dess dotterbolag:

AP Scan, EASYVIEW, IMAGEREADY, INLIVEN, INTUA, INVIVE, LATITUDE, PaceSafe, QUICK NOTES, RightRate, Safety Core, Smart Blanking, SmartDelay, VALITUDE, VISIONIST, ZIP, ZOOM, ZOOMVIEW.

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívát.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Aegunud versioön. Myn þyn Χρησιμοποιείτε.  
Παλιά έκδοση. Μην την Χρησιμοποιείτε.  
Outdated version. Do not use.  
Version obsoleta. Ne utilizar.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Úrelt útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsoleta. Non utilizzate.  
Zastarjela verzija. Neizmantot.  
Novcojusi versija. Nenaudokite.  
Pasenusi versija. Ne pas utiliser.  
Elavult verzió. Ne használja!  
Utdatert versjon. Nenaudokite.  
Wersja przeterminowana. Niet gebruiken.  
Versão obsoleta. Não utilize.  
Zastaraná verzia. A nu se utiliza.  
Zastarela različica. Nie używać.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.



# INNEHÅLLSFÖRTECKNING

<b>ANVÄNDA PROGRAMMERAREN .....</b>	<b>1-1</b>
<b>KAPITEL 1</b>	
LATITUDE Programmeringssystem: .....	1-2
Programterminologi och navigering .....	1-2
Huvudskärm .....	1-3
Modindikator för programmeraren .....	1-3
EKG/EGM-skärm .....	1-3
Verktysfält.....	1-4
Flikar.....	1-5
Knappar .....	1-5
Ikoner.....	1-5
Gemensamma objekt .....	1-7
Använda Färg .....	1-7
Demonstrationsmod.....	1-7
Kommunicera med pulsgeneratoren .....	1-8
ZIP-Telemetri .....	1-8
Starta en telemetrisession med telemetrihuvud .....	1-9
Starta en ZIP-telemetrisession .....	1-9
Avsluta en Telemetrisession.....	1-9
Säkerhet vid ZIP-telemetri .....	1-9
Säkerhet vid ZIP-telemetri .....	1-11
Indikationsbaserad programmering (IBP).....	1-14
Manuell Programmering .....	1-15
<b>AVBRYT BEHANDLINGEN.....</b>	<b>1-16</b>
STAT PACE .....	1-16
Datahantering .....	1-16
Patientinformation .....	1-17
Datalagring.....	1-17
PG minne .....	1-18
Skriv ut.....	1-18
Säkerhetsmod .....	1-18
Backup-pacemaker .....	1-19
<b>STIMULERINGSBEHANDLING .....</b>	<b>2-1</b>
<b>KAPITEL 2</b>	
Stimuleringsbehandling .....	2-2
PG-moder .....	2-3
Diatermskyddsmod.....	2-3
MRT-skyddsmod.....	2-4
Programmeringsanvisningar för enheten.....	2-5
Upprätthålla CRT .....	2-7
Grundläggande parametrar.....	2-8
Brady-mod.....	2-9

Basfrekvens (LRL) .....	2-12
Maximal trackingfrekvens (MTR) .....	2-13
Maximal sensorfrekvens (MSR).....	2-15
Skydd mot högfrekvent stimulering .....	2-16
Ventr. stimuleringskammare .....	2-16
Pulsbredd .....	2-17
Amplitud .....	2-18
PaceSafe .....	2-18
Sensitivitet.....	2-30
Temporär Brady-stimulering .....	2-34
Minutventilations-/andningssensorn och signalartefaktmonitorn .....	2-34
Minutventilations-/andningssensor (MV-/andningssensor) .....	2-34
Signalartefaktmonitorns enhetsdiagnostik .....	2-37
Sensorstyrd stimulering och Sensortrender .....	2-42
Sensorstyrd stimulering .....	2-42
Accelerometer .....	2-43
Minutventilation (MV).....	2-47
Sensortrender .....	2-57
Atriell takyrespons .....	2-60
ATR-modbyte .....	2-60
Ventrikulär frekvensreglering (VRR).....	2-63
Biventrikulär trigger .....	2-63
Förmaksfladderrespons (AFR) .....	2-64
Avbryt PMT.....	2-65
Atriell pacingpreferens (APP) och ProACT .....	2-66
Frekvensförbättringar .....	2-68
Trackingpreferens .....	2-68
Frekvenshysteres .....	2-69
Frekvensutjämning .....	2-70
Exempel på Frekvensutjämning i tvåkammrackingmod .....	2-72
Plötslig bradyrespons .....	2-73
Elektrodkonfiguration .....	2-75
Använda atriell information .....	2-76
Elektrodkonfiguration för vänster kammare .....	2-77
Säkerhetsomkopplare för elektrod .....	2-80
Automatisk identifiering av elektrod .....	2-81
AV-fördröjning .....	2-83
Stimulerad AV-fördröjning .....	2-83
Avkänd AV-fördröjning .....	2-84
Optimering av SmartDelay .....	2-86
Refraktärtid .....	2-88
A-Refraktärperiod – PVARP .....	2-88
A-Refraktärperiod – samma kammare .....	2-91
RV-refraktärtid (RVRP) .....	2-91
LV-refraktärtid (LVRP).....	2-92
Vänster ventrikulär skyddsperiod (LVPP) .....	2-92
Blankning mellan kammare .....	2-93
Störningsrespons .....	2-98
<b>SYSTEMDIAGNOSTIK .....</b>	<b>3-1</b>
<b>KAPITEL 3</b>	

Dialogen Översikt.....	3-2
Batteristatus .....	3-2
Elektrodstatus.....	3-6
Postoperativt systemtest (POST) .....	3-10
Elektrodtester .....	3-10
Test av egenamplitud .....	3-11
Elektrodimpedanstest.....	3-12
Tröskeltest.....	3-13

## **PATIENTDIAGNOSTIK OCH UPPFÖLJNING ..... 4-1**

### **KAPITEL 4**

Behandlingshistorik .....	4-2
Arytmiloggbok.....	4-2
Skärmkopia.....	4-8
Histogram.....	4-9
Räknare .....	4-9
Ventrikulära takyräknare.....	4-10
Brady-/CRT-räknare.....	4-10
Hjärtfrekvensvariabilitet (HRV).....	4-10
Trender.....	4-13
Post-Implantationsfunktioner.....	4-17
Patienttriggad övervakning (PTM).....	4-17
Funktionen Magnet.....	4-18

## **ELEKTROFYSIOLOGISKA TESTER ..... 5-1**

### **KAPITEL 5**

EP-testfunktioner .....	5-2
Skärmen EP-test.....	5-2
Induktionsmetoder .....	5-3
Ventrikulär backupstimulering vid atriella EP-tester.....	5-3
Programmerad elektrisk stimulering (PES).....	5-3
Manuell burststimulering.....	5-4

## **PROGRAMMERBARA ALTERNATIV ..... A-1**

### **BILAGA A**

## **SYMBOLER PÅ FÖRPACKNINGEN ..... B-1**

### **BILAGA B**

Symboler på förpackningen .....	B-1
---------------------------------	-----

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

# ANVÄNDA PROGRAMMERAREN

---

## KAPITEL 1

Detta kapitel behandlar följande ämnen

- “LATITUDE Programmeringssystem:” på sida 1-2
- “Programterminologi och navigering” på sida 1-2
- “Demonstrationsmod” på sida 1-7
- “Kommunicera med pulsgeneratoren” på sida 1-8
- “Indikationsbaserad programmering” på sida 1-14
- “Manuell Programmering” på sida 1-15
- “AVBRYT BEHANDLINGEN” på sida 1-16
- “STAT PAGE” på sida 1-16
- “Datahantering” på sida 1-16
- “Säkerhetsmod” på sida 1-18

## LATITUDE PROGRAMMERINGSSYSTEM:

Programmeringsystemet LATITUDE är den externa delen av pulsgeneratorsystemet.

Programmeringsystemet LATITUDE 3120 omfattar:

- Modell 3120 programmerare (PRM)
- Modell 3140 ZOOM Wireless Transmitter
- Modell 2869 ZOOMVIEW Programvaruapplikation
- Modell 6577 Telemetrihuvud

Programmeringsystemet LATITUDE 3300 omfattar:

- Programmerarmodell 3300
- Programvara modell 3869
- Modell 6395 Telemetrihuvud

Med hjälp av programvaran får du tillgång till avancerad programmering och patientövervakningsteknik. Den har tagits fram för att:

- Förbättra enhetens programmeringsmöjligheter
- Förbättra patient- och enhetsövervakningen
- Förenkla och underlätta programmerings- och övervakningsuppgifter

Du kan använda LATITUDE programmeringsystem för att utföra följande:

- Interrogera pulsgeneratör
- Programmera pulsgeneratör för att tillhandahålla en mängd olika behandlingsalternativ
- Starta pulsgeneratörens diagnostiska funktioner
- Utföra noninvasiva diagnostiska tester
- Få åtkomst till behandlingshistorik
- Lagra 12 sekunders inspelning av EKG-/EGM-displayen från valfri skärm
- Använda en interaktiv demonstrationsmod eller en mod för Patientinformation utan pulsgeneratör
- Skriva ut patientinformation, däribland behandlingsalternativ och behandlingshistorik för pulsgeneratör
- Spara patientinformation

Det finns två metoder för att programmera pulsgeneratör: automatiskt med hjälp av IBP eller manuellt.

Mer information om hur PRM-enheten eller ZOOM Wireless Transmitter används finns i PRM-enhetens användarhandbok eller referensmanualen till ZOOM Wireless Transmitter.

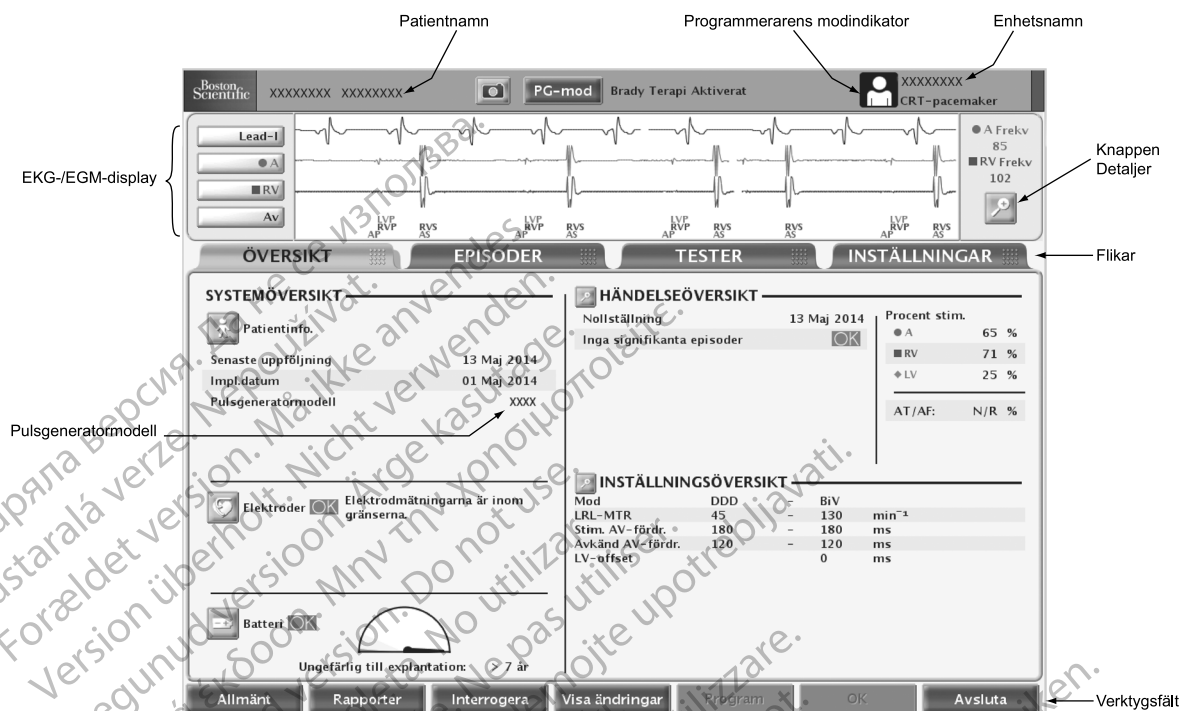
Se användarhandböckerna till Programmeringsystemserien 3300 för specifik information om Programmeraren 3300, dess PSA, hantering av patientdata samt nätverk och anslutningar.

## PROGRAMTERMINOLOGI OCH NAVIGERING

Det här kapitlet ger en översikt över programmerarsystemet.

## Huvudskärm

Nedan visas programmerarens huvudskärm följt av en beskrivning av komponenterna (Figur 1–1 Huvudskärm på sida 1-3).



Figur 1–1. Huvudskärm

## Modindikator för programmeraren

Modindikatorn för programmeraren finns högst upp på skärmen och visar programmerarens aktuella funktionsmod.



Patient – programmeraren visar information som hämtats vid kommunikation med en enhet.



Patientinformation – programmeraren visar lagrad patientinformation.



Demo – programmeraren visar exempeldata och en demonstrationsmod används.

## EKG/EGM-skärm

Skärmområdet EKG visar statusinformation i realtid om patienten och pulsgeneratoren som kan komma till användning vid analyser av systemprestanda. Följande typer av kurvor kan användas:

- Yt-EKG registreras via elektroder som fästs på huden och är kopplade till programmeraren. Yt-EKG kan visas utan att pulsgeneratoren interogas.

- EGM i realtid registreras via stimulerings-/avkänningselektrodena. Ofta används EGM i realtid för att kontrollera att elektrodsystemet fungerar och som hjälp vid felsökning av t.ex. elektrodbrott, isoleringsbrott eller dislokationer.

EGM i realtid kan endast visas genom att interrogera pulsgeneratoren. Eftersom ZIP-telemetri eller telemetri med telemetrihuvud används vid EGM i realtid finns det risk för radiofrekventa störningar. Allvarliga störningar kan orsaka brott eller bortfall i ett EGM i realtid ("Säkerhet vid ZIP-telemetri" på sida 1-9).

- Du kan när som helst spara 12 sekunders inspelning av EKG/EGM-displayen genom att trycka på knappen Skärmkopia på valfri skärm.

**NOTERA:** Om PRM-enheten är inaktiv i 15 minuter (eller 28 minuter om pulsgeneratoren var i moden Lågring när interrogeringen startades) så stängs EGM i realtid av. Via en dialogruta på programmeraren kan du återställa EGM i realtid.

**NOTERA:** LV EGM i realtid kan användas i alla konfigurationer för LV-avkänning.

**NOTERA:** Om telemetristörningar förekommer kan kurvorna och markörerna för intrakardiella EGM i realtid avvika från kurvorna för yt-EKG i realtid. När telemetriförbindelsen har förbättrats, välj en annan kurva för intrakardiellt EGM så att processen initieras på nytt.

Genom att trycka på knappen Detaljer kan du förstora skärmen EKG/EGM. Följande alternativ finns:

- Visa markörer – visar episodmarkörer med särskilda spontana hjärt- och enhetsrelaterade episoder samt information om avkända/stimulerade episoder
- Aktivera Yt-EKG-filer – minimerar störningarna på yt-EKG
- Visa stim.spikar – visar detekterade stimuleringsspikar med en markör på yt-EKG-pulsformen
- Utskriftshastighet – justerar kurvutskriftens hastighet (0, 25 eller 50 mm/s). Med ökad hastighet utökas tiden (den horisontella skalan)
- Förstärkning – justerar amplitud/vertikal skala (AUTO, 1, 2, 5, 10 eller 20 mm/mV) för varje kanal. Med ökad förstärkning förstoras signalens amplitud

Så här skriver du ut EGM i realtid inklusive episodmarkörer:

1. Starta utskriften genom att trycka på en av knapparna för utskriftshastighet på programmeraren (till exempel hastighetsknappen 25).
2. Tryck på hastighetsknappen 0 (noll) om du vill avbryta utskriften.
3. Om du trycker på pappersmatningsknappen så kommer hela den sista sidan ut.

Du kan skriva ut definitionerna för markörerna genom att trycka på kalibreringsknappen medan ett EGM skrivs ut. Alternativt kan du skriva ut en fullständig rapport som innehåller definitionerna för samtliga markörer så här:

1. Klicka på knappen Rapporter i verktygsfältet. Fönstret Rapporter visas.
2. Markera kryssrutan Förklaring av markörer.
3. Klicka på knappen Utskrift. Rapporten Förklaringar till markörer skickas till skrivaren.

## Verktygsfält

På verktygsfältet kan du göra följande:

- Välja systemfunktioner
- Skapa rapporter
- Interrogera och programmera pulsgeneratoren



- Visa väntande eller programmerade ändringar
- Visa meddelanden och varningar
- Avsluta uppföljningen

## Flikar

Med flikarna kan du välja programmerarfunktioner, som t.ex. visa översiktsdata eller programmera pulsgeneratorns inställningar. När en flik väljs, visas motsvarande skärm. Många skärmar består av ytterligare flikar där du kan göra mer ingående inställningar och får mer detaljerad information.

## Knappar

Skärmarna och dialogrutorna i programmet har knappar. Med hjälp av knapparna kan du genomföra olika uppgifter, bland annat:

- Få detaljerad information
- Visa information om inställningar
- Ställa in programmerbara värden
- Läs in initiala värden

När du trycker på en knapp öppnas ett fönster på Huvudskärmen med knappen Stäng uppe i högra hörnet. Den kan du trycka på om du vill stänga fönstret och återgå till Huvudskärmen.

## Ikoner

Ikoner är grafiska element. Genom att trycka på en ikon kan du starta en aktivitet, visa listor och alternativ eller ändra den information som visas.



Detaljer – öppnar ett fönster med detaljerad information.



Patient – öppnar ett fönster med detaljerad patientinformation.



Elektroder – öppnar ett fönster med information om elektroder.



Batteri – öppnar ett fönster med detaljerad information om pulsgeneratorns batteri.



Kryssruta – anger att ett alternativ är valt.



Episod - anger att en episod inträffat. När du visar tidslinjen för Trender på fliken Episoder så visas tillfällena när episoder har inträffat med episodikoner. Om du klickar på episodikonen så visas information om episoden.



Information – anger information som tillhandahålls som referens.

### Åtgärdsikoner



Kör – får programmeraren att utföra en åtgärd.



Vänta – får programmeraren att pausa en åtgärd.



Fortsätt – får programmeraren att fortsätta en åtgärd.



Skärmkopia – får programmeraren att lagra ett 12-sekunders spår från EKG-/EGM-displayen från vilken skärm som helst.



POST Slutfört - öppnar fönstret Rapporter för utskrift av POST-information på Quick Notes eller Uppföljningsrapporter.

### Skjutreglageikoner



Horisontellt skjutreglage – visar att det går att klicka på ett skjutreglage och dra det åt höger eller vänster.



Vertikalt skjutreglage – visar att det går att klicka på ett skjutreglage och dra det uppåt eller nedåt.

### Sortera ikoner



Sortera stigande – visar att stigande sortering är vald för en tabellkolumns sorteringsknapp. (t.ex. 1, 2, 3, 4, 5)



Sortera fallande – visar att fallande sortering har valts med sorteringsknappen i en tabell. (t.ex. 5, 4, 3, 2, 1)

### Ikoner för Inkrement och Dekrement



Inkrement – visar att ett kopplat värde kan ökas.



Dekrement – visar att respektive värde kan minskas.

### Rullikoner



Rulla åt vänster – visar att ett objekt kan rullas åt vänster.



Rulla åt höger – visar att respektive objekt kan rullas åt höger.



Rulla uppåt – visar att respektive objekt kan rullas uppåt.



Rulla nedåt – visar att respektive objekt kan rullas nedåt.

## Gemensamma objekt

Gemensamma objekt som t.ex. statusfält, skjutlinjal, menyer och dialogrutor används i hela programmet. Dessa fungerar på ungefär samma sätt som i webbläsare och andra datorprogram.

## Använda Färg

Med hjälp av färger och symboler framhävs knappar, ikoner och andra objekt samt vissa typer av information. Färgkonventionerna och symbolerna ska ge en mer konsekvent användning och förenkla programmeringen. Tabellen nedan innehåller information om hur färger och symboler används på programmerarens skärmar (Tabell 1–1 Färgkonventioner på programmeraren på sida 1-7).

Tabell 1–1. Färgkonventioner på programmeraren

Färg	Innebörd	Exempel	Symbol
Röd	Visar att en varningssituation föreligger	Du har valt ett värde som inte är tillåtet för parametern. Klicka på den röda varningsknappen för att öppna skärmen Parameterinteraktioner med information om hur situationen åtgärdas.  Diagnostisk information om enheten och patienten som behöver tas på största allvar.	
Gul	Visar en situation som du behöver notera	Du har valt ett värde som är tillåtet för parametern men inte rekommenderas. Klicka på den gula noteraknappen för att öppna skärmen Parameterinteraktioner med information om hur situationen åtgärdas.  Diagnostisk information om enheten och patienten som behöver uppmärksammas.	
Grön	Visar att ändringen eller tillståndet har godkänts	Du har valt ett värde för parametern som är tillåtet men ännu inte har bekräffats.  Ingen diagnostisk information om enheten eller patienten behöver uppmärksammas.	
Vit	Visar att värdet motsvarar den aktuella programmeringen		

## DEMONSTRATIONSMOD

Programmeraren har en demonstrationsfunktion som aktiverar programmeraren som undervisningsverktyg. I den här moden kan du öva på att navigera på programmerarens skärmar utan att någon pulsgenerator interrogeras. Demonstrationsmoden är bra att använda om du vill bekanta dig med de olika skärmsekvenser som visas när du interrogerar eller programmerar en pulsgenerator. Demonstrationsmoden kan också användas till att undersöka funktioner, parametrar och information på programmeraren.

Om du vill använda Demonstrationsmod, välj en pulsgenerator på skärmen Välj PG. Tryck sedan på Demo i dialogen Välj programmermod. När programmeraren används i Demonstrationsmod visar programmerarens modindikator ikonen Demo-mod. Det går inte att programmera pulsgeneratorm när programmeraren används i Demonstrationsmod. Avsluta Demonstrationsmod om du vill interagera eller programmera pulsgeneratorm.

## KOMMUNICERA MED PULSGENERATORM

Programmeraren kommunicerar med pulsgeneratorm med hjälp av ett telemetrihuvud.

När kommunikationen har upprättats med telemetrihuvudet kan trådlös ZIP-telemetri (tvåvägs RF-kommunikation) användas på PRM-enheten i kontakten med vissa pulsgeneratormodeller.

Telemetri krävs för att:

- Skicka kommando från programmeraren, t.ex.:
  - INTERROGERA
  - PROGRAMMERA
  - AKUT PACE
  - AVBRYT BEHANDLINGEN
- Ändra parameterinställningar
- Genomföra EP-tester
- Genomföra diagnostiska tester, däribland:
  - Impedanstester
  - Tröskeltester
  - Test av egenamplitud

## ZIP-Telemetri

ZIP-telemetri kan användas på VISIONIST- och VALITUDE-enheter med en överföringsfrekvens på 402 till 405 MHz. ZIP-telemetri kan användas på INLIVEN-, INTUA- och INVIVE-enheter med en överföringsfrekvens på 869,85 MHz.

En alternativ metod för kommunikationen mellan PRM-enheten och pulsgeneratormer med RF-möjlighet är ZIP-telemetri med tvåvägs RF-kommunikation utan telemetrihuvud.

- För VISIONIST- och VALITUDE-enheter aktiveras RF-kommunikationen via ZOOM Wireless Transmitter som är ansluten till PRM-enheten. När kommunikationen initieras måste telemetrihuvudet användas. När ZIP-telemetri kan användas så visas ett meddelande på programmerarens skärm om att telemetrihuvudet kan tas bort. I annat fall fortsätter kommunikationen med telemetrihuvud.
- När telemetri med telemetrihuvud initieras på INLIVEN-, INTUA- och INVIVE-enheter kontrollerar PRM-enheten pulsgeneratorms telemetrimöjligheter. Om programmeraren detekterar en pulsgenerator med möjlighet till ZIP-telemetri så visas ett meddelande om att ZIP-telemetri kan användas och att telemetrihuvudet kan tas bort. I annat fall fortsätter kommunikationen med telemetrihuvud.

ZIP-telemetri har följande fördelar jämfört med telemetri med telemetrihuvud:

- Tack vare den snabbare dataöverföringshastigheten går det åt mindre tid till att interagera enheten

- Eftersom dataöverföringen kan ske över ett större avstånd (3 m (10 ft)) behöver inte telemetrihuvudet hållas inom det sterila området under implantation, vilket i sin tur minskar risken för infektion
- Genom att kontinuerlig telemetri kan användas under hela implantationen går det att övervaka pulsgeneratorns prestanda och elektrodernas funktion under implantationen
- Läkaren kan fortsätta med operationen medan enheten programmeras åt patienten

Telemetrihuvudet kan användas även när ZIP-telemetri är aktiv.

## Starta en telemetrisession med telemetrihuvud

Gör så här för att starta kommunikation med telemetrihuvudet:

1. Se till att telemetrihuvudet är anslutet till programmeraren och att det är tillgängligt hela uppföljningen.
2. Placera telemetrihuvudet över pulsgeneratoren på ett avstånd som inte är större än 6 cm.
3. Använd programmeraren för att interrogera pulsgeneratoren.
4. Behåll telemetrihuvudet på plats när kommunikation krävs.

## Starta en ZIP-telemetrisession

Gör så här för att starta ZIP-telemetrikommunikation:

1. För VISIONIST- och VALITUDE-enheter: Kontrollera att ZOOM Wireless Transmitter är ansluten till PRM-enheten via USB-kabel och att den gröna lampan ovanpå sändaren lyser (visar att sändaren kan användas).
2. Starta en telemetrisession med telemetrihuvud. Kontrollera att huvudets sladd befinner sig inom räckhåll för pulsgeneratoren för att möjliggöra användning av telemetri med telemetrihuvud om det skulle behövas.
3. Håll telemetrihuvudet på plats tills antingen ett meddelande visas som indikerar att telemetrihuvudet kan tas bort från pulsgeneratoren eller indikatorn för ZIP-telemetri tänds på PRM-enheten.

## Avsluta en Telemetrisession

Tryck på knappen Avsluta för att avsluta telemetrisessionen och återgå till startskärmen. Du kan välja att antingen avsluta sessionen eller återgå till aktuell uppföljning. När en telemetrisession avslutas avbryter programmeraren all kommunikation med pulsgeneratoren.

## Säkerhet vid ZIP-telemetri

**Följande säkerhetsinformation om ZIP-telemetri gäller enheter som använder en överföringsfrekvens på 402 till 405 MHz.**

Pulsgeneratoren har en överensstämmande sändtagare med låg effekt. Pulsgeneratoren kan endast interrogeras och programmeras via RF-sigaler som skickas med rätt protokoll för ZIP-telemetri. Pulsgeneratoren kontrollerar att kommunikationen sker med ett ZOOMVIEW-system innan den svarar på någon RF-signal. Individuellt identifieringsbara hälsouppgifter lagras, överförs och mottas på pulsgeneratoren i krypterad form.

ZIP-telemetri är möjlig när samtliga av följande villkor uppfylls:

- ZIP-telemetri har aktiverats för programmeraren

- ZOOM Wireless Transmitter är ansluten till programmeraren via USB-kabeln
- Indikatorlampan högst upp på ZOOM Wireless Transmitter är grön och visar att sändaren kan användas
- Pulsgeneratorn är inom programmerarens telemetriområde
- Explantation har inte uppnåtts på pulsgeneratorn. Observera att ZIP-telemetri kan användas i totalt 1,5 timmar efter att Explantation har uppnåtts på pulsgeneratorn
- Pulsgeneratorns batteri är laddat
- Pulsgeneratorn är inte i MRT-skyddsmod

För att uppfylla lokala regler och bestämmelser gällande kommunikation ska inte ZIP-telemetri användas när pulsgeneratorn är utanför sin normala driftstemperatur på 20–45 °C (68 °F–113 °F).

Samtidig kommunikation mellan flera programmerare och pulsgeneratorer stöds som fristående sessioner. Signaler från andra sessioner där RF-kommunikation används eller interferens från andra RF-källor kan störa eller förhindra kommunikation med ZIP-telemetri.

**FÖRSIKTIGHET:** RF-signaler från utrustning som arbetar med frekvenser i närheten av pulsgeneratorn kan störa ZIP-telemetri under internering eller programmering av pulsgeneratorn. Denna RF-störning kan minskas genom att avståndet mellan den störande utrustningen och PRM-enheten och pulsgeneratorn ökas. Exempel på utrustning som kan orsaka störning inom frekvensbandet 869,85 MHz:

- Trådlösa telefoner eller basstationer
- Vissa patientövervakningssystem

Radiofrekvensstörningar kan tillfälligt avbryta ZIP-telemetri kommunikationen. Programmeraren återupprättar i normala fall ZIP-kommunikationen när RF-störningen upphör eller avtar. Eftersom fortsatta RF-störningar kan förhindra ZIP-telemetri kommunikationen är systemet utformat för telemetri med telemetrihuvud när ZIP-telemetri inte kan användas.

Om ZIP-telemetri inte kan användas på grund av störningar eller om ZOOM Wireless Transmitter är fränkopplad eller inte fungerar som den ska så kan kommunikation med telemetrihuvud användas på programmeraren. Systemet visar på följande sätt att ZIP-telemetri inte kan användas:

- Indikatorlampan för ZIP-telemetri på programmeraren släcks
- Den gröna indikatorlampan på ZOOM Wireless Transmitter är släckt
- Om episodmarkörer och/eller EGM har aktiverats så avbryts överföringen av episodmarkörer och/eller EGM
- Om ett kommando eller en aktivitet har begärts så visar PRM-enheten ett meddelande om att telemetrihuvudet ska placeras inom pulsgeneratorns räckvidd

ZIP-telemetri fungerar på samma sätt som telemetri med telemetrihuvud – det går inte att vidta någon programmeringsåtgärd om inte hela programmeringskommandot har tagits emot och bekräftats av pulsgeneratorn.

Pulsgeneratorn kan inte felprogrammeras på grund av att ZIP-telemetri avbryts. ZIP-telemetri kan störas av RF-signaler som fungerar på frekvenser nära pulsgeneratorns frekvens och är tillräckligt starka för att konkurrera med ZIP-telemetri länken mellan pulsgeneratorn och programmeraren. Allvarliga störningar kan leda till brott eller bortfall i ett EGM i realtid. Om ett kommando avbryts så visar programmeraren ett meddelande om att telemetrihuvudet ska placeras på pulsgeneratorn. Om meddelandet visas upprepade gånger kan det tyda på att intermittenta störningar förekommer. En sådan situation kan åtgärdas genom att ZOOM Wireless

Transmitter som är fäst vid programmeraren flyttas eller genom att använda vanlig telemetri med telemetrihuvud. Varken enhetens funktioner eller behandlingen avbryts under den tiden.

**NOTERA:** När både ZIP-telemetri och telemetri med telemetrihuvud används (t.ex. om du växlar från ZIP-telemetri till telemetri med telemetrihuvud på grund av störningar) så sker pulsgeneratorns kommunikation med programmeraren via ZIP-telemetri när så är möjligt. Om du endast vill använda telemetri med telemetrihuvud ställer du in Kommunikationsmod (via knappen Allmänt) så att telemetrihuvudet används vid all telemetri.

**NOTERA:** För att förlänga batteriets livslängd så avbryts en ZIP-telemetrisession om pulsgeneratoren helt förlorar kommunikationen med programmeraren under en kontinuerlig period på en timme (eller 73 minuter om enheten är i moden Lagring vid interrogeringen). Telemetri med telemetrihuvud måste användas för att återupprätta kommunikationen med pulsgeneratoren efter att den här perioden är slut.

### Åtgärder för att minska störningar

Ibland går det att använda ZIP-telemetrikanalen om du ökar avståndet till källan till de störande signalerna.

ZIP-telemetrin kan förbättras om du flyttar på ZOOM Wireless Transmitter. Om ZIP-telemetrin inte är tillfredsställande kan du använda telemetri med telemetrihuvud.

Beroende på platsen och programmerarens placering i förhållande till pulsgeneratoren kan systemet upprätthålla ZIP-telemetrikommunikationen över avstånd på upp till 3 m (10 ft). För optimal ZIP-telemetrikommunikation ska ZOOM Wireless Transmitter placeras inom 3 m (10 ft) från pulsgeneratoren och eventuella hinder mellan ZOOM Wireless Transmitter och pulsgeneratoren ska avlägsnas.

Om du placerar ZOOM Wireless Transmitter minst 1 m (3 ft) från väggar och metallföremål och ser till att pulsgeneratoren (före implantation) inte har direkt kontakt med något metallföremål kan du minska risken för att signalen reflekteras och/eller blockeras.

Placera inte ZOOM Wireless Transmitter nära monitorer, högfrekvent elektrokirurgisk utrustning eller starka magnetfält eftersom det kan försvaga telemetrilänken.

Om du ser till att det inte finns hinder (t.ex. utrustning, möbler av metall, personer eller väggar) mellan ZOOM Wireless Transmitter och pulsgeneratoren kan signalens kvalitet förbättras. Kommunikationen kan avbrytas tillfälligt av personer eller föremål som passerar mellan ZOOM Wireless Transmitter och pulsgeneratoren under ZIP-telemetri men det påverkar varken enhetens funktion eller behandlingen.

Genom att kontrollera hur lång tid som behövs för att slutföra en interrogering efter ZIP-telemetrin kan du få en indikation på om störningar förekommer. Om en interrogation med hjälp av ZIP-telemetri tar mindre än 20 sekunder så tyder det på att inga störningar förekommer på platsen. Interrogeringar som tar mer än 20 sekunder (eller korta intervall av EGM-bortfall) tyder på att en störning kan förekomma.

## Säkerhet vid ZIP-telemetri

**Följande säkerhetsinformation om ZIP-telemetri gäller enheter som använder en överföringsfrekvens på 869,85 MHz.**

Pulsgeneratoren har en överensstämmande sändtagare med låg effekt. Pulsgeneratoren kan endast interrogeras och programmeras via RF-signaler som skickas med rätt protokoll för ZIP-telemetri. Pulsgeneratoren kontrollerar att kommunikationen sker med ett ZOOMVIEW-system innan den svarar på någon RF-signal. Individuellt identifieringsbara hälsouppgifter lagras, överförs och mottas på pulsgeneratoren i krypterad form.

ZIP-telemetri är möjlig när samtliga av följande villkor uppfylls:

- ZIP-telemetri har aktiverats för programmeraren
- RF-kommunikation kan användas på pulsgeneratoren
- ZIP-telemetrikanalen är tillgänglig för användning
- Pulsgeneratoren är inom PRM-enhetens telemetriområde
- Explantation har inte uppnåtts på pulsgeneratoren. Observera att ZIP-telemetri kan användas i totalt 1,5 timmar efter att Explantation har uppnåtts på pulsgeneratoren
- Pulsgeneratorns batteri är laddat

För att uppfylla lokala regler och bestämmelser gällande kommunikation ska inte ZIP-telemetri användas när pulsgeneratoren är utanför sin normala driftstemperatur på 20–43 °C (68 °F–109 °F).

Kommunikation stöds mellan en programmerare och en pulsgeneratorer åt gången. Om en kommunikationssession mellan en programmerare och pulsgenerator redan pågår i närheten tillåts inte ännu en session utan då måste telemetrihuvud användas vid den kommunikationen.

Programmeraren meddelar dig om ZIP-telemetri inte kan användas på grund av att en annan session redan pågår.

RF-signaler i samma frekvensband som används av systemet kan störa ZIP-telemetri kommunikationen. Dessa störningssignaler är bland annat:

- Signaler från RF-kommunikationssessioner med andra pulsgeneratorer/programmerare när det högsta antalet fristående sessioner har uppnåtts. Andra pulsgeneratorer och programmerare i närheten som använder ZIP-telemetri kommunikation.
- Störningar från andra RF-källor.

**FÖRSIKTIGHET:** RF-signaler från utrustning som arbetar med frekvenser i närheten av pulsgeneratoren kan störa ZIP-telemetri under interagering eller programmering av pulsgeneratoren. Denna RF-störning kan minskas genom att avståndet mellan den störande utrustningen och PRM-enheten och pulsgeneratoren ökas. Exempel på utrustning som kan orsaka störning inom frekvensbandet 869,85 MHz:

- Trådlösa telefoner eller basstationer
- Vissa patientövervakningssystem

Radiofrekvensstörningar kan tillfälligt avbryta ZIP-telemetri kommunikationen. Programmeraren återupprättar i normala fall ZIP-kommunikationen när RF-störningen upphör eller avtar. Eftersom fortsatta RF-störningar kan förhindra ZIP-telemetri kommunikationen är systemet utformat för telemetri med telemetrihuvud när ZIP-telemetri inte kan användas.

Om ZIP-telemetri inte kan användas så kan i stället telemetri kommunikation med telemetrihuvud användas på programmeraren. Systemet visar på följande sätt att ZIP-telemetri inte kan användas:

- Indikatorlampan för ZIP-telemetri på programmeraren släcks
- Om episodmarkörer och/eller EGM har aktiverats så avbryts överföringen av episodmarkörer och/eller EGM
- Om ett kommando eller en aktivitet har begärts så visar PRM-enheten ett meddelande om att telemetrihuvudet ska placeras inom pulsgeneratorns räckvidd



ZIP-telemetri fungerar på samma sätt som telemetri med telemetrihuvud – det går inte att vidta någon programmeringsåtgärd om inte hela programmeringskommandot har tagits emot och bekräftats av pulsgeneratoren.

Pulsgeneratoren kan inte felprogrammeras på grund av att ZIP-telemetrien avbryts. ZIP-telemetrien kan störas av RF-signaler som fungerar på frekvenser nära pulsgenerators frekvens och är tillräckligt starka för att konkurrera med ZIP-telemetrielänken mellan pulsgeneratoren och programmeraren. Allvarliga störningar kan leda till brott eller bortfall i ett EGM i realtid. Om ett kommando avbryts så visar programmeraren ett meddelande om att telemetrihuvudet ska placeras på pulsgeneratoren. Om meddelandet visas upprepade gånger kan det tyda på att intermittenta störningar förekommer. En sådan situation kan åtgärdas genom att programmeraren flyttas eller genom att använda vanlig telemetri med telemetrihuvud. Varken enhetens funktioner eller behandlingen avbryts under den tiden.

**NOTERA:** När både ZIP-telemetri och telemetri med telemetrihuvud används (t.ex. om du växlar från ZIP-telemetri till telemetri med telemetrihuvud på grund av störningar) så sker pulsgenerators kommunikation med programmeraren via ZIP-telemetri när så är möjligt. Om du endast vill använda telemetri med telemetrihuvud ställer du in Kommunikationsmod (via knappen Allmänt) så att telemetrihuvudet används vid all telemetri.

**NOTERA:** För att förlänga batteriets livslängd så avbryts en ZIP-telemetrisession om pulsgeneratoren helt förlorar kommunikationen med programmeraren under en kontinuerlig period på en timme (eller 73 minuter om enheten är i moden Lagring vid interrogeringen). Telemetri med telemetrihuvud måste användas för att återupprätta kommunikationen med pulsgeneratoren efter att den här perioden är slut.

**NOTERA:** Programmeraren fungerar på en landsspecifik frekvens. Programmeraren fastställer vilken frekvens pulsgeneratoren använder för ZIP-telemetri utifrån vilken enhetsmodell som används. Om frekvensen för ZIP-telemetri på programmeraren och pulsgeneratoren inte stämmer överens så betyder det att patienten har rest utanför det land där pulsgeneratoren implanterades. Programmeraren visar ett meddelande om att ZIP-telemetri inte kan användas men patientens pulsgenerators kan fortfarande interrogeras med hjälp av telemetrihuvudet. Om du behöver använda interrogering utanför landets gränser, kontakta Boston Scientific via kontaktuppgifterna på användarhandbokens bakre omslag.

### Åtgärder för att minska störningar

Ibland går det att använda ZIP-telemetrikökanalen om du ökar avståndet till källan till de störande signalerna. Avståndet från den störande källan (om medeluteffekten är högst 50 mW) till både pulsgeneratoren och PRM-enheten bör vara minst 14 m (45 ft).

ZIP-telemetrien kan förbättras om du flyttar PRM-enhetens antenn eller hela PRM-enheten. Om ZIP-telemetrien inte är tillfredsställande kan du använda telemetri med telemetrihuvud.

Om du placerar PRM-enheten minst 1 m (3 ft) från väggar och metallföremål och ser till att pulsgeneratoren (före implantation) inte har direkt kontakt med något metallföremål kan du minska risken för att signalen reflekteras och/eller blockeras.

Om du ser till att det inte finns hinder (t.ex. utrustning, möbler av metall, personer eller väggar) mellan PRM-enheten och pulsgeneratoren kan signalens kvalitet förbättras. Kommunikationen kan avbrytas tillfälligt av personer eller föremål som passerar mellan PRM-enheten och pulsgeneratoren under ZIP-telemetri men det påverkar varken enhetens funktion eller behandlingen.

Genom att kontrollera hur lång tid som behövs för att slutföra en interrogering efter ZIP-telemetrien kan du få en indikation på om störningar förekommer. Om en interrogation med hjälp av ZIP-telemetri tar mindre än 20 sekunder så tyder det på att inga störningar förekommer på platsen. Interrogeringar som tar mer än 20 sekunder (eller korta intervall av EGM-bortfall) tyder på att en störning kan förekomma.

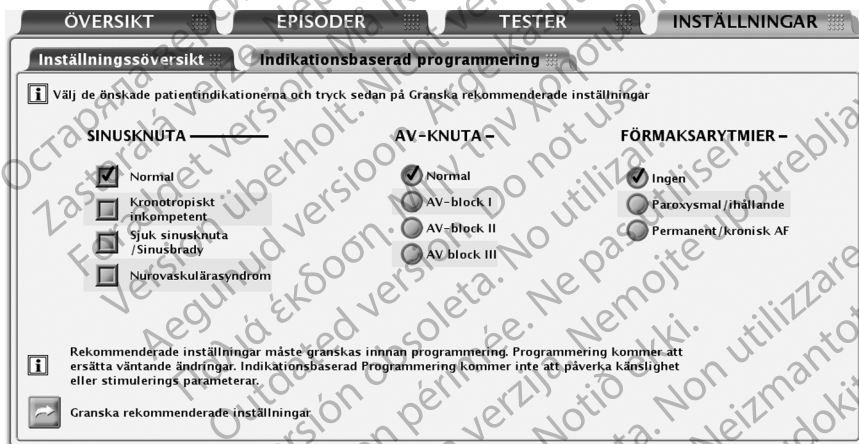
## INDIKATIONSBASERAD PROGRAMMERING (IBP)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

IBP är ett verktyg som ger dig särskilda programmeringsrekommendationer utifrån patientens medicinska behov och primära indikationer.

IBP är en klinisk programmeringsmetod som har tagits fram med hjälp av läkarrådgivning och fallstudier. Syftet med IBP är att förbättra patientresultaten och spara tid genom att ge programmeringsrekommendationer som du kan anpassa efter dina behov. IBP presenterar systematiskt särskilda funktioner som är avsedda för de medicinska förhållanden som du anger i användargränssnittet till IBP. På så vis kan du utnyttja pulsgeneratorns möjligheter på bästa sätt.

Du kommer till IBP via fliken Inställningar på huvudmenyskärmen (Figur 1–2 Skärmen Indikationsbaserad Programmering på sida 1-14).



Figur 1–2. Skärmen Indikationsbaserad Programmering

Indikationerna är grupperade i allmänna kategorier enligt bilden ovan. Syftet med varje indikationskategori beskrivs nedan:

- Sinusknuta
  - Om Normal väljs så tillåts spontana atriella episoder och CRT-stimulering ges.
  - Om Kronotropiskt inkompetent väljs så ges sensorstyrd CRT-stimulering.
  - Om Sjuk sinusknuta väljs så ges atriell stimulering och CRT-stimulering.
  - Om Neurovaskulära syndrom väljs så ges Plötslig bradyrespons.
- AV-knuta
  - Nomiella inställningar för Stimulerad AV-fördröjning och Avkänd AV-fördröjning används. AV-fördröjningen kan anpassas med hjälp av funktionen Optimering av SmartDelay.

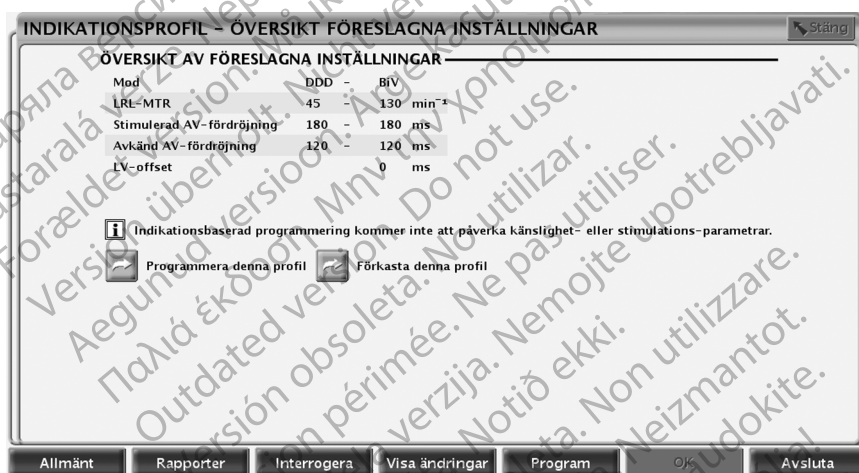
**NOTERA:** De inställningar som väljs för AF och Sinusknuta kan påverka vilket värde som föreslås för inställningen av AV-knuta.

- Förmaksarytmier
  - Om Paroxysmal/ihållande väljs så används ATR-modbyte för att undvika tracking av förmaksarytmier när en tvåkammarstimuleringsmod föreslås.

- Om Permanent/kronisk AF väljs så ges sensorstyrd CRT-stimulering och förmaksavkänning ställs in på Av.

När du har valt patientindikationer trycker du på knappen Granska rekommenderade inställningar för att visa en översikt över programmeringsrekommendationerna (Figur 1–3 Skärmen Översikt Föreslagna Inställningar på sida 1-15).

**NOTERA:** Du måste visa de rekommenderade inställningarna innan du kan programmera dem. Genom att trycka på knappen Granska rekommenderade inställningar kan du se vilka inställningar som rekommenderas utifrån de indikationer som du har valt. Pågående parameterändringar (dvs. ändringar som ännu inte har programmerats) skrivs inte över när du visar de rekommenderade inställningarna. Du måste välja att antingen programmera eller avvisa de rekommenderade inställningarna när du har visat dem. Om du väljer att avvisa de rekommenderade inställningarna så återställs alla pågående inställningar. Om du väljer att programmera de rekommenderade inställningarna så skrivs eventuella pågående parameterändringar över med undantag av sensitivitet och behandlingsenergier som är fristående från IBP.



Figur 1–3. Skärmen Översikt Föreslagna Inställningar

På skärmen Översikt föreslagna inställningar visas primära programmeringsrekommendationer. Du kan visa mer information om de ändrade parametrarna genom att trycka på knappen Visa ändringar i verktygsfältet. Du kan antingen programmera de föreslagna inställningarna eller avvisa dem så länge som telemetrikommunikationen pågår:

- Programmera – tryck på knappen Programmera denna profil för att acceptera de föreslagna inställningarna.
- Avvisa – tryck på knappen Förkasta denna profil för att avvisa de föreslagna inställningarna. Med det här alternativet kommer du tillbaka till huvudskärmen för IBP utan att några ändringar görs.

## MANUELL PROGRAMMERING

Kontrollerna för manuell programmering, t.ex. skjutreglage och menyer, är till för att anpassa pulsgeneratorns programinställningar.

Den manuella programmeringskontrollerna finns på fliken Inställningsöversikt som öppnas från fliken Inställningar eller med knappen Inställningsöversikt på fliken Översikt. Särskild information och anvisningar för manuell programmering finns i beskrivningen av respektive funktion i manualen. I "Programmerbara alternativ" på sida A-1 finns en förteckning över alla inställningar som kan göras.

## AVBRYT BEHANDLINGEN

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Knappen AVBRYT BEHANDLINGEN kan användas för att avbryta pågående diagnostiskt test och Diatermiskyddsmod (om telemetrihuvud används ska telemetrihuvudet hållas kvar på plats tills funktionen har avbrutits så att du säkerställer att kommandot genomförs).

Knappen AVBRYT BEHANDLINGEN kan också användas för att avbryta MRT-skyddsmod.

## STAT PACE

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Vid akut bradykardistimulering med hjälp av kommandot STAT PACE ställs bradykardifunktionen in på parametrar som ska säkerställa capture.

1. Om du inte redan befinner dig i ett telemetripass placerar du telemetrihuvudet inom pulsgenerators telemetriområde.
2. Tryck på knappen STAT PACE. Ett meddelandefönster visar värdena för STAT PACE.
3. Tryck på knappen STAT PACE ännu en gång. Ett meddelande visas med information om att STAT PACE pågår följt av värdena för STAT PACE.
4. Tryck på knappen Stäng i meddelandefönstret.
5. Om du vill stoppa STAT PACE, programmera pulsgeneratorm på nytt.

**NOTERA:** STAT PACE will terminate Diatermiskyddsmod och MRT-skyddsmod.

**FÖRSIKTIGHET:** När en pulsgeneratorm programmeras till STAT PACE-inställningar kommer den att fortsätta stimulera med STAT PACE-högenärgivärden om den inte omprogrammeras. Användningen av STAT PACE-parametrar förkortar troligtvis enhetens livslängd.

Nedan finns en förteckning över parametervärdena för STAT PACE (Tabell 1–2 Parametervärden för STAT PACE på sida 1-16).

Tabell 1–2. Parametervärden för STAT PACE

Parameter	Värde
Mod	VVI
Basfrekvens	60 min <sup>-1</sup>
Intervall	1 000 ms
Stim.kammare	BiV
Amplitud	7,5 V
Pulsbredd	1,0 ms
Stim. Refraktärtid	250 ms
Elektrodkonfiguration (Stimulering/avkänning)	Unipolär

## DATAHANTERING

Med hjälp av programmeraren kan du visa, skriva ut, lagra eller hämta patient- och pulsgeneratordata. Det här avsnittet beskriver hur data hanteras i programmeraren.

## Patientinformation

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Information om patienten kan lagras i pulsgeneratorns minne. Informationen kan visas via skärmen Översikt genom att du markerar ikonen Patient. Informationen innehåller bland annat, men inte enbart:

- Patient- och läkaruppgifter
- Pulsgeneratorns serienummer
- Implantationsdatum
- Elektrodkonfigurationer
- Implantationstestmätningar

Du kan hämta informationen när som helst genom att interrogera pulsgeneratoren. Du kan visa den på programmerarens skärm eller skriva ut den som en rapport.

**NOTERA:** Om uppgifterna om patientens födelsedatum, kön eller konditionsnivå ändras i Patientinformation så ändras motsvarande värde automatiskt i Minutventilation. Om uppgifterna om konditionsnivå ändras i Minutventilation så ändras på motsvarande sätt värdet i Patientinformation automatiskt.

**NOTERA:** Data som anges för patientens Schema för sovtid används till trenden AP Scan.

## Datalagring

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med PRM-enheten kan du spara pulsgeneratordata till PRM-enhetens hårddisk eller till en diskett. Data som sparas på programmeraren kan även överföras till ett externt USB-minne.

De pulsgeneratordata som sparas innehåller bland annat, men inte enbart:

- Behandlingshistorik
- Programmerade parametervärden
- Värden för Trendanalys
- HRV
- Histogram över stimulerade/avkända räknare

Tryck på knappen Allmänt och välj fliken Datalagring för att välja mellan följande alternativ:

- Avläs diskett – öppnar pulsgeneratordata som har sparats på en diskett.
- Spara allt – sparar pulsgeneratordata antingen till en diskett (en diskett måste sitta i) eller till programmerarens hårddisk (om ingen diskett detekteras). Data som sparas på en diskett kan hämtas med hjälp av alternativet Avläs diskett som beskrivs ovan. Data som sparas på programmerarens hårddisk kan läsas, raderas eller exporteras till ett externt USB-minne via programmerarens startskärm. Rapporterna finns även i PDF-format. I programmerarens användarhandbok finns mer information.

**NOTERA:** Medan data håller på att sparas visar ett meddelande till höger på skärmen Systemstatus var dessa data sparas.

Ta hänsyn till följande när du lagrar och hämtar pulsgeneratordata:

- Det går att spara högst 400 unika patientposter på programmeraren. När en pulsgenerator interogas kontrollerar programmeraren om det redan finns en post för den pulsgeneratorm eller om en ny post måste skapas. Om en ny post måste skapas och det finns 400 sparade patientposter på programmeraren så tas den äldsta dataposten bort för att skapa utrymme för den nya patientposten.
- Om du ska utföra flera patientkontroller, se till att starta en ny session för varje patient.
- Var noga att spara alla pulsgeneratordata på antingen en diskett eller ett USB-minne innan en PRM skickas in till Boston Scientific, eftersom alla patient- och pulsgeneratordata raderas från PRM när den lämnas in för service.
- För att skydda patientsekretessen kan pulsgeneratordata krypteras innan de överförs till ett USB-minne.

## PG minne

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med hjälp av PG minne kan du hämta, spara och skriva ut sådana data från pulsgenerators minne som ska användas av en företrädare för Boston Scientific i kliniskt syfte eller vid felsökning. Funktionen bör endast användas under överinseende av en företrädare för Boston Scientific. Digitala media med pulsgeneratorminnesdata innehåller skyddad hälsoinformation och ska därför hanteras i enlighet med gällande bestämmelser för skydd av personuppgifter och säkerhet.

**NOTERA:** Använd filen *Datalagring* om du vill komma åt pulsgeneratordata för läkaranvändning ("*Datalagring*" på sida 1-17).

## Skriv ut

Du kan skriva ut rapporter från programmeraren på den interna skrivaren eller via en extern skrivaranslutning. Om du vill skriva ut en rapport, tryck på knappen *Rapporter*. Välj sedan vilken rapport som du vill skriva ut från följande kategorier:

- Uppföljningsrapporter
- Episodrapporter
- Andra rapporter (inkluderar enhetsinställningar, patientdata och annan information)

## SÄKERHETSMOD

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Pulsgeneratorm är utrustad med ändamålsenlig Safety Core-maskinvara som ska ge livsuppehållande behandling om vissa fel tillstånd som upprepas eller inte kan åtgärdas inträffar och nollställer systemet. Sådana fel tyder på att någon komponent i pulsgenerators centralenhet (CPU) är skadad, däribland mikroprocessorn, programkoden och systemminnet. Eftersom Safety Core inte kräver mycket maskinvara (t.ex. används unipolär elektrodkonfiguration) fungerar den självständigt och kan tjäna som en backup till dessa komponentenheter.

Enheten övervakas av Safety Core även vid normal stimulering. Om ingen normal stimulering förekommer så avger Safety Core en ersättningsstimulering och systemet nollställs.

Om pulsgeneratoren nollställs 3 gånger under en period på cirka 48 timmar så växlar enheten till Säkerhetsmod och utbyte av enheten bör övervägas. Dessutom sker följande:

- ZIP-telemetri kan inte användas för kommunikation med programmeraren när Säkerhetsmod är aktiv. I stället måste telemetrikommunikation med telemetrihuvud användas.
- LATITUDE NXT visar en varning om att Säkerhetsmod har aktiverats.
- Vid interrogering visas en varningsskärm med information om att pulsgeneratoren är i Säkerhetsmod och du hänvisas till att kontakta Boston Scientific.

## Backup-pacemaker

Säkerhetsmod ger biventrikulär stimulering med följande parametrar:

- Brady-mod – VVI
- LRL – 72,5 min<sup>-1</sup>
- Pulsens Amplitud – 5,0 V
- Pulsbredd – 1,0 ms
- RV-refraktärperiod (RVRP) – 250 ms
- RV-sensitivitet – AGC 0,25 mV
- RV-elektrodkonfiguration – Unipolär
- Ventrikulär stimuleringskammare – BIV
- LV-offset – 0 ms
- LV Elektrodkonfiguration – Unipolär (LVtipp >> dösa)
- Störningsrespons – VOO

**NOTERA:** I Säkerhetsmod inaktiveras även Magnetfunktion.

**WARNING:** Om pulsgeneratoren går in i Säkerhetsmod från MRT-skyddsmod kommer ingen backupstimulering att förekomma i följande situationer:

- vid frånvaro av en funktionell bipolär högerventrikulär stimuleringselektrod
- om stimuleringsmod under inställningarna för MRT-skyddsmod är programmerad till Av kommer pulsgeneratoren att fortsätta med stimuleringsmoden permanent programmerad till Av och patienten kommer inte att erhålla stimuleringsbehandling förrän pulsgeneratoren har bytts ut

**FÖRSIKTIGHET:** Om systemet med beteckningen MR med villkor går in i Safety Core-drift under MRT-skyddsmod och enhetens stimuleringsmod har ställts in på något annat värde än Av växlar MRT-skyddsmod automatiskt till VOO-mod, stimuleringskammaren endast RV, RV bipolär konfiguration (avkänning och stimulering), 5,0 V stimuleringspulsamplitud, 1,0 ms pulsbredd och 72,5 min<sup>-1</sup> stimuleringsfrekvens som säkerhetsmod.

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívat.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Aegunud versioón. Mynn þynn Χρησιμοποιεíte.  
Παλιά έκδοση. Μην την Χρησιμοποιεíte.  
Outdated version. Do not use.  
Version obsoleta. No utilizar.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Úreitt útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsolete. Non utilizzare.  
Pasenusi versija. 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. Nepoužívat.  
Zastarela različica. Ne uporabite.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.



# STIMULERINGSBEHANDLING

---

## KAPITEL 2

Detta kapitel behandlar följande ämnen

- “Stimuleringsbehandling” på sida 2-2
- “PG-moder” på sida 2-3
- “Programmeringsanvisningar för enheten” på sida 2-5
- “Upprätthålla CRT” på sida 2-7
- “Grundläggande parametrar” på sida 2-8
- “Temporär Brady-stimulering” på sida 2-34
- “Minutventilations-/andningssensorn och signalartefaktmonitorn” på sida 2-34
- “Sensorstyrd stimulering och Sensortrender” på sida 2-42
- “Atriell takyrespons” på sida 2-60
- “Frekvensförbättringar” på sida 2-68
- “Elektrodkonfiguration” på sida 2-75
- “AV-fördröjning” på sida 2-83
- “Refraktärtid” på sida 2-88
- “Störningsrespons” på sida 2-98

## STIMULERINGSBEHANDLING

**WARNING:** I MRT-skyddsmod stängs bradykardibehandling och hjärtresynchroniseringsbehandling (CRT) av om Brady-mod programmeras till Av. Patienten får ingen stimulering förrän pulsgenerators programmeras tillbaka till normal drift. Programmera endast Brady-mod till Av i MRT-skyddsmod om patienten bedöms vara kliniskt kapabel att vara utan bradykardibehandling (inklusive stimuleringsberoende eller behov av övervälad stimulering) och utan CRT under hela den tid pulsgenerators är i MRT-skyddsmod.

Med en CRT-P kan du ge både atriell och biventrikulär avkänning och stimulering, inklusive i sensorstyrda moder.

Stimuleringsfunktionen vid bradykardi är oberoende av enhetens funktion för takykardidetektion, med undantag av intervall-till-intervall-avkänning.

Följande typer av behandlingar kan ges med pulsgenerators:

### CRT

- När patientens atriella egenfrekvens är lägre än MTR och den AV-fördröjning som har programmerats är kortare än patientens egna intrakardiella AV-intervall avger enheten kammarstimulering för att synkronisera de ventrikulära kontraktionerna med programmerade inställningar.
- Genom att RV- och LV-elektroden programmeras oberoende av varandra ökar behandlingsmöjligheterna för att återställa den mekaniska samordningen.

**NOTERA:** För beslut om CRT- och bradykardibehandling fastställs hjärtcykeln med hjälp av RV-avkända och -stimulerade episoder eller LV-stimulerade episoder när stimuleringskammaren har programmerats till LV. En RV-elektrod måste implanteras även när enheten har programmerats till LV-stimulering eftersom alla enhetens tidscyklar är beroende av RV-elektroden. Vid LV-avkända episoder förhindras olämplig LV-stimulering och dessa påverkar inte tidscykeln.

**FÖRSIKTIGHET:** För att garantera en hög procent biventrikulär stimulering måste de programmerade inställningarna för AV-fördröjning vara kortare än patientens egna PR-intervall.

### Normal Bradykardistimulering

- Om egenfrekvensen faller under den programmerade stimuleringsfrekvensen (t.ex. LRL) så avger enheten stimuleringspulser enligt de programmerade inställningarna.
- Med hjälp av sensorstyrd stimulering kan pulsgenerators anpassa stimuleringsfrekvensen efter patientens aktivitetsnivå och/eller fysiologiska behov.

### Andra Alternativ

- Temporär bradykardistimulering – ger läkaren möjlighet att undersöka andra behandlingsalternativ samtidigt som de tidigare inställningarna för normal stimulering finns kvar i pulsgenerators minne ("Temporär Brady-stimulering" på sida 2-34).
- STAT PACE – akut ventrikulär stimulering med hög effekt aktiveras via programmeraren med hjälp av telemetrikommunikation ("STAT PACE" på sida 1-16).
- Diatermiskydd – asynkron stimulering med programmerade värden för effekt och LRL aktiveras via programmeraren ("Diatermiskyddsmod" på sida 2-3).

- MRT-skydd – vissa av pulsgeneratorns funktioner anpassas för att begränsa riskerna i samband med att stimuleringsystemet används i MRT-miljön ("MRT-skyddsmod" på sida 2-4).

## PG-MODER

När pulsgeneratoren har programmerats till något annat än moden Lagring kan följande enhetsmoder användas:

- Brady Terapi Aktiverat – pulsgeneratoren avger normal stimuleringsbehandling. Den här moden kan inte väljas om Brady-mod har programmerats till något annat än Av.
- Bradykarditerapi Av – pulsgeneratoren avger inte någon behandling. Den här moden kan inte väljas av användaren utan ställs in automatiskt när Brady-mod har programmerats till Av.
- Diatermiskyddsmod – asynkron stimulering med programmerade värden för effekt och LRL aktiveras via programmeraren. Den här moden aktiveras via knappen PG-mod.
- MRT-skyddsmod – vissa av pulsgeneratorns funktioner anpassas för att begränsa riskerna i samband med att stimuleringsystemet exponeras i en MRT-miljö. Den här moden aktiveras via knappen PG-mod.
- Säkerhetsmod – aktiveras automatiskt av pulsgeneratoren när ett fel som inte kan återställas har inträffat. Den här moden kan inte väljas av användaren ("Säkerhetsmod" på sida 1-18).

### Diatermiskyddsmod

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Vid Diatermiskyddsmod aktiveras asynkron stimulering med programmerade värden för effekt och LRL. Takyarytmidetektionen är inaktiverad.

När moden Diatermiskydd är aktiverad växlar Brady-mod till en XOO-mod (där X bestäms av den Brady-mod som har programmerats). Övriga stimuleringsparametrar behåller de programmerade inställningarna (inklusive stimuleringsenergi). Om Brady-mod är Av när Diatermiskydd aktiveras så fortsätter den att vara Av medan Diatermiskydd pågår. När Diatermiskydd har aktiverats är moden aktiv även utan kontinuerlig telemetri.

När Diatermiskydd avbryts växlas Brady-mod till den tidigare inställningen.

När du har aktiverat Diatermiskyddsmod, kontrollera att meddelandet på programmerarskärmen bekräftar att Diatermiskydd är aktiv.

Utöver STAT PACE tillåts inga beordrade behandlingar, diagnostiska tester eller rapportutskriftsmedan Diatermiskydd är aktiverat.

När enheten är i moden Diatermiskydd påverkas inte stimuleringsfrekvensen av magnetanvändning.

Biventrikulär stimulering med LV-offset programmerad till 0 avges medan Diatermiskyddsmod är aktiverad om den programmerade moden är en ventrikulär stimuleringsmod.

Så här aktiverar och inaktiverar du Diatermiskyddsmod:

1. Tryck på knappen PG-mod överst på programmerarskärmen.
2. Aktivera diatermiskydd genom att markera kryssrutan.

3. Tryck på knappen Tillämpa ändringar för att aktivera Diatermiskyddsmod. Ett dialogfönster visar att Diatermiskydd är aktiv.
4. Tryck på knappen Avbryt diatermiskydd i dialogfönstret för att återställa enheten till den tidigare modprogrammeringen. Du kan också avbryta Diatermiskydd genom att trycka på knappen AKUT PACE eller AVBRYT BEHANDLING på programmerarskärmen.

## MRT-skyddsmod

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST X4 och VALITUDE X4.

En fullständig beskrivning av MRT-skyddsmod och mer information om ImageReady-stimuleringsystem med beteckningen MR med villkor finns i den tekniska manualen för MRT som medföljer ImageReady-stimuleringsystem som är klassade MR med villkor.

**WARNING:** VISIONIST X4 och VALITUDE X4 anses vara godkända för MR med villkor. För dessa enheter uppfyller inte MRT-undersökningen de MR-villkorliga kraven för det implanterade systemet, såvida inte alla användarvillkor för MRT tillgodoses. Allvarliga skador eller dödsfall hos patienten och/eller skador på det implanterade systemet kan uppstå. *Alla andra enheter som anges i den här handboken är inte MR-villkorliga.* Utsätt inte patienter med icke MR-villkorliga enheter för MRT-undersökning. Starka magnetfält kan skada pulsgeneratoren och/eller elektrodsystemet, och orsaka att patienten skadas eller avlider.

Ytterligare varningar, försiktighetsåtgärder, användarvillkor och potentiella biverkningar som gäller när användarvillkoren är uppfyllda eller inte finns i den tekniska manualen för MRT.

Vid MRT-skyddsmod aktiveras asynkron stimulering (eller stimulering Av) med följande fasta och programmerbara parametrar:

- Bland stimuleringsmodsalternativen finns asynkron stimulering och ingen stimulering (DOO, AOO, VOO och Av).
- Gränsvärdet för Basfrekvens är nominellt inställt på 20 min<sup>-1</sup> över startvärdet för LRL och kan programmeras i normala inkrement. Både den nominella inställningen som grundar sig på LRL och den programmerbara inställningen har ett högsta värde på 100 min<sup>-1</sup>.
- Den ventrikulära stimuleringskammaren kan programmeras till Endast RV eller BiV. Om stimuleringskammaren vid normalmod är Endast LV ställs det nominella värdet in på BiV. Annars är det nominella värdet detsamma som inställningen Stim.kammare i normalmod.
- Förmakets pulsamplitud och höger kammares pulsamplitud är nominellt inställda på 5,0 V och kan programmeras i normala ökning mellan 2,0 V och 5,0 V. Vänster kammares pulsamplitud är nominellt inställd på samma värde som LV-amplitud i normalmod och är spärrad mellan 2,0 V och 5,0 V. Vänster kammares pulsamplitud kan programmeras i normala ökning mellan 2,0 V och 5,0 V.
- AV-fördröjning har ett fast värde på 100 ms.
- För stimuleringskamrarna höger förmak och höger kammare har pulsbredden ett fast värde på 1,0 ms. För vänster kammare har den nominella pulsbredden samma värde som LV-pulsbredd i normalmod och kan programmeras mellan 0,1 ms och 2,0 ms.
- LV-fördröjning har ett fast värde på 0 ms.
- En timeout-funktion är nominellt inställd på 24 timmar med värden som kan programmeras till Av, 3, 6, 9, 12, 24 och 48 timmar.

När MRT-skyddsmod är aktiv stängs följande funktioner av:

- PaceSafe
- Hjärtavkänning
- Dagliga mätningar (Elektrodimped., Egenamplitud, Tröskelvärde)
- Rörelse- och andningssensorer
- Magnetfunktion
- ZIP-Telemetri
- Batteriövervakning

Vid följande förhållanden kan användaren inte välja MRT-skyddsmod:

- Batterikapacitetens status är Slut
- Pulsgeneratorm är i moden Lagring
- Pulsgeneratorm är i Diatermiskyddsmod
- Pulsgeneratorm fungerar med Safety Core (Säkerhetsmod)
- Diagnostiskt test pågår
- EP-test pågår

Vid vissa förhållanden i pulsgeneratorm eller i systemet avvisas användarens begäran om att använda MRT-skyddsmod. Bland annat när:

- Pulsgeneratorm har detekterat att en ventrikulär episod pågår
- Magnetsensorn har detekterat att en magnet används
- Pulsgeneratorm är i moden STAT PACE
- Unipolär stimuleringskonfiguration i RA- eller RV-kammaren/kammarna där stimulering förekommer i MRT-skyddsmod

MRT-skyddsmod avbryts genom att du lämnar moden manuellt eller programmerar en automatisk timeout-period (programmeringsanvisningar för MRT-skyddsmod finns i den tekniska manualen för MRT). Även vid AKUT PACE och AVBRYT BEHANDLINGEN avbryts MRT-skyddsmod.

Du kommer åt MRT-skyddsmod via knappen PG-mod. Om du väljer MRT-skyddsmod startas en sekvens av dialogrutor för att bedöma om patienten och patientens stimuleringsystem klarar av att genomgå en MRT-undersökning i enlighet med kraven för "MR med villkor". Närmare programmeringsanvisningar, användningsvillkoren och en utförlig förteckning över MRT-relaterade varningar och försiktighetsåtgärder finns i den tekniska manualen för MRT.

## PROGRAMMERINGSANVISNINGAR FÖR ENHETEN

Enhetsens parametrar måste programmeras till rätt inställningar för att säkerställa optimal CRT-behandling. Ta hänsyn till följande riktlinjer tillsammans med patientens särskilda tillstånd och behandlingsbehov.

**NOTERA:** Överväg även att använda Indikationsbaserad programmering (IBP), ett verktyg som ger särskilda programmeringsrekommendationer utifrån patientens medicinska behov och primära indikationer ("Indikationsbaserad programmering" på sida 1-14).

**FÖRSIKTIGHET:** Programmering av enheten för att endast avge RV-stimulering är inte avsett för behandling av hjärtsvikt. De kliniska effekterna av Endast RV-stimulering för behandling av hjärtsvikt har inte fastställts.

Stimuleringsmod – En tvåkammrartrackingmod ska programmeras [VDD(R) eller DDD(R)]. Sensorstyrda stimuleringsmod är avsedda för patienter med bristande kronotropi och som skulle dra nytta av ökade stimuleringsfrekvenser vid fysisk aktivitet ("Brady-mod" på sida 2-9).

Stimuleringskammare – Ska programmeras till BiV (nominell) om man inte av medicinska säkerhetsskäl bör använda en annan stimuleringskammare ("Ventr. stimuleringskammare" på sida 2-16).

Bivent trigger – Ska programmeras till På så att biventrikulär stimulering kan avges upp till den tillämpliga övre frekvensgränsen.

LRL – Ska programmeras lägre än den sinusfrekvens som normalt uppnås med bibehållet bradykardistöd ("Basfrekvens" på sida 2-12). Om pulsgeneratören har programmerats till VVI(R)-mod och patienten har AV-överledning vid atriella takarytmier, vilket leder till att biventrikulär stimulering inhiberas (bortfall av CRT), bör du eventuellt programmera en högre LRL för att öka den biventrikulära stimuleringen.

MTR – Ska programmeras till ett värde som är tillräckligt högt för att säkerställa 1:1 AV-synkroni. Det rekommenderade värdet för MTR är 130 min<sup>-1</sup> om man inte av medicinska säkerhetsskäl bör använda ett annat värde ("Maximal trackingfrekvens" på sida 2-13).

Stimuleringsenergi – Programmerad Amplitud rekommenderas att vara minst 2X stimuleringströskelvärde för att ge en tillräcklig säkerhetsmarginal. Lägre stimuleringsamplituder bevarar/förlänger livslängden. Programmerad Amplitud bör vara en avvägning mellan en tillräcklig säkerhetsmarginal och effekten på batteriets livslängd. Om PaceSafe har programmerats till På ställs en lämplig säkerhetsmarginal in automatiskt, vilket kan förlänga batteriets livslängd ("PaceSafe" på sida 2-18).

Stimulerad AV-fördröjning – Inställningen Stimulerad AV-fördröjning ska ställas in individuellt för varje patient så att kontinuerlig CRT-behandling säkerställs. Flera metoder kan användas för att fastställa inställningen Stimulerad AV-fördröjning, bland annat:

- Egen QRS-duration
- Ekokardiogram
- Pulstrycksövervakning
- Optimering av SmartDelay, vilket ger en rekommendation om inställningarna för AV-fördröjning ("Optimering av SmartDelay" på sida 2-86)

Eftersom optimering av Stimulerad AV-fördröjning märkbart kan påverka CRT-behandlingens effektivitet, överväg metoder som påvisar den hemodynamiska inverkan vid olika inställningar för Stimulerad AV-fördröjning, till exempel ekokardiografi eller pulstrycksövervakning.

Eftersom atriell stimulering kan förlänga fördröjningen mellan förmaken kanske du måste programmera olika inställningar för Stimulerad AV-fördröjning så att CRT-behandlingen optimeras vid normal sinusrytm och atriell stimulering.

Avkänd AV-fördröjning – Avkänd AV-fördröjning används för att få en kort tid för AV-fördröjning efter avkända atriella episoder medan funktionen Stimulerad AV-fördröjning med lång programmerad tid används efter stimulerade atriella episoder. När pulsgeneratören har

programmerats till DDD(R)-mod bör du testa patienten för att fastställa den optimala tiden för Avkänd AV-fördröjning vid atriell avkänning och stimulering.

Dynamisk AV-fördröjning – Dynamisk AV-fördröjning ställs in automatiskt utifrån följande ("Stimulerad AV-fördröjning" på sida 2-83):

- Om det lägsta och det högsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning är lika stora så är inställningen för AV-fördröjning fast.
- Om det lägsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning är lägre än det högsta värdet så är AV-fördröjning inställd på Dynamisk.

PVARP – PVARP ska programmeras till 280 ms. Hos hjärtsviktpatienter med intakt AV-överledning kan ett långt intrakardiellt eget AV-intervall och en lång programmerad tid för PVARP orsaka bortfall av atriell tracking vid lägre frekvenser än MTR, vilket i sin tur leder till att BiV-stimulering (CRT) uteblir. Om ingen atriell tracking sker vid frekvenser som är lägre än MTR, programmera Trackingpreferens till På (nominell) ("A-Refraktärperiod – PVARP" på sida 2-88).

PVARP efter PVC – PVARP efter PVC ska programmeras till 400 ms (nominellt) för att minska antalet PMT vid höga frekvenser. Förekomsten av PMT kan även bero på andra faktorer ("PVARP efter PVC" på sida 2-90).

ATR – Vid användning av ATR ska Antal för modbyte och Antal för återgång programmeras så att modbyte sker på rätt sätt vid rätt tidpunkt ("ATR-modbyte" på sida 2-60).

Observera att VRR och Bivent trigger eventuellt kan öka CRT-behandlingen under atriell takyarytmi. För att öka andelen ventrikulär stimulering och göra CRT-behandlingen så kontinuerlig som möjligt vid överledda atriella takyarytmier ska Bivent trigger programmeras till På och VRR programmeras till På med den högsta inställningen.

Avbryt PMT – Ska programmeras till På (nominellt) för att avbryta PMT vid höga frekvenser ("Avbryt PMT" på sida 2-65).

LVPP – Ska programmeras till 400 ms (nominellt) för att förhindra att enheten stimulerar under den LV-sårbara fasen ("Skyddsperiod för vänster kammare" på sida 2-92).

Trackingpreferens – Ska programmeras till På (nominellt) så att CRT-behandling stöds vid atriella frekvenser som är lägre än men nära MTR. Den här funktionen ska användas när PVARP och patientens egna intrakardiella AV-intervall är längre än det programmerade MTR-intervallet ("Trackingpreferens" på sida 2-68).

LV Elektrodkonfiguration – Enheter med en IS-1-elektrodanslutning eller LV-1-elektrodanslutning för vänster kammare ska programmeras i enlighet med antalet elektroder på LV-elektroden ("Elektrodkonfiguration för vänster kammare" på sida 2-77).

## UPPRÄTTHÅLLA CRT

Vissa tillstånd kan orsaka tillfällig förlust av CRT eller AV-synkronisering på grund av Wenckebach-liknande beteenden, och hjärtsviktpatienter kan få symptom om CRT påverkas negativt. Ta hänsyn till följande när du programmerar enheten.

### MTR

Snabba atriella frekvenser med en snabb ventrikulär respons som är högre än MTR kan orsaka:

- Temporär inhibering av CRT om AV-överledningen är intakt
- Wenckebach-funktion vid AV-block I eller III

CRT-behandlingen och den programmerade AV-synkronin återställs vid normal sinusfrekvens.

MTR bör programmeras så högt att CRT upprätthålls vid snabba atriella frekvenser. Ta även hänsyn till följande för att upprätthålla CRT:

- Frekvensutjämning kan användas för att förhindra plötsliga frekvensförändringar
- SBR kan användas för att behandla plötsliga frekvensfall
- VRR kan gynna CRT genom att öka andelen ventrikulär stimulering vid överledda förmaksarytmier
- Vid SVT kan läkemedelsbehandling behövas för att upprätthålla CRT och skydda patienten från eventuella hemodynamiska störningar som associeras med snabba frekvenser
- Genom att behandla snabba atriella frekvenser med läkemedel kan du öka den tid som patientens frekvens är lägre än MTR och se till att CRT-behandlingen säkerställs

### AFR

Med AFR kan man fördröja eller förhindra en episod med atriell stimulering och förhindra stimulering under förmakets sårbara fas samt omedelbart avbryta tracking av atriella frekvenser som är högre än den programmerade frekvensen för AFR. Detta ändrar inställningen för AV-fördröjning och kan påverka effektiviteten hos CRT om den programmerade AFR-frekvensen är långsammare än patientens sinusfrekvens.

### Frekvensutjämning

När Frekvensutjämning uppåt har programmerats till På påverkas CRT negativt under episoder med ökad atriell frekvens som är högre än det programmerade procentuella värdet för Frekvensutjämning uppåt. Detta är fallet hos patienter med AV-block eftersom Frekvensutjämning uppåt ger en AV-fördröjning som är längre än den optimala inställningen (styr den biventrikulära stimuleringsfrekvensen medan den atriella frekvensen ökar).

### Funktioner som växlar till VVI eller VVI-liknande funktion

ATR kan aktivera en Wenckebach-funktion eller orsaka tillfälligt bortfall av CRT. CRT-behandling med programmerad AV-synkroni återupptas vid normal sinusrytm efter en SVT-episod.

Hos patienter som har programmerats till VDD(R) med sinusfrekvenser som är lägre än LRL är CRT-behandlingen inte synkroniserad med de atriella episoderna, vilket leder till bortfall av AV-synkronin. Överväg att programmera en lägre LRL eller aktivera en stimuleringsmod som avger atriell stimulering med synkron ventrikulär stimulering (t.ex. DDD(R)) om det är medicinskt lämpligt.

Vid AKUT PACE avges CRT i VVI-mod utan AV-synkroni. Pulsgeneratorn återgår till de permanent programmerade inställningarna när AKUT PACE avbryts.

## GRUNDLÄGGANDE PARAMETRAR

Med hjälp av programmering av pulsgeneratorparametrar aktiveras CRT-behandling på pulsgeneratorn så att mekanisk synkronisering uppnås. Bland programmeringsalternativen för CRT-behandling ingår även alternativen för stimuleringsbehandling vid bradykardi.

LV-stimuleringen avges via en unipolär eller bipolär LV-elektrod. På enheten används atriell stimulering och avkänning för att samordna AV-kontraktionerna med CRT-behandlingen.

Normala inställningar är bland annat:

- Pacingparametrar som kan programmeras oberoende av de temporära stimuleringsparametrarna



- Stimulering och Avkänning
- Elektroder
- Sensorstyrd stimulering och Sensortrender

### Interaktiva Gränser

Eftersom flera av de parametrar som kan programmeras påverkas av varandra måste de värden som programmeras vara kompatibla med övriga funktioner. Om ett värde som begärs av användaren inte är kompatibelt med de befintliga parametrarna visar programmerarskärmen ett varningsmeddelande med information om att värdet inte är kompatibelt och att det antingen måste tas bort eller användas med försiktighet ("Använda Färg" på sida 1-7).

## Brady-mod

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med hjälp av alternativen för brady-mod kan du anpassa behandlingen efter patienten.

### CRT-moder

Syftet med CRT-behandlingen är att avge kontinuerlig stimulering till kamrarna. CRT kan endast avges i moder med ventrikulär stimulering.

Det bästa resultatet av CRT får patienten vid biventrikulär stimulering. Atriell stimulering och sensorstyrda frekvensmoder kan vara lämpliga för patienter som även har bradykardi.

**WARNING:** Använd inte förmaksmoder med bara behandling i förmaket eftersom dessa moder inte ger någon CRT behandling.

**NOTERA:** Säkerhet och effektivitet för CRT har utvärderats i kliniska studier där man har använt VDD-mod. Iakttag försiktighet när pulsgenerators programmeras till andra stimuleringsmoder än funktionell VDD.

**NOTERA:** Atriell stimulering kan förlänga överledningstiden mellan förmaken och desynkronisera kontraktionerna i höger och vänster förmak. Effekten av atriell stimulering vid CRT har inte studerats.

### DDD och DDDR

Vid frånvaro av avkända P- och R-vågor avges stimuleringspulser till förmak och kammare med LRL (DDD) eller den sensorindikerade frekvensen (DDDR) och den AV-fördröjning som har programmerats. Om en P-våg känns av så inhiberas den atriella stimuleringen och AV-fördröjning startas. I slutet av en AV-fördröjning avges en ventrikulär stimulering om den inte inhiberas av en avkänd R-våg.

- Eftersom förmakssynkron biventrikulär stimulering kan ges med DDR(R) vid frekvenser som är högre än LRL och AV-sekventiell biventrikulär stimulering kan ges vid LRL eller den sensorindikerade frekvensen kan DDDR användas hos hjärtsviktpatienter med sinusbradykardi – DDDR
- DDD-mod kan ibland vara att föredra framför VDD-mod hos patienter med sinusbradykardi eller atriella frekvenser som är lägre än LRL för att behålla AV-synkronin vid CRT-behandling

### DDI och DDIR

Vid frånvaro av avkända P- och R-vågor avges stimuleringspulser till förmak och kammare med LRL (DDI) eller den sensorindikerade frekvensen (DDIR) och den AV-fördröjning som har

programmerats. Om en P-våg känns av så inhiberas den atriella stimuleringen men AV-fördröjning startas inte.

- Användning hos hjärtsviktpatienter med normal sinusaktivitet kan vara olämplig
- Kan användas hos hjärtsviktpatienter som saknar bakomliggande egenrytm men som kan drabbas av episoder med atriella takyarytmier, t.ex. brady-taky-syndrom
- Ger AV-sekventiell biventrikulär stimulering endast med LRL (DDI) eller sensorindikerad frekvens (DDIR) om sinusaktivitet saknas
- Under perioder med atriell egenaktivitet som är högre än LRL och vid frånvaro av avkända R-vågor avges icke-atriell synkron biventrikulär stimulering med LRL eller sensorindikerad frekvens

### VDD och VDDR

Vid frånvaro av avkända P- och R-vågor avges stimuleringspulser till kammaren antingen med LRL (VDD) eller med den sensorindikerade frekvensen (VDDR). Om en P-våg känns av så startas AV-fördröjning. I slutet av en AV-fördröjning avges en ventrikulär stimulering om den inte inhiberas av en avkänd R-våg. En avkänd R-våg eller en stimulerad ventrikulär episod fastställer tidpunkten för nästa ventrikulära stimulering.

- Eftersom atriell synkron biventrikulär stimulering men ingen atriell stimulering avges vid VDD kan VDD användas hos hjärtsviktpatienter med normal sinusaktivitet
- Eventuellt ska VDDR inte användas hos hjärtsviktpatienter med normal sinusaktivitet på grund av den ökade risken för bortfall av AV-synkroni
- Med VDDR kan man ge förmakssynkron biventrikulär stimulering vid normal sinusaktivitet men den sensorstyrda ventrikulära stimuleringen leder till bortfall av AV-synkronin om den sensorindikerade frekvensen är högre än sinusfrekvensen
- Överväg att programmera en låg LRL för bradykardistöd eftersom bortfall av AV-synkroni ofta uppträder vid ventrikulär stimulering med LRL
- Om frekvent stimulering vid LRL förväntas eller observeras, överväg att programmera en DDD(R)-mod så att AV-synkronin upprätthålls under LRL-stimuleringen

### VVI och VVIR

I VVI(R)-mod sker avkänning och stimulering enbart i kammaren. Vid frånvaro av avkända episoder avges stimuleringspulser till kammaren antingen med LRL (VVI) eller med den sensorindikerade frekvensen (VVIR). En avkänd R-våg eller en stimulerad ventrikulär episod fastställer tidpunkten för nästa ventrikulära stimulering.

- Hos hjärtsviktpatienter med normal sinusaktivitet kan detta vara skadligt
- Eftersom biventrikulär pacing ges med LRL eller den sensorindikerade frekvensen (VVI(R)) kan moden användas hos hjärtsviktpatienter med kroniska atriella takyarytmier eller vid episoder med atriell takyarytmi
- Om patienten har AV-överledning under atriella takyarytmier som leder till att den biventrikulära stimuleringen inhiberas (bortfall av CRT), överväg att programmera en högre LRL för att försöka öka den biventrikulära stimuleringen och/eller till VVI(R) om detta inte redan har gjorts

## AAI och AAIR

I AAI(R)-mod sker avkänning och stimulering enbart i förmak. Vid frånvaro av avkända episoder avges stimuleringspulser till förmaket antingen med LRL (AAI) eller med den sensorindikerade frekvensen (AAIR). En avkänd P-våg eller en stimulerad atriell episod fastställer tidpunkten för nästa atriella stimulering.

## DOO

Stimuleringspulser avges asynkront till förmak och kammare med LRL och den AV-fördröjning som har programmerats. Spontan aktivitet varken inhiberar eller triggas stimulering i någon kammare.

**NOTERA:** DOO-mod är magnetmodsversionen av DDD(R)- och DDI(R)-mod.

- Kan användas vid operation för att minska risken för inhibering när ledningsbundna elektriska strömkällor förekommer

**NOTERA:** Diatermskyddsmod ska föredras om möjligt.

- Användning hos hjärtsviktpatienter med normal sinusaktivitet kan vara olämplig
- AV-sekventiell biventrikulär stimulering ska endast avges med LRL
- Under perioder med spontan atriell aktivitet som är högre än LRL avges icke-förmakssynkron biventrikulär stimulering med LRL

## VOO

Stimuleringspulser avges asynkront till kammaren med LRL. Spontan aktivitet varken inhiberar eller triggas stimulering i kammaren.

**NOTERA:** VOO-mod är magnetmodsversionen av VVI(R)- och VDD(R)-mod.

- Kan användas vid operation för att minska risken för inhibering när ledningsbundna elektriska strömkällor förekommer

**NOTERA:** Diatermskyddsmod ska föredras om möjligt.

- Biventrikulär stimulering avges endast med LRL
- Användning hos hjärtsviktpatienter med egen aktivitet är eventuellt olämplig på grund av den ökade risken för bortfall av AV-synkroni och för konkurrerande stimulering

## AOO

Stimuleringspulser avges asynkront till förmaket med LRL. Spontan aktivitet varken inhiberar eller triggas stimulering i förmak.

**NOTERA:** AOO-mod är magnetmodsversionen av AAI(R)-mod.

- Kan användas vid operation för att minska risken för inhibering när ledningsbundna elektriska strömkällor förekommer

**NOTERA:** Diatermskyddsmod ska föredras om möjligt.

- Hos hjärtsviktpatienter med normal sinusaktivitet kan detta vara skadligt

### Tvåkamarmoder

DDD(R) och VDD(R)-mod får inte användas:

- Hos patienter med kroniska refraktära atriella takyarytmier (förmaksflimmer eller -fladder) som kan utlösa ventrikulär stimulering
- Vid långsam retrograd överledning som inducerar PMT och som inte kan kontrolleras genom att de berörda parametervärdena programmeras om

### Atriella Stimuleringsmoder

I DDD(R)-, DDI(R)-, AAI(R), DDO och AOO-mod kan atriell stimulering vara ineffektivt vid kroniskt förmaksflimmer eller -fladder eller om förmaket inte svarar på elektrisk stimulering. Dessutom kan atriell stimulering vara kontraindicerad vid förekomst av kliniskt signifikanta överledningsrubbningsrubbningar.

**VARNING:** Använd inte förmaks trackingmoder på patienter med kronisk refraktär förmaks takyarytmi. Tracking av förmaks arytmier kan orsaka kammar takyarytmier.

**FÖRSIKTIGHET:** Säkerställ, om en tvåkamarenhet programmeras till AAI(R), att det finns en fungerande RV-elektrod. Om det inte finns någon fungerande RV-elektrod kan programmering till AAI(R) orsaka underavkänning eller överavkänning.

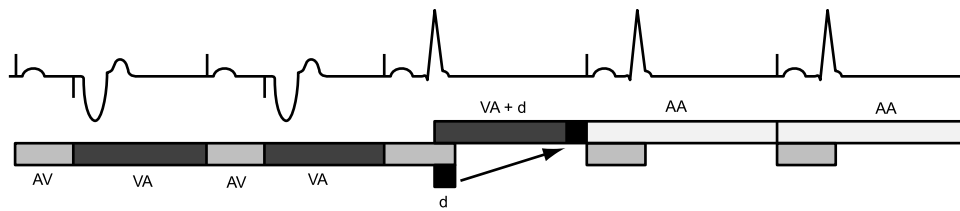
Om du har frågor om patientanpassad behandling, kontakta Boston Scientific via kontaktuppgifterna på det bakre omslaget.

### Basfrekvens (LRL)

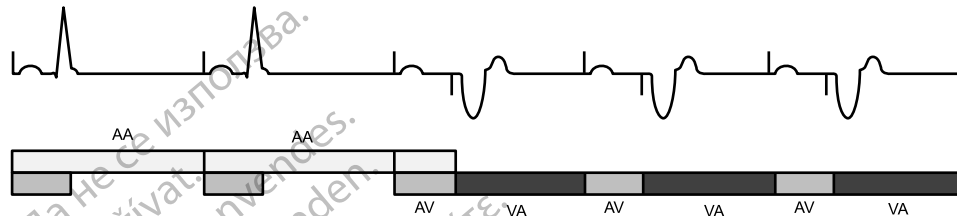
Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

LRL är det antal pulser per minut vid vilket pulsgeneratoren stimulerar kammare och/eller förmak om avkänd egen aktivitet saknas.

Medan kammaren stimuleras (eller om en PVC-episod inträffar) beräknas intervallet mellan en ventrikulär episod och nästa. Om en episod känns av i kammaren (t.ex. spontan AV-överledning som inträffar innan tiden för AV-fördröjning är slut) växlar tidscykeln från en ventrikulär tidsbas till en modifierad atriell tidsbas (Figur 2-1 LRL-tidsövergångar på sida 2-13). Genom växlingen av tidsbas säkerställs det att rätt stimuleringsfrekvenser används eftersom skillnaden mellan egen AV-överledning och programmerad AV-fördröjning tillämpas på det efterföljande V-A-intervallet.



Övergång från V–V-tidscykler till A–A-tidscykler



Övergång från A–A-tidscykler till V–V-tidscykler

Illustration av tidsövergångar ( $d$  = differensen mellan AV-fördröjning och AV-intervall i den första cykeln under vilken egen överledning inträffar. Värdet för  $d$  tillämpas på det efterföljande V–A-intervallet så att övergången blir mjuk och inte påverkar A–A-intervallen).

Figur 2–1. LRL-tidsövergångar

## Maximal trackingfrekvens (MTR)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

MTR är den högsta frekvens vid vilken den stimulerade ventrikulära frekvensen följer icke-refraktära avkända atriella episoder 1:1 om ingen avkänd ventrikulär episod inträffar inom den programmerade tiden för AV-fördröjning. MTR kan användas i atriella synkrona stimuleringsmod, dvs. DDD(R) och VDD(R).

Ta hänsyn till följande när du programmerar MTR:

- Patientens tillstånd, ålder och allmänna hälsotillstånd
- Patientens sinusknutefunktion
- En hög MTR kan vara olämplig för patienter med angina eller andra symptom på myokardischemi vid höga frekvenser

**NOTERA:** Om pulsgeneratorm fungerar i DDDR- eller VDDR-mod kan MSR och MTR programmeras oberoende av varandra till olika värden.

## Övre frekvensbeteende

Hos hjärtsviktspatienter med normal AV-överledning finns det en risk för att biventrikulär stimulering (CRT) inte avges när den atriella frekvensen är högre än MTR. Detta kan vara fallet om AV-fördröjning är längre än patientens egna intrakardiella AV-intervall och om AV-överledning sker, vilket förhindrar ventrikulär stimulering. I båda fallen (AV-block och AV-överledning) påverkas CRT negativt när den atriella frekvensen är högre än MTR, antingen på grund av att AV-fördröjning är suboptimal och förlängd eller på grund av att den biventrikulära stimuleringen har upphört, eller båda.

Om patientens normala atriella frekvens är högre än MTR, överväg att programmera en högre MTR för att säkerställa att atriell synkron biventrikulär stimulering 1:1 avges med den AV-fördröjning som har programmerats. Om möjligheten att programmera en högre MTR begränsas

av det aktuella TARP-värdet ( $AV\text{-fördröjning} + PVARP = TARP$ ), bör du förkorta PVARP innan du förkortar AV-fördröjning för att undvika att AV-fördröjning blir suboptimal för CRT.

När den avkända atriella frekvensen ligger mellan programmerad LRL och MTR avges ventrikulär stimulering 1:1 om ingen avkänd ventrikulär episod inträffar inom den AV-fördröjning som har programmerats. Om den avkända atriella frekvensen är högre än MTR startar pulsgeneratoren en funktion som liknar Wenckebach-block för att förhindra att den stimulerade ventrikulära frekvensen överskrider MTR. Denna Wenckebach-funktion karakteriseras av en progressiv förlängning av AV-fördröjning tills enstaka P-vågor inte längre trackas eftersom de faller inom PVARP. Detta resulterar i att 1:1-förhållandet tillfälligt upphör när pulsgeneratoren synkroniserar sin stimulerade ventrikulära frekvens med nästa avkända P-våg. Om den avkända atriella frekvensen skulle fortsätta att stiga över MTR minskar förhållandet mellan avkända atriella episoder och sekventiellt stimulerade ventrikulära episoder tills 2:1-block är ett faktum (t. ex. 5:4, 4:3, 3:2 och slutligen 2:1).

Du bör göra avkänningsfönstret så stort som möjligt genom att programmera en lämplig AV-fördröjning och PVARP. Vid frekvenser nära MTR kan du göra avkänningsfönstret större genom att programmera en Dynamisk AV-fördröjning och en Dynamisk PVARP. På så vis minimeras användningen av Wenckebach-funktionen.

Högfrekvent atriell tracking begränsas av programmerad MTR och totala förmaksrefraktärtid (TARP) ( $AV\text{-fördröjning} + PVARP = TARP$ ). För att undvika att avkänningsfönstret stängs helt vid MTR tillåts inte TARP-intervall som är längre (låg stimuleringsfrekvens) än det programmerade MTR-intervallet av PRM-enheten.

Om TARP-intervallet är kortare (hög stimuleringsfrekvens) än intervallet för den programmerade MTR så begränsas den ventrikulära stimuleringsfrekvensen till MTR genom pulsgenerators Wenckebach-funktion. Om TARP-intervallet är lika långt som det programmerade MTR-intervallet kan 2:1-block uppstå vid atriella frekvenser som är högre än MTR.

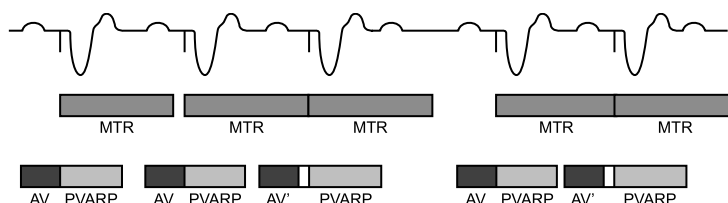
Snabba förändringar i den stimulerade ventrikulära frekvensen (t.ex. Wenckebach-funktion och 2:1-block) på grund av avkända atriella frekvenser som är högre än MTR kan begränsas eller helt förhindras med någon av följande metoder:

- AFR
- ATR
- APP/ProACT
- Parametrar för Frekvensutjämning och sensorsignaler

**NOTERA:** I syfte att detektera förmakstakykardi och uppdatera histogram pågår detektion av atriella episoder under hela hjärtcykeln (utom under atriell blankning), inklusive under AV-fördröjning och PVARP.

### Exempel

Om den atriella frekvensen är högre än MTR sker en progressiv förlängning av AV-fördröjning tills enstaka P-vågor inte längre trackas eftersom de faller inom den atriella refraktärperioden (Figur 2–2 Wenckebach-funktion vid MTR på sida 2-15). Detta resulterar i att 1:1-förhållandet tillfälligt upphör när pulsgeneratoren synkroniserar sin ventrikulära stimulationsfrekvens med nästa trackade P-våg (pacemakerinducerad Wenckebach).



Figur 2–2. Wenckebach-funktion vid MTR

En annan typ av pulsgeneratorfunktion vid övre gränshänsyn (2:1-block) kan uppträda vid tracking av höga atriella frekvenser. Med den här funktionen inträffar varannan spontan atriell episod under PVARP och trackas därför inte (Figur 2–3 Pacemaker 2:1-block på sida 2-15). Detta leder till ett 2:1-förhållande för atriella och ventrikulära episoder eller att den ventrikulära stimuleringsfrekvensen plötsligt faller till hälften av den atriella frekvensen. Vid snabbare atriella frekvenser kan flera atriella episoder falla inom TARP-tiden så att pulsgeneratoren endast trackar var tredje eller var fjärde P-våg. Blockeringen inträder då med frekvenser som 3:1 eller 4:1.

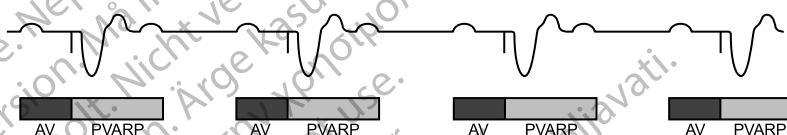


Illustration av pacemakerinducerad 2:1-block där varannan P-våg faller inom PVARP-intervallet.

Figur 2–3. Pacemaker 2:1-block

## Maximal sensorfrekvens (MSR)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

MSR är den högsta stimuleringsfrekvens som tillåts vid frekvensanpassad sensorstyrning.

Ta hänsyn till följande när du programmerar MSR:

- Patientens tillstånd, ålder och allmänna hälsa:
  - Sensorstyrd stimulering vid höga frekvenser kan vara olämpligt för patienter med angina eller andra symtom på myokardischemi vid sådana höga frekvenser
  - Bedömning av lämplig MSR ska göras med utgångspunkt från den högsta stimuleringsfrekvens som patienten tolererar

**NOTERA:** Om pulsgeneratoren fungerar i DDDR- eller VDDR-mod kan MSR och MTR programmeras oberoende av varandra till olika värden.

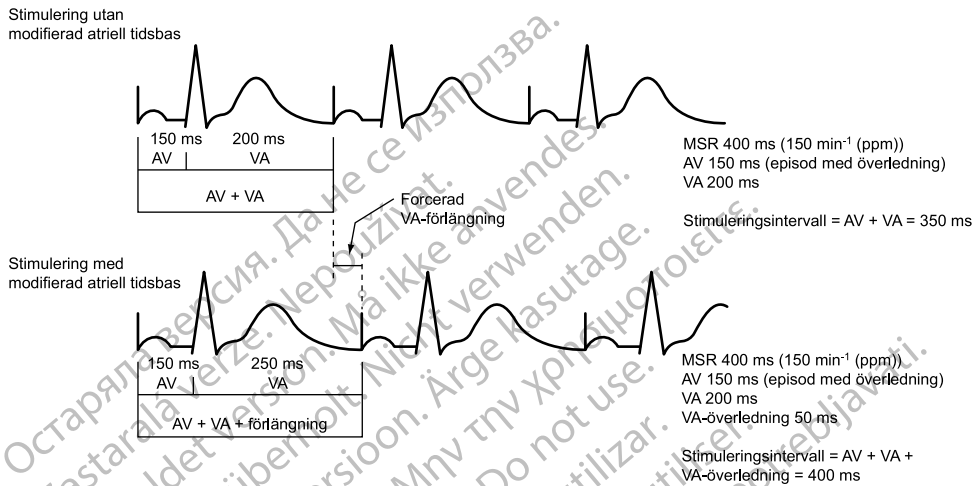
MSR kan oberoende av MTR programmeras till samma, ett högre eller ett lägre värde. Om inställningen för MSR är högre än MTR kan stimulering vid högre frekvenser än MTR förekomma om sensorfrekvensen överskrider MTR.

Stimulering vid högre frekvenser än MSR (när denna har programmerats till ett lägre värde än MTR) kan endast förekomma som respons på avkänd spontan atriell aktivitet.

**FÖRSIKTIGHET:** Stimulering med sensorstyrd frekvens begränsas inte av refraktärperioderna. En lång refraktärperiod som programmerats i kombination med en hög MSR kan resultera i asynkron stimulering under refraktärperioderna, eftersom kombinationen kan ge ett mycket litet avkänningsfönster eller inget alls. Använd Dynamisk AV-fördröjning eller Dynamisk PVARP för att

optimera avkänningsfönster. Om du programmerar en fast AV-fördröjning ska du överväga hur detta påverkar avkänningsresultaten.

Vid spontan överledning bevarar pulsgeneratoren stimuleringsfrekvensen A–A genom att intervallet V–A ökas. Denna ökning fastställs av hur stor skillnaden är mellan AV-fördröjning och den ventrikulära egenöverledningen, vilket ofta kallas för modifierad atriell tidsbas (Figur 2–4 VA-intervallsförlängning och MSR på sida 2-16).



Pulsgenerators algoritmen för tidscyklar möjliggör effektiv stimulering vid MSR med ventrikulär egenöverledning. Ett längre VA-intervall förhindrar att A-stimuleringen överskrider MSR vid höga frekvenser.

Figur 2–4. VA-intervallsförlängning och MSR

## Skydd mot högfrekvent stimulering

är konstruerat så att stimulationsfrekvenser som är högre än MTR/MSR förhindras vid de flesta komponentfel. Denna funktion kan inte programmeras och fungerar oberoende av pulsgenerators huvudkrets för stimulering.

Skyddet mot högfrekvent stimulering förhindrar att stimuleringsfrekvensen ökar över 205 min<sup>-1</sup>.

**NOTERA:** Skyddet mot högfrekvent stimulering ger ingen absolut garanti för att högfrekvent stimulering förhindras.

Under PES och Manuell burststimulering är skyddet mot högfrekvent stimulering tillfälligt avstängt för att möjliggöra stimulering med hög frekvens.

## Ventr. stimuleringskammare

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med alternativet Ventr. stimuleringskammare kan du välja vilken eller vilka kammare som ska ta emot stimuleringspulser.

Följande alternativ finns:

- RV
- LV
- BiV (både RV och LV) – med det här alternativet kan LV-offset användas



**NOTERA:** En RV-elektrod måste implanteras även när enheten har programmerats till LV-stimulering eftersom alla enhetens tidscykler är beroende av RV-elektroden.

På enheter med IS-1- eller LV-1-elektrodanslutning i vänster kammare är nominell LV Elektrodkonfiguration inställd på Ingen. Om den kombineras med en Ventr. stimuleringskammare som är nominellt inställd på BiV uppstår parameterkonflikt. Avsikten med detta är att se till att en lämplig LV Elektrodkonfiguration (två kammare eller en kammare) väljs utifrån den implanterade LV-elektroden.

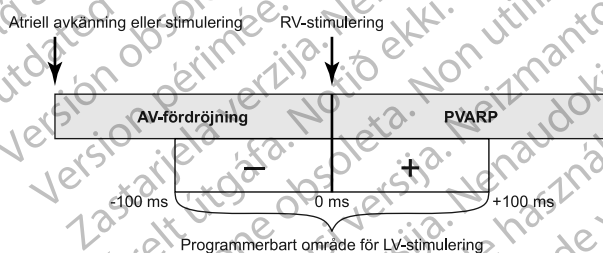
På enheter med IS4-elektrodanslutning i vänster ventrikel är LV Elektrodkonfiguration automatiskt inställd på Fyrpolig.

**FÖRSIKTIGHET:** Programmering av enheten för att endast avge RV-stimulering är inte avsett för behandling av hjärtsvikt. De kliniska effekterna av Endast RV-stimulering för behandling av hjärtsvikt har inte fastställts.

### LV-offset

När Stim.kammare är inställd på BiV kan funktionen LV-offset användas så att du kan justera fördröjningen mellan stimuleringspulsen i vänster kammare och stimuleringspulsen i höger kammare. LV-offset är till för att öka programmeringsmöjligheterna för att koordinera kamrarnas mekaniska respons.

Enheten anpassar automatiskt LV-offset efter höga stimuleringsfrekvenser (VISIONIST och VALITUDE) samt det programmerade tröskelvärdet för takydetektion när biventrikulär stimulering pågår nära den övre frekvensgränsen.



Figur 2-5. Område som kan programmeras för LV-stimulering

**NOTERA:** Det programmerade värdet för AV-fördröjning är grundat på RV-tidscyklerna. Därför påverkas det inte av LV-offset.

## Pulsbredd

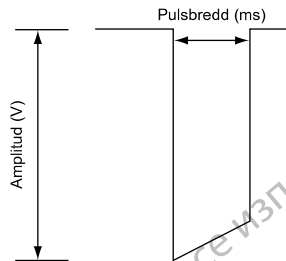
Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Pulsbredd, även kallad pulsduration, fastställer under hur lång tid utpuls ska avges mellan stimuleringselektrodytorna.

Ta hänsyn till följande när du programmerar Pulsbredd:

- Pulsbredden kan programmeras separat för varje kammare.
- Om du ska utföra ett Tröskeltest - pulsbredd rekommenderas en säkerhetsmarginal på minst 3X pulsbredden.
- Den energi som avges till hjärtat är direkt proportionerlig mot Pulsbredd, vilket betyder att en fördubbling av Pulsbredd även fördubblar mängden avgiven energi. Genom att programmera

en kort Pulsbredd, men med tillräcklig säkerhetsmarginal, kan du därför öka batteriets livslängd. För att förhindra förlust av stimulering ska du vara försiktig med att programmera permanenta värden för Pulsbredd som är lägre än 0,3 ms (Figur 2–6 Pulsvågform på sida 2-18).



Figur 2–6. Pulsvågform

## Amplitud

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Pulsamplituden, eller pulsspänningen, mäts i utpulsens framkant (Figur 2–6 Pulsvågform på sida 2-18).

Ta hänsyn till följande när du programmerar Amplitud:

- Amplituden kan programmeras separat för varje kammare.
- Brady-mod kan programmeras till Av med permanent eller temporär programmering. I praktiken innebär detta att Amplitud ställs in på Av så att patientens underliggande rytm kan övervakas.
- Programmerad Amplitud rekommenderas att vara minst 2X stimuleringströskelvärdet för att ge en tillräcklig säkerhetsmarginal. Lägre stimuleringsamplituder bevarar/förlänger livslängden. Programmerad Amplitud bör vara en avvägning mellan en tillräcklig säkerhetsmarginal och effekten på batteriets livslängd. Om PaceSafe har programmerats till På ställs en lämplig säkerhetsmarginal in automatiskt, vilket kan förlänga batteriets livslängd.
- Den energi som avges till hjärtat är direkt proportionell mot kvadraten av amplituden: en fördubbling av amplituden fördubblar den energi som avges. Genom att programmera en låg Amplitud samtidigt som du behåller tillräcklig säkerhetsmarginal kan du därför öka batteriets livslängd.

## PaceSafe

### PaceSafe automatiskt tröskelvärde för höger förmak (RAAT)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN och INTUA.

PaceSafe RAAT är avsedd för att dynamiskt anpassa den atriella stimuleringsenergin så att stimulering i atrium säkerställs genom att utgångsspänningen optimeras till 2X stimuleringströskelvärdet för att ge en tillräcklig säkerhetsmarginal (för tröskelvärden som är lägre än eller lika med 2,5 V). RAAT mäter tröskelvärden mellan 0,2 V och 4,0 V vid 0,4 ms. Energin är minst 2,0 V och högst 5,0 V med en fast pulsbredd på 0,4 ms.

**NOTERA:** För att RAAT ska kunna fungera som den ska behövs en fungerande RV-elektrod och en bipolär atriell elektrod. Det är viktigt att du anger på skärmen Patientinformation att en bipolär elektrod används, i synnerhet om elektrodkonfigurationen för atriell Stim. och Avkänd har programmerats till Unipolär.

**NOTERA:** RAAT kan endast användas på pulsgeneratorer som har programmerats till DDD (R)- och DDI(R)-mod samt Återgångsmod för DDI(R).

Du kan aktivera RAAT genom att välja Auto bland parameteralternativen för Atriell amplitud. Om du programmerar den atriella energin till Auto justeras Pulsbredd automatiskt till 0,4 ms och den atriella utspänningen till ett startvärde på 5,0 V om inget test har lyckats de senaste 24 timmarna.

**NOTERA:** Innan du aktiverar RAAT, överväg att utföra en beordrad atriell automatisk tröskelmätning för att kontrollera att funktionen fungerar som förväntat. Eftersom RAAT-mätning utförs i en unipolär konfiguration kan skillnader förekomma mellan unipolära och bipolära tröskelvärden. Om det bipolära tröskelvärdet är mer än 0,5 V större än det unipolära tröskelvärdet, överväg att programmera en fast Atriell amplitud eller att programmera den atriella stimuleringselektrodkonfiguration till Unipolär.

RAAT är avsedd att fungera med typiskt förekommande kriterier för elektrodimplantation och ett atriellt tröskelvärde mellan 0,2 V och 4,0 V vid 0,4 ms.

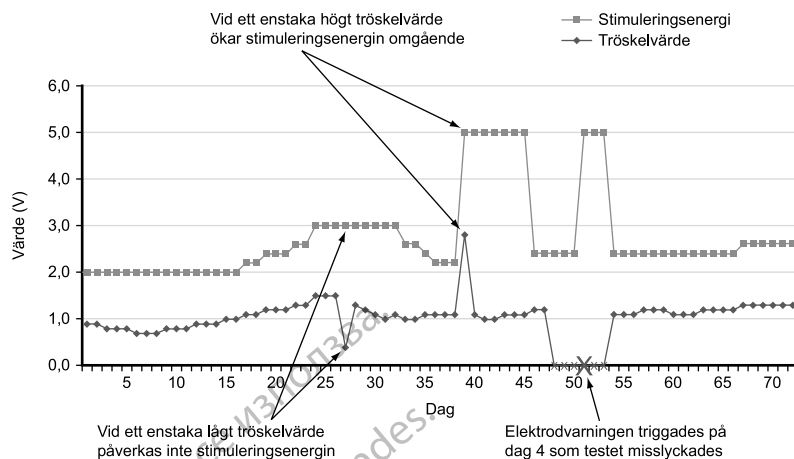
Med hjälp av RAAT-algoritmen beräknas sedan det atriella tröskelvärdet per dag och utspänningen justeras. Under mätningen mäter RAAT ett retnings svar för att bekräfta att hela den atriella stimuleringsenergin når förmaket. Om enheten upprepade gånger inte uppmäter ett retnings svar med tillräcklig amplitud kan ett meddelande om "Låg ER" eller "Störning" visas och algoritmen växlar till en standard pacingamplitud på 5,0 V. Överväg att programmera en fast atriell pacingamplitud i dessa situationer och att göra en ny kontroll vid en senare uppföljning med ett beordrad RAAT-test eftersom RAAT-funktionen kan förbättras med elektrodivväxningen i vävnaden.

Om mätningen lyckas så justeras Atriell amplitud till 2X det högsta uppmätta tröskelvärdet från de sju senaste lyckade ambulatoriska testerna (utgående Amplitud mellan 2,0 och 5,0 V). Sju mätningar används för att ta hänsyn till effekterna av dygnsrytm på tröskelvärdet och säkerställa en tillräcklig säkerhetsmarginal. Detta möjliggör även en snabb energiökning vid plötsliga höjningar av tröskelvärdet medan tröskelvärdet måste vara genomgående lågt för att energin ska minska (ett enstaka lågt tröskelvärde gör t.ex. inte att energin minskar) (Figur 2–7 Hur RAAT-stimuleringsenergin påverkas vid en tröskelvärdesändring på sida 2-20).

**NOTERA:** Eftersom energin är inställd på 2X stimuleringsströskelvärdet för att ge en tillräcklig säkerhetsmarginal och RV-stimulering inträffar kort efter den atriella stimuleringen, sker inte någon stimuleringsbekräftelse slag för slag eller backup för atriell stimulering.

Om du väljer Daglig Trend tillsammans med en fast Amplitud mäts det atriella tröskelvärdet automatiskt var 21 timme utan att det påverkar den programmerade energin.

Funktionen RAAT är gjord för att fungera med flera typer av stimuleringselektroder (t.ex. hög impedans, låg impedans, fixering med hullingar och aktiv fixering).



Figur 2-7. Hur RAAT-stimuleringsenergin påverkas vid en tröskelvärdesändring

### Ambulatorisk mätning av automatiskt tröskelvärde i förmak

Vid mätningen används en RA-stimuleringsvektorspets >> dosa (unipolär) och en RA-avkänningsvektorring >> dosa (unipolär) beroende på om elektroden har programmerats till Unipolär eller BipolärStim/Avkänd.

När RAAT är inställd på Auto eller Daglig Trend utförs automatiska ambulatoriska atriella tröskelmätningar var 21 timme och följande parametrar justeras för att se till att giltiga mätvärden erhålls.

- Startvärdet för den atriella pacingamplituden är den energi som för tillfället används till RAAT. Om detta värde för Amplitud saknas eller om det inte finns några tidigare resultat så är startvärdet för Amplitud 4,0 V.
- Pacingamplituden minskar i steg om 0,5 V över 3,5 V och i steg om 0,1 V vid eller under 3,5 V.
- Stimulerad AV-fördröjning har ett fast värde på 85 ms.
- Avkänd AV-fördröjning har ett fast värde på 55 ms.
- Startvärdet för stimuleringsfrekvensen ställs in på medelvärdet för den atriella frekvensen, LRL eller den sensorindikerade frekvensen, beroende på vilken som är snabbast.
- Om antalet atriella stimuleringar är otillräckligt eller om fusion inträffar så ökas den atriella stimuleringsfrekvensen med  $10 \text{ min}^{-1}$  (den kan ökas ännu en gång), men den blir inte högre än MTR, MSR, MPR,  $110 \text{ min}^{-1}$  eller  $5 \text{ min}^{-1}$  lägre än värdet för VT-detektionsfrekvens.
- Den ventrikulära stimuleringskammaren ändras inte, men om ventrikulär stimulering är inställd på BiV och LV-offset är negativ ställs offset till noll under testning.

Efter de initiala stimuleringarna minskar pulsgeneratoren den atriella energin vid var 3 stimulering tills ett tröskelvärde har fastställts. När förlust av stimulering sker två gånger på en viss energinivå fastställs tröskelvärdet till den föregående energinivå då kontinuerlig stimulering kunde påvisas. Om 3 utlösta slag inträffar på någon nivå så flyttas energin ned en nivå.

**NOTERA:** För att förlust av stimulering under RAAT inte ska framkalla PMT (och därmed avbryta testet i förtid på grund av för många atriella avkänningar) används en PMT-algoritm på pulsgeneratoren. Efter förlust av stimulering vid ett atriellt slag utökas PVARP efter den ventrikulära episoden till 500 ms för att förhindra att en efterföljande P-våg trackas.

Om det dagliga testet inte lyckas återgår RAAT till den tidigare fastställda energinivån. Därefter görs upp till tre nya försök på pulsgeneratoren med en timmes intervall. Om inget test har lyckats efter 4 dagar aktiveras en elektrodivarning och RAAT växlar till Uppehåll.

### Uppehåll av automatiskt tröskelvärde för höger förmak

Om den ambulatoriska mätningen har misslyckats i moden Auto i mer än fyra på varandra följande dagar växlar RAAT till moden Uppehåll med en stimuleringsenergi på 5,0 V och 0,4 ms. De dagliga tröskeltesterna fortsätter med upp till 3 försök per gång. Vid ett lyckat test justerar pulsgeneratoren ned energin till en lägre nivå.

Även om RAAT är avsedd att fungera med ett stort antal elektroder kan elektrodsignalerna hos vissa patienter förhindra att det atriella tröskelvärdet fastställs. I dessa fall fortsätter RAAT i moden Uppehåll vid 5,0 V. I situationer då moden Uppehåll pågår under en längre tid bör du stänga av RAAT helt genom att programmera ett fast värde för atriell energi.

### Beordrad mätning av automatiskt tröskelvärde i förmak

En automatisk mätning av tröskelvärdet kan beordras via skärmen Tröskeltest genom att Autoamplitud anges som Testtyp. Om mätningen lyckas och RAAT har aktiverats så ställs energin automatiskt in på 2X det uppmätta tröskelvärdet i mätningen (mellan 2,0 och 5,0 V). De sju senaste lyckade dagliga mätningarna rensas och det aktuella beordrade testresultatet används som det första lyckade testet i en ny testcykel om sju mätningar. Detta sker för att se till att energinivån omedelbart justeras utifrån resultatet av den aktuella beordrade mätningen i stället för data från tidigare ambulatoriska mätningar. Detta kan du bekräfta genom att kontrollera utgångsspänningen på skärmen Brady-inställningar som visar den faktiska arbetsspänningen enligt RAAT-algoritmen.

Om mätningen misslyckas visas orsaken med en felkod på skärmen Tröskeltest och energin återgår till den tidigare inställda nivån (Tabell 2-1 Koder för tröskeltest på sida 2-22).

**NOTERA:** Vid ett första test av Atriell tröskel efter att pulsgeneratoren har planterats ställs fältet Testtyp in på Auto. Välj önskad testtyp bland fältalternativen för Testtyp och justera eventuella andra programmerbara värden efter behov.

**NOTERA:** För ett beordrat test behövs en fungerande bipolär atriell elektrod. Testet kan utföras i AAI-mod.

### Testresultat och elektrodivarningar

Ett EGM för de senaste lyckade ambulatoriska mätningarna lagras i Arytmiloggbok ("Arytmiloggbok" på sida 4-2). Det resulterande tröskelvärdet finns på skärmen Dagliga mätningar. Du kan granska de EGM som har lagrats om du vill fastställa var förlusten av stimulering inträffade.

Upp till 12 månaders resultat av ambulatoriskt Tröskeltest tillsammans med respektive felkoder och elektrodivarningar visas på skärmarna Daglig mätning och Trender. Mer information om orsaken till att testet misslyckades visas i form av en felkod per dag som ett test har misslyckats. Dessutom visas felkoden på skärmen Tröskeltest om ett beordrat automatiskt tröskeltest misslyckas. En förteckning över felkoderna för Tröskeltest finns nedan (Tabell 2-1 Koder för tröskeltest på sida 2-22).

I följande situationer triggas varningen Kontrollera atriell elektrod:

- Tröskelvärde > Programmerad amplitud visas om RAAT är i moden Daglig trend och de fyra senaste dagarnas ambulatoriska mätresultat är högre än den manuellt programmerade fasta energinivån.

- Uppehåll av Automatiskt tröskelvärde visas om inga tester har lyckats de fyra senaste på varandra följande dagarna i moden Auto eller Daglig Trend.

Tabell 2–1. Koder för tröskeltest

Kod	Orsak
N/R: PG telemetri	Telemetri startades under en ambulatorisk mätning
N/R: tappad kommunikation	Telemetrin avbröts under ett beordrat test
N/R: ingen stimulering	Stimulering uteblev vid det beordrade testets startamplitud eller stimulering är >4,0 V vid en ambulatorisk mätning
N/R: modbyte	ATR-modbyte startade eller stannade
N/R: fall av fusion	Antalet på varandra följande eller det sammanlagda antalet fall av fusion är för stort
Ingen data insamlad	Antingen uppnåddes det lägsta värdet för pacingamplituden utan att stimulering uteblev vid en ambulatorisk mätning eller har varken Auto eller Daglig Trend aktiverats för ett ambulatoriskt resultat
N/R: låg batterinivå	Testet utfördes inte på grund av statusen Tog batteriet slut
N/R: störning	Antalet på varandra följande störningar i avkänningskanalen eller antalet störningscykler i retningssvaret är för stort
N/R: inkompatibel mod	Antingen förelåg en inkompatibel Brady-mod (t.ex. VDI Återgångsmod, Magnetmod) eller utlöstes en Säkerhetsomkopplare för elektrod
N/R: för hög frekvens	Frekvensen var för hög i början av testet – vid en frekvensökning skulle frekvensen antingen bli för hög eller så behövdes mer än 2 frekvensökningar
N/R: avbruten	Det beordrade testet avbröts av användaren
N/R: fall av egenslag	Antalet hjärtcykler under testet var för högt
N/R: test hindrat	Testet försenades på grund av att telemetri användes, att en VT-episod redan pågick eller att Diatermi-mod, MRT-skyddsmod eller RAAT aktiverades medan enheten var i moden Lagring
N/R: andning	För hög andningsartefakt
N/R: låg ER	Det gick inte att göra en ordentlig bedömning av retningssvaret
Auto N/R	Antingen uppnåddes det lägsta värdet för pacingamplituden utan att stimulering uteblev vid ett beordrat test eller så avbröts telemetrin manuellt under ett beordrat test
Ogiltig felkod	Oväntat fel

### PaceSafe automatiskt tröskelvärde för höger kammare (RVAT)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

PaceSafe RVAT är avsedd för att dynamiskt anpassa stimuleringsenergin till höger ventrikel så att stimulering i ventrikeln säkerställs genom att utgångsspänningen optimeras till 2X stimuleringströskelvärdet för att ge en tillräcklig säkerhetsmarginal (för tröskelvärden som är lägre än eller lika med 2,5 V). RVAT mäter tröskelvärden mellan 0,2 V och 3,0 V vid 0,4 ms. Energin är minst 2,0 V och högst 5,0 V med en fast pulsbredd på 0,4 ms.

**NOTERA:** RVAT kan användas i moderna DDD(R), DDI(R), VDD(R) och VVI(R) samt i återgångsmod för VDI(R) och DDI(R).

Du kan aktivera RVAT genom att välja Auto bland parameteralternativen för Ventrikulär amplitud. Om du börjar med en fast amplitud som är högre än 3,5 V ska du programmera en fast amplitud på 3,5 V innan du väljer Auto. När du programmerar den ventrikulära energin till Auto så justeras

Pulsbredd automatiskt till 0,4 ms och den ventrikulära utspänningen till ett startvärde på 5,0 V om inget test har lyckats de senaste 24 timmarna.

**NOTERA:** Innan du aktiverar RVAT, överväg att utföra en beordrad ventrikulär automatisk tröskelmätning för att kontrollera att funktionen fungerar som förväntat.

RVAT är avsedd att fungera med typiskt förekommande kriterier för elektrodimplantation och mäta ett ventrikulärt tröskelvärde mellan 0,2 V och 3,0 V vid 0,4 ms.

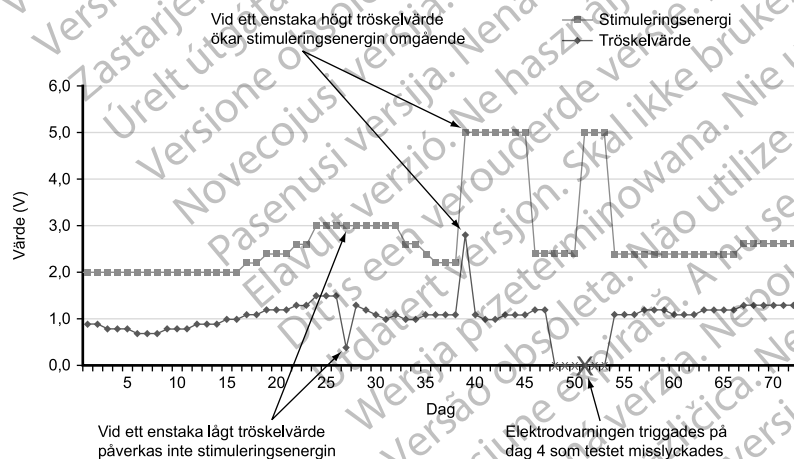
Med hjälp av RVAT-algoritmen beräknas sedan det ventrikulära tröskelvärdet varje dag och utspänningen justeras. Under mätningen bekräftar RVAT med hjälp av ett retnings svar att hela den ventrikulära stimuleringsenergin når kammaren.

Om mätningen lyckas så justeras Ventrikulär amplitud till 2X det högsta uppmätta tröskelvärdet från de sju senaste lyckade ambulatoriska testerna mellan 2,0 och 5,0 V. Sju tester används för att ta hänsyn till effekterna av dygnsrytm på tröskelvärdet och säkerställa en tillräcklig säkerhetsmarginal. Detta möjliggör även en snabb energiökning vid plötsliga höjningar av tröskelvärdet medan tröskelvärdet måste vara genomgående lågt för att energin ska minska (ett enstaka lågt tröskelvärde gör t.ex. inte att energin minskar) (Figur 2–8 Hur RVAT-stimuleringsenergin påverkas vid tröskelvärdesändringar på sida 2-23).

**NOTERA:** Eftersom energin är inställd på en 2X stimuleringsströskelvärde för att ge en tillräcklig säkerhetsmarginal förekommer ingen stimuleringsbekräftelse slag för slag.

Om du väljer Daglig Trend tillsammans med en fast Amplitud så mäts det ventrikulära tröskelvärdet automatiskt var 21 timme utan att det påverkar den programmerade energin.

Funktionen RVAT är gjord för att fungera med flera typer av stimuleringselektroder (t.ex. hög impedans, låg impedans, fixering med hullingar och positiv fixering). Dessutom är RVAT oberoende av elektrod polariteten för stimulering och avkänning. Elektrodkonfigurationen för ventrikulär Stim. och Avkänd kan programmeras till Unipolär eller Bipolär.



Figur 2–8. Hur RVAT-stimuleringsenergin påverkas vid tröskelvärdesändringar

### Ambulatorisk mätning av automatiskt tröskelvärde i höger kammare

När RVAT är inställd på Auto eller Daglig Trend utförs ambulatoriska ventrikulära automatiska tröskelmätningar var 21 timme.

I atriella trackingmoder justeras följande parametrar efter de automatiskt uppmätta tröskelvärdena för att säkerställa giltiga mätresultat:

- Stimulerad AV-fördröjning har ett fast värde på 60 ms.

- Avkänd AV-fördröjning har ett fast värde på 30 ms.
- LV-stimuleringen är tillfälligt avstängd för att RV-retningssvaret ska kunna analyseras.
- Initial ventrikulär pacingamplitud är 3,5 V.
- Pacingamplituden minskar i steg om 0,1 V.
- En backupstimulering på 5,0 V avges cirka 70 ms efter varje stimuleringspuls.

I moder utan tracking justeras följande parametrar efter de automatiskt uppmätta tröskelvärdena för att säkerställa giltiga mätresultat:

- Stimulerad AV-fördröjning har ett fast värde på 60 ms.
- LV-stimuleringen är tillfälligt avstängd för att RV-retningssvaret ska kunna analyseras.
- Initial ventrikulär pacingamplitud är 3,5 V.
- Pacingamplituden minskar i steg om 0,1 V.
- En backupstimulering på 5,0 V avges cirka 70 ms efter varje stimuleringspuls.
- Den ventrikulära stimuleringsfrekvensen ökar med 10 min<sup>-1</sup> över den aktuella frekvensen (stimuleringsfrekvens eller egenfrekvens) och hindras vid den lägsta inställningen av MPR, MSR, 110 min<sup>-1</sup> eller 5 min<sup>-1</sup> under VT detektionsfrekvens.

**NOTERA:** Om fusion (eventuellt en störning) detekteras så förlängs AV-intervallet och/eller V-V-intervallet under den efterföljande hjärtcykeln i ett försök att särskilja fusionslag från stimuleringsvar i kammaren.

Efter de initiala stimuleringarna minskar pulsgeneratoren den ventrikulära energin vid var 3 stimulering tills ett tröskelvärde har fastställts. Ytterligare stimuleringspulser avges vid förekomst av fusion eller återkommande förlust av stimuleringsvar. Tröskelvärde fastställs till den föregående energinivå då kontinuerligt stimuleringsvar kunde påvisas.

Om det dagliga testet misslyckas återgår RVAT till den tidigare fastställda energinivån. Enheten gör sedan upp till tre nya försök med en timmes intervall. Om inget test har lyckats efter fyra dagar aktiveras en elektrodvarning och RVAT växlar till Uppehåll.

#### Uppehåll av Automatiskt Tröskelvärde för Höger Ventrikel

Om den ambulatoriska mätningen har misslyckats i moden Auto i mer än fyra på varandra följande dagar växlar RVAT till moden Uppehåll med en stimuleringsenergi på 5,0 V och 0,4 ms. De dagliga tröskelmätningarna fortsätter med upp till tre försök per gång. Vid ett lyckat test justerar pulsgeneratoren ned energin till en lägre nivå.

Även om RVAT är avsedd att fungera med ett stort antal elektroder kan elektrodsignalerna hos vissa patienter förhindra att det ventrikulära tröskelvärdet fastställs. I dessa fall fortsätter RVAT i moden Uppehåll vid 5,0 V. I situationer då moden Uppehåll pågår under en längre tid bör du stänga av RVAT genom att programmera ett fast värde för ventrikulär energi.

#### Beordrad mätning av automatiskt tröskelvärde i höger kammare

En automatisk mätning av tröskelvärdet kan beordras via skärmen Tröskeltest genom att Autoamplitud anges som Testtyp. Om mätningen lyckas med den aktuella programmeringen för elektrodkonfiguration och RVAT är aktiverad så ställs energin automatiskt in på 2X det uppmätta tröskelvärdet i mätningen (mellan 2,0 och 5,0 V). De sju senaste lyckade dagliga mätningarna rensas och det aktuella beordrade testresultatet används som det första lyckade testet i en ny



testcykel om sju mätningar (om mätningen utförs med den aktuella programmeringen för elektrodkonfiguration). Detta sker för att se till att energinivån omedelbart justeras utifrån resultatet av den aktuella beordrade mätningen i stället för data från tidigare ambulatoriska mätningar. Detta kan du bekräfta genom att kontrollera utgångsspänningen på skärmen Brady-inställningar som visar den faktiska arbetsspänningen enligt RVAT-algoritmen.

Backupstimulering avges med 5,0 V cirka 70 ms efter den primära stimuleringen varje gång förlust av stimuleringssvar inträffar under beordrade mätningar.

Om mätningen misslyckas visas orsaken på skärmen Tröskeltest och energin återgår till den tidigare inställda nivån (Tabell 2–2 Felkoder för tröskeltest på sida 2-25).

**NOTERA:** Vid en första Ventrikulär tröskeltest efter att pulsgeneratoren har implanterats ställs fältet Testtyp in på Auto. Välj den Testtyp som du vill använda bland fältalternativen och justera andra programmerbara värden efter behov.

### Testresultat och elektrodivarningar

Ett EGM för de senaste lyckade ambulatoriska mätningarna lagras i Arytmiloggbok ("Arytmiloggbok" på sida 4-2). Det resulterande tröskelvärde finns på skärmen Dagliga mätningar. Du kan granska de EGM som har lagrats om du vill fastställa var förlusten av stimuleringssvar inträffade.

Upp till 12 månaders resultat av ambulatoriskt Tröskeltest tillsammans med respektive felkoder och elektrodivarningar visas på skärmarna Daglig mätning och Trender. Mer information om orsaken till att testet misslyckades visas i form av en felkod per dag som ett test har misslyckats. Dessutom visas felkoden på skärmen Tröskeltest om ett beordrat automatiskt tröskeltest misslyckas. En förteckning över felkoderna för Tröskeltest finns nedan (Tabell 2–2 Felkoder för tröskeltest på sida 2-25).

I följande situationer triggas varningen Kontrollera RV-elektrod:

- Tröskelvärde > Programmerad amplitud visas om RVAT är i moden Daglig trend och de fyra senaste dagarnas ambulatoriska mätresultat är högre än den manuellt programmerade fasta energinivån.
- Uppehåll av Automatiskt tröskelvärde visas om inga tester har lyckats de fyra senaste på varandra följande dagarna i moden Auto eller Daglig trend.

Tabell 2–2. Felkoder för tröskeltest

Kod	Orsak
N/R: PG telemetri	Telemetri startades under en ambulatorisk mätning
N/R: tappad kommunikation	Telemetrin avbröts under ett beordrat test
> 3,0 V	Ett tröskelvärde mellan 3,5 och 3,1 V uppmättes för beordrade eller ambulatoriska tester
N/R: ingen capture	Stimuleringssvar uteblev vid startamplituden för beordrade eller ambulatoriska tester
N/R: modbyte	ATR antingen startade eller stannade (mätningen lyckas om ATR redan är aktiv och är fortsatt aktiv under mätningen)
Ingen data insamlad	Antingen uppnåddes det lägsta värdet för pacingamplituden utan att stimuleringssvar uteblev vid en ambulatorisk mätning eller är varken Auto eller Daglig Trend aktiverad för ett ambulatoriskt testresultat
N/R: låg batterinivå	Testet utfördes inte på grund av statusen Tog batteriet slut
N/R: störning	Antalet på varandra följande störningar i avkänningskanalen eller antalet störningscykler i retningssvaret är för stort

Tabell 2–2. Felkoder för tröskeltest (fortsättning följer)

Kod	Orsak
N/R: inkompatibel mod	Testet misslyckades på grund av ett inkompatibelt Brady-mod (Magnetmod)
N/R: för hög frekvens	Frekvensen var för hög i början av eller under mätningen
N/R: avbruten	Det beordrade testet avbröts av användaren
N/R: fall av egenslag	Antalet hjärtcykler under testet var för högt
N/R: test hindrat	Testet försenades på grund av att telemetri användes, att en VT-episod redan pågick eller att Diatermi-mod, MRT-skyddsmod eller RVAT aktiverades medan enheten var i moden Lagring
N/R: andning	För hög andningsartefakt
N/R: låg ER	Det gick inte att göra en ordentlig bedömning av retningssvaret
Auto N/R	Antingen uppnåddes det lägsta värdet för pacingamplituden utan att stimuleringsvar uteblev vid ett beordrat test eller så avbröts telemetern manuellt under ett beordrat test
Ogiltig felkod	Oväntat fel

### PaceSafe Automatiskt tröskelvärde för vänster kammare (LVAT)

Den här funktionen kan användas på VISIONIST-enheter.

Funktionen PaceSafe LVAT är avsedd för att dynamiskt anpassa stimuleringsenergin till vänster kammare så att stimuleringsvar i vänster kammare säkerställs med hjälp av en programmerbar Säkerhetsmarginal. Genom LVAT mäts tröskelvärden från 0,2 V upp till den programmerbara gränsen Maximal amplitud (högst 7,5 V). Energinivån ligger på en minimiamplitud på 1,0 V upp till den programmerbara gränsen för Maximal amplitud på 7,5 V (med en programmerbar pulsbredd).

**NOTERA:** LVAT kan användas i moderna DDD(R), DDI(R), VDD(R) och VVI(R) samt i återgångsmod för VDI(R) och DDI(R).

**NOTERA:** LVAT kan användas med alla konfigurationer för bipolär och unipolär LV-stimulering men inte på fyrpoliga enheter.

Du kan aktivera LVAT genom att välja Auto bland parameteralternativen för Vänster ventrikulär amplitud. Gränsvärdena Maximal amplitud och Säkerhetsmarginal kan programmeras via knappen Stimulerings- och avkänningsdetaljer. De programmerbara gränsvärdena Maximal amplitud och Säkerhetsmarginal är till för att läkaren ska kunna optimera säkerhetsmarginalen men samtidigt förhindra stimulering av diafragma. För att fastställa en lämplig kombination bör du utföra mätningarna med flera LV-stimuleringskonfigurationer.

Om du börjar med en fast amplitud som är högre än den programmerbara högsta gränsen ska du programmera en lägre amplitud innan du väljer Auto. När du programmerar energin för vänster kammare till Auto ställs utspänningen för vänster kammare automatiskt in på det programmerbara gränsvärdet Maximal amplitud om inget test har lyckats de senaste 24 timmarna.

**NOTERA:** Innan du aktiverar LVAT, överväg att utföra en beordrad automatisk tröskelmätning i vänster kammare för att kontrollera att funktionen fungerar som förväntat.

LVAT är avsedd att fungera med typiskt förekommande kriterier för elektrodimplantation och ett tröskelvärde för vänster kammare mellan 0,2 V och det programmerbara gränsvärdet för Maximal amplitud.

Med hjälp av LVAT-algoritmen beräknas sedan tröskelvärdet för vänster kammare varje dag och utspänningen justeras. Under mätningen bekräftar LVAT med hjälp av ett retnings svar att hela

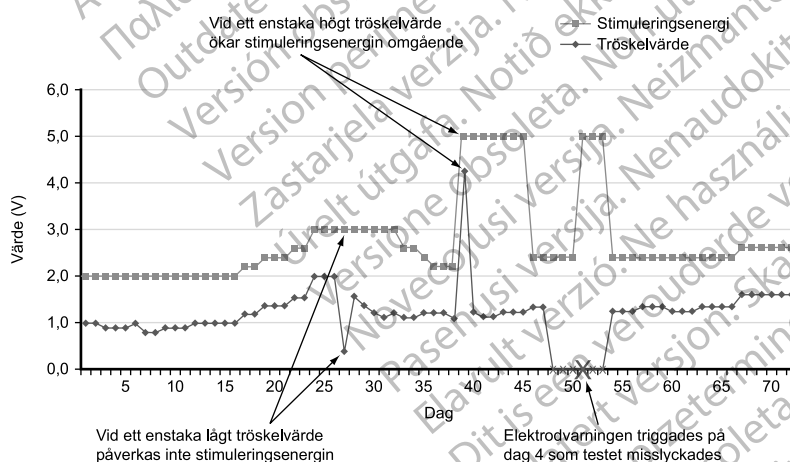
stimuleringsenergin för vänster kammare når vänster kammare. Om enheten upprepade gånger inte uppmäter ett retnings svar med tillräckligt hög kvalitet kan ett meddelande om "Egna slag" eller "Fall av fusion" visas och algoritmen växlar till det programmerade gränsvärdet för Maximal amplitud. Överväg att programmera en fast pacingamplitud i dessa situationer och att göra en ny kontroll vid en senare uppföljning med ett beordrat LVAT-test eftersom LVAT-funktionen kan förbättras med elektrodinväxningen i vävnaden.

Om mätningen lyckas justeras Vänster ventrikulär amplitud genom att en programmerbar Säkerhetsmarginal läggs till det högsta uppmätta tröskelvärdet från de sju senaste lyckade ambulatoriska testerna (mellan 1,0 V och det programmerbara gränsvärdet Maximal amplitud). Sju mätningar används för att ta hänsyn till effekterna av dygnsrytm på tröskelvärdet och säkerställa en tillräcklig säkerhetsmarginal. Detta möjliggör även en snabb energiökning vid plötsliga höjningar av tröskelvärdet medan tröskelvärdet måste vara genomgående lågt för att energin ska minska (ett enstaka lågt tröskelvärde gör t.ex. inte att energin minskar) (Figur 2–9 Så här påverkas LVAT-stimuleringsenergin av tröskelvärdesändringar (med en programmerbar Maximal amplitud på 5,0 V och en Säkerhetsmarginal på 1,0 V) på sida 2-27).

**NOTERA:** Eftersom en programmerbar Säkerhetsmarginal är inställd för energinivån så förekommer ingen stimuleringsbegränsning slag för slag.

Om du väljer Daglig trend tillsammans med en fast Amplitud så mäts tröskelvärdet för vänster kammare automatiskt var 21 timme utan att det påverkar den programmerade energin.

Funktionen LVAT är gjord för att fungera med flera typer av stimuleringselektroder (t.ex. hög impedans, låg impedans) och är oberoende av elektrodkonfigurationen för Stimulering och Avkänning. Om funktionen Säkerhetsomkopplare för elektrod används rensas de senaste sju dagarnas dagliga mätningar och LVAT används i en Unipolär konfiguration.



**Figur 2–9. Så här påverkas LVAT-stimuleringsenergin av tröskelvärdesändringar (med en programmerbar Maximal amplitud på 5,0 V och en Säkerhetsmarginal på 1,0 V)**

### Ambulatorisk mätning av automatiskt tröskelvärde i vänster kammare

När LVAT är inställd på Auto eller Daglig trend utförs ambulatoriska automatiska tröskelmätningar i vänster kammare var 21 timme.

I atriella trackingmoder justeras följande parametrar efter de automatiskt uppmätta tröskelvärdena för att säkerställa giltiga mätresultat:

- Stimulerad AV-fördröjning har ett fast värde på 140 ms.
- Avkänd AV-fördröjning har ett fast värde på 110 ms.

- RV-stimulering avges som backupstimulering under LV-mätningen med en tillämpad LV-offset på –80 ms.
- Initial pacingamplitud för vänster kammare är det programmerbara gränsvärdet Maximal amplitud.
- Pacingamplituden minskar i steg om 0,5 V över 3,5 V och i steg om 0,1 V vid eller under 3,5 V.

I moder utan tracking justeras följande parametrar efter de automatiskt uppmätta tröskelvärdena för att säkerställa giltiga mätresultat:

- Stimulerad AV-fördröjning har ett fast värde på 140 ms.
- RV-stimulering avges som backupstimulering under LV-mätningen med en tillämpad LV-offset på –80 ms.
- Initial pacingamplitud för vänster kammare är det programmerbara gränsvärdet Maximal amplitud.
- Pacingamplituden minskar i steg om 0,5 V över 3,5 V och i steg om 0,1 V vid eller under 3,5 V.
- Den ventrikulära stimuleringsfrekvensen ökar med  $10 \text{ min}^{-1}$  över den aktuella frekvensen (stimuleringsfrekvens eller egenfrekvens) och hindras vid den lägsta inställningen av MPR, MSR,  $110 \text{ min}^{-1}$  eller  $5 \text{ min}^{-1}$  under lägsta VT detektionsfrekvens.

Efter de initiala stimuleringarna minskar pulsgeneratoren energin för vänster kammare vid var 3:e stimulering tills ett tröskelvärde har fastställts. Ytterligare stimuleringspulser avges vid förekomst av fusion eller återkommande förlust av stimuleringsvar. Tröskelvärde fastställs till den föregående energinivå då kontinuerligt stimuleringsvar kunde påvisas.

Om det dagliga testet misslyckas återgår LVAT till den tidigare fastställda energinivån. Enheten gör sedan upp till tre nya försök med en timmes intervall. Om inget test har lyckats efter fyra dagar aktiveras en elektroddvarning och LVAT växlar till Uppehåll.

#### Uppehåll av automatiskt tröskelvärde för vänster kammare

Om den ambulatoriska mätningen misslyckas i moden Auto i fyra på varandra följande dagar så växlar LVAT till moden Uppehåll och stimuleringsenergin avges med den programmerbara pulsbredden och Maximal amplitud. Tröskelmätningarna fortsätter med upp till tre nya försök per dag. Vid ett lyckat test justerar pulsgeneratoren ned energin till en lägre nivå.

Även om LVAT är avsedd att fungera med ett stort antal elektroder kan elektrodsignalerna hos vissa patienter förhindra att tröskelvärdet för vänster kammare fastställs. I dessa fall fortsätter LVAT i moden Uppehåll med det programmerbara gränsvärdet Maximal amplitud. I situationer då moden Uppehåll pågår under en längre tid bör du stänga av LVAT helt genom att programmera ett fast värde för energin för vänster kammare.

#### Beordrad automatisk mätning av tröskelvärde i vänster kammare

En automatisk mätning av tröskelvärdet kan beordras via skärmen Tröskeltest genom att Autoamplitud anges som Testtyp. Om mätningen lyckas med den aktuella programmeringen för elektrodkonfiguration och LVAT är aktiverad så ställs energin automatiskt in genom att en programmerbar Säkerhetsmarginal adderas till det uppmätta tröskelvärdet i mätningen (mellan 1,0 V och det programmerade gränsvärdet Maximal amplitud). De sju senaste lyckade dagliga mätningarna rensas och det aktuella beordrade testresultatet används som det första lyckade testet i en ny testcykel om sju mätningar (om mätningen utförs med den aktuella programmeringen för elektrodkonfiguration). Detta sker för att se till att energinivån omedelbart

justeras utifrån resultatet av den aktuella beordrade mätningen i stället för data från tidigare ambulatoriska mätningar. Detta kan du bekräfta genom att kontrollera utgångsspänningen på skärmen Brady-inställningar som visar den faktiska arbetsspänningen enligt LVAT-algoritmen.

RV-stimulering avges som backupstimulering under LV-mätningen med en tillämpad LV-offset på –80 ms.

Om mätningen misslyckas visas orsaken på skärmen Tröskeltest och energin återgår till den tidigare inställda nivån (Tabell 2–3 Felkoder för tröskeltest på sida 2-29).

**NOTERA:** Vid en första Ventrikulär tröskeltest efter att pulsgeneratoren har implanterats ställs fältet Testtyp in på Auto. Välj den Testtyp som du vill använda bland fältalternativen och justera andra programmerbara värden efter behov.

### Testresultat och elektrodivarningar

Ett EGM för de senaste lyckade ambulatoriska mätningarna lagras i Arytmiloggbok ("Arytmiloggbok" på sida 4-2). Det resulterande tröskelvärde finns på skärmen Dagliga mätningar. Du kan granska de EGM som har lagrats om du vill fastställa var förlusten av stimuleringssvar inträffade.

Upp till 12 månaders resultat av ambulatoriskt Tröskeltest tillsammans med respektive felkoder och elektrodivarningar visas på skärmarna Daglig mätning och Trender. Mer information om orsaken till att testet misslyckades visas i form av en felkod per dag som ett test har misslyckats. Dessutom visas felkoden på skärmen Tröskeltest om ett beordrat automatiskt tröskeltest misslyckas. En förteckning över felkoderna för Tröskeltest finns nedan (Tabell 2–3 Felkoder för tröskeltest på sida 2-29).

I följande situationer triggas varningen Kontrollera LV-elektrod:

- Tröskelvärde > Programmerad amplitud visas om LVAT är i moden Daglig trend och de fyra senaste dagarnas ambulatoriska mätresultat är högre än den manuellt programmerade fasta energinivån.
- Uppehåll av Automatiskt tröskelvärde visas om inga tester har lyckats de fyra senaste på varandra följande dagarna i moden Auto eller Daglig trend.

Tabell 2–3. Felkoder för tröskeltest

Kod	Orsak
N/R: PG telemetri	Telemetri startades under en ambulatorisk mätning
N/R: tappad kommunikation	Telemetrin avbröts under ett beordrat test
N/R: ingen capture	Stimuleringssvar uteblev vid startamplitud
N/R: modbyte	ATR antingen startade eller stannade (mätningen lyckas om ATR redan är aktiv och är fortsatt aktiv under mätningen)
Ingen data insamlad	Det lägsta värdet för pacingamplituden uppnåddes utan att stimuleringssvar uteblev vid en ambulatorisk mätning, varken Auto eller Daglig trend är aktiverad för ett ambulatoriskt testresultat eller så förekom ett otillåtet antal initiala stimuleringar
N/R: låg batterinivå	Testet utfördes inte på grund av statusen Tog batteriet slut
N/R: störning	Antalet på varandra följande störningscykler i avkänningskanalen är för stort
N/R: inkompatibel mod	Testet misslyckades på grund av ett inkompatibelt Brady-mod (Magnetmod)
N/R: för hög frekvens	Frekvensen var för hög i början av eller under mätningen
N/R: avbruten	Det beordrade testet avbröts av användaren

Tabell 2–3. Felkoder för tröskeltest (fortsättning följer)

Kod	Orsak
N/R: fall av egenlag	Antingen var antalet hjärtcykler för högt under mätningen eller så startades programmet om för många gånger
N/R: test hindrat	Testet försenades på grund av att telemetri användes, att en VT-episod redan pågick, Diatermi-mod, MRT-skyddsmod eller LVAT var aktiverat medan enheten var i Lagringsmod
Auto N/R	Antingen uppnåddes det lägsta värdet för pacingamplituden utan att stimulerings svar uteblev vid ett beordrat test eller så avbröts telemetrin manuellt under ett beordrat test
N/R: fall av fusion	Testet misslyckades på grund av ett för högt antal på varandra följande fusionslag

## Sensitivitet

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Funktionen Sensitivitet kan programmeras till antingen AGC-avkänning eller Fast avkänning. Med hjälp av funktionen Sensitivitet kan pulsgeneratoren detektera egna hjärtsignaler hos patienten som är högre än det värde som har programmerats för Fast Sensitivitet eller den ökande sensitiviteten för AGC. Genom att justera värdet Sensitivitet flyttas det atriella och/eller ventrikulära avkänningsintervallet till en högre eller lägre sensitivitet. Detektions- och tidscykelbeslut baseras på de avkända hjärtsignalerna. Även om de atriella och ventrikulära värdena för Sensitivitet kan programmeras oberoende av varandra måste samma typ av avkänningsmetod (AGC eller Fast) användas i samtliga kammare.

- **Hög Sensitivitet (lågt programmerat värde)** – när Sensitivitet har programmerats till en inställning med hög känslighet kanske pulsgeneratoren detekterar signaler som inte är kopplade till depolarisationen (överavkänning, till exempel avkänning av myopotentialer)
- **Låg Sensitivitet (høgt programmerat värde)** – när Sensitivitet har programmerats till en inställning med låg känslighet kanske pulsgeneratoren inte detekterar depolarisationssignalen (underavkänning)

**FÖRSIKTIGHET:** Om en VDD-elektrod används i en tvåkammarenhet kan det hända att de atriella elektrodytorna saknar kontakt med förmaksväggen. I sådana fall kan den uppmätta depolarisationssignalen ha en förhållandevis låg amplitud och därför behöva en inställning med högre sensitivitet.

**NOTERA:** Användning av VDD-elektroder är inte förenlig med användarvillkoren för statusen MR med villkor. Varningar, försiktighetsåtgärder och annan information om MRT-undersökning finns i den tekniska användarhandboken för MRT.

**WARNING:** Rubbnig av den vänsterkammars elektroden till en position i närheten av atrium kan orsaka överavkänning i förmaket och inhibering av vänsterkammars stimulering.

Om parametern Sensitivitet för en kammare måste justeras ska alltid den inställning väljas som ger en lämplig avkänning av egenaktivitet och i högsta mån förhindrar överavkänning och underavkänning.

Om korrekt avkänning inte kan återställas genom en justering, eller om underavkänning eller överavkänning observeras efter en ändring, överväg något av följande (med hänsyn till patientspecifika faktorer):

- Programmera om Avkänningsmetod från Fast till AGC eller från AGC till Fast

**NOTERA:** Den Avkänningsmetod som väljs gäller för samtliga kammare. När du har ändrat Avkänningsmetod, se till att avkänningen fungerar som den ska i samtliga kammare.

- Programmera om sensitivetsvärdet för AGC eller Fast
- Utvärdera konfigurationen för avkänningselektroden (Unipolär kontra Bipolär eller Bipolär kontra Unipolär)
- Programmera om Refraktärtid eller blankningsperioden mellan kamrarna på rätt sätt för att åtgärda den underavkänning eller överavkänning som har observerats
- Flytta elektroden
- Implantera en ny avkänningselektrod

Efter ändringar av Sensitivitet ska pulsgenerators utvärderas för att kontrollera om avkänning och stimulering fungerar som de ska.

**FÖRSIKTIGHET:** Vid varje ändring av en parameter för Sensitivitet eller modifiering av avkänningselektroden är det alltid viktigt att kontrollera att avkänningen är tillfredsställande. Att programmera Sensitivitet till det högsta värdet (lägst sensitivitet) kan leda till försenad detektion eller underavkänning av hjärtaktivitet. På samma sätt kan programmering till det lägsta värdet (högst sensitivitet) leda till överavkänning av icke-kardiella signaler.

#### Unipolär avkänning

När unipolär avkänningskonfiguration har programmerats detekteras hjärtsignalerna mellan elektrodspetsen och pulsgeneratorhöljet. I unipolär avkänningskonfiguration kan pacemakern i regel urskilja svagare egna hjärtsignaler hos patienten än i bipolär konfiguration. Men den unipolära konfigurationen är också känsligare för myopotentialer. I bipolära konfigurationer är sensitiviteten störst för signaler som har sitt ursprung nära elektrodspetsen och ringen, eftersom avståndet mellan spets- och ringelektrodytorna är förhållandevis kort. Som resultat är det mindre troligt att pulsgenerators känner av myopotentialer och andra signaler som inte är kopplade till depolarisation.

**NOTERA:** Överväg att använda Fast avkänning istället för AGC för patienter som är pacemakerberoende eller har elektroder som är unipolärt programmerade.

**NOTERA:** Hur blankningsperioden fungerar beror på vilken Elektrodkonfiguration som har valts. Mer information finns i avsnittet om blankning ("Blankning mellan kammare" på sida 2-93).

**FÖRSIKTIGHET:** Amplituden och utbredning av myopotentiella stöningar ökar i unipolära elektrodkonfigurationer, jämfört med bipolära elektrodkonfigurationer. För patienter med en unipolär elektrodkonfiguration och myopotentiell överavkänning under aktivitet inkluderat bröstmuskulaturen, rekommenderas programmering av fast sensitivitet.

#### Automatisk förstärkning

På pulsgenerators finns det möjlighet att använda digital Automatisk Förstärkning (AGC) för att dynamiskt anpassa sensitiviteten i både förmak och kammare. Pulsgenerators AGC-kretsar är separata för varje kammare. Om du väljer AGC Avkänningsmetod gäller den metoden för samtliga kammare.

Eftersom hjärtsignaler kan variera stort i storlek och frekvens måste pulsgenerators ha funktioner för att:

- Känna av spontana hjärtslag oberoende av deras frekvens eller storlek
- Känna av signaler av varierande amplitud men utan att överreagera vid avvikande hjärtslag
- Känna av egenaktivitet efter ett stimulerat hjärtslag
- Ignorera T-vågor
- Ignorera störningar

Det programmerbara värdet AGC är det lägsta sensitivitetsvärde (nedre gräns) som kan nå mellan ett slag och nästa. Värdet är inte fast under hela hjärtcykeln utan sensitivitetsnivån startar vid ett högt värde (med utgångspunkt i ett toppvärde för en avkänd episod eller ett fast värde för en stimulerad episod) och minskar sedan till det förprogrammerade nedre gränsvärdet (Figur 2–10 AGC-avkänning på sida 2-33).

Vid Fast avkänning känner inte enheten av signalamplituder som är lägre än inställningen Fast Sensitivitet vare sig under stimulering eller avkänning. Vid AGC däremot uppnås i regel den programmerbara nedre gränsen vid stimulering (eller vid låga amplitudsignaler). Men när signaler med måttlig eller hög amplitud känns av har AGC i regel lägre känslighet och når inte den programmerbara nedre gränsen.

En AGC-krets i varje kammare behandlar elektrogramsignaler i en 2-stepsprocess för att optimera avkänningen av eventuella snabba förändringar av hjärtsignalerna. Processen illustreras i figuren nedan (Figur 2–10 AGC-avkänning på sida 2-33):

- Steg ett

1. Vid AGC används ett rullande medelvärde för tidigare signaltoppar för att beräkna ett sökområde där nästa topp troligtvis kommer att inträffa.

- Om det föregående hjärtslaget är avkänt tas det med i det rullande medelvärdet.

- Om det föregående hjärtslaget är stimulerat beräknas toppmedelvärdet med hjälp av det rullande medelvärdet och ett stimulerat toppvärde. Det stimulerade toppvärdet beror på inställningarna:

- Vid nominella eller känsligare inställningar är det ett fast värde (startvärde 4,8 mV i RV, 8 mV i LV, 2,4 mV i RA).

- Vid mindre känsliga inställningar beräknas ett högre värde med hjälp av det programmerade nedre gränsvärdet för AGC (om till exempel RV-sensitiviteten programmeras till inställningen med lägst känslighet eller det högsta värdet på 1,5 mV så är det stimulerade toppvärdet = 12 mV).

Toppmedelvärdet används sedan till att avgränsa ett område med gränsvärden för MAX (högsta värde) och MIN (lägsta värde).

- Steg två

2. AGC känner av en topp i det spontana hjärtslaget (eller använder ett beräknat toppvärde för ett stimulerat hjärtslag enligt beskrivningen ovan)

3. Sensitivitetsnivån bevaras på toppnivån (eller MAX) genom den absoluta refraktärtiden + 15 ms.

4. Sensitivitetsnivån faller till 75 % av det avkända toppvärdet eller det beräknade toppmedelvärdet för stimulerade episoder (enbart ventrikulära stimulerade episoder).

5. Sensitivitetsnivån för AGC stiger med 7/8 av det föregående steget.

6. Vid avkända hjärtslag är steglängden 35 ms för RV och LV och 25 ms för förmaket. Vid stimulerade hjärtslag anpassas steglängden utifrån stimuleringsintervallet för att säkerställa ett avkänningsfönster på cirka 50 ms på MIN-nivå.

7. MIN-nivån (eller den programmerade nedre gränsen för AGC) nås.

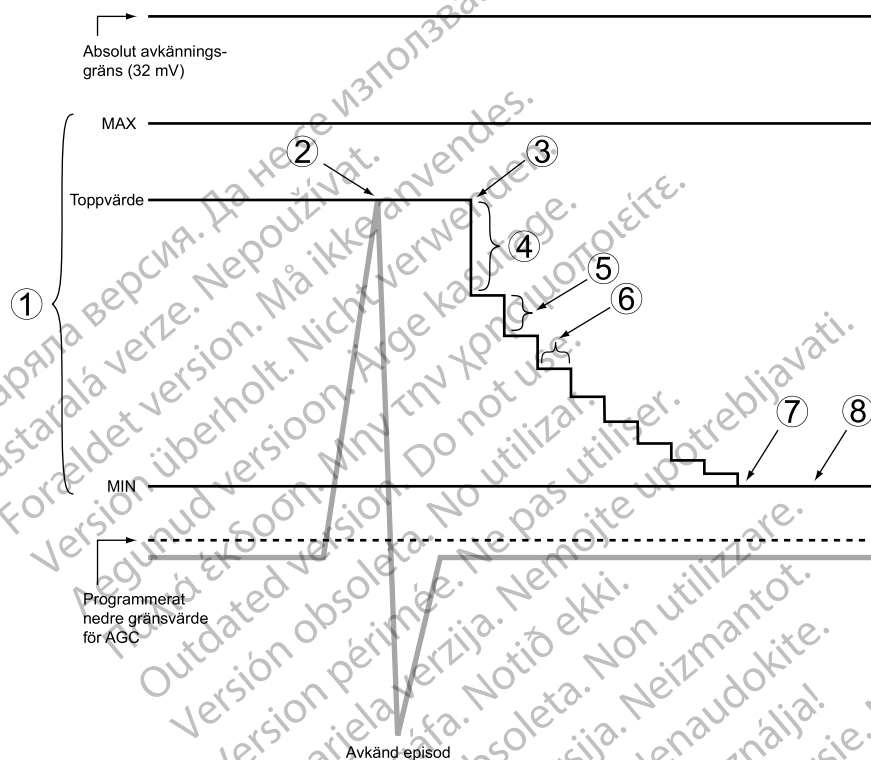
- Den programmerade nedre gränsen för AGC nås inte om MIN-värdet är högre.



8. AGC fortsätter på MIN-nivå (eller den programmerade nedre gränsen för AGC) tills ett nytt hjärtslag känns av eller stimuleringsintervallet är slut och ett slag avges.

**NOTERA:** Om ett nytt hjärtslag känns av samtidigt som sensitivetsnivån sjunker ett steg så börjar AGC om från Steg 1.

**NOTERA:** Om amplituden för en signal är lägre än den sensitivitetströskel som används då signalen kommer så känns inte signalen av.



Figur 2-10. AGC-avkänning

En icke-programmerbar dynamisk störningsalgoritm är aktiv på frekvenskanaler där AGC-avkänning används. Syftet med den dynamiska störningsalgoritmen är att filtrera bort långvariga störningar. Den dynamiska störningsalgoritmen har en separat störningskanal per kammare som kontinuerligt mäter den befintliga baslinjesignalen och är gjord för att anpassa miniminivån för sensitiviteten så att störningarnas påverkan minimeras.

Utifrån signalens egenskaper (frekvens och energi) kategoriseras den av algoritmen som en störning. Vid långvariga störningar minimerar algoritmen påverkan av störningarna, vilket kan förhindra överavkänning av myopotentialer och därmed sammanhängande inhiberad stimulering. Störningar som påverkar den nedre gränsen för avkänning kan ses på ett intrakardiellt EGM men registreras inte som avkända hjärtslag. Om störningen är betydande kan den nedre gränsen läggas högre än patientens egna elektrogram så att den programmerade funktionen vid Störningsrespons (asynkron stimulering eller Inhibera stimulering) aktiveras ("Störningsrespons" på sida 2-98).

**NOTERA:** Den dynamiska störningsalgoritmen garanterar inte att AGC alltid särskiljer egen hjärtaktivitet från störningar.

### Fast avkänning

Vid Fast avkänning anpassas inte värdet för Sensitivitet på samma sätt som i AGC och den dynamiska störningsalgoritmen används inte. Om långvariga störningar förekommer så aktiveras den programmerade funktionen för Störningsrespons: asynkron stimulering eller Inhibera

stimulering ("Störningsrespons" på sida 2-98). Vid manuell programmering måste Sensitivitet programmeras till ett värde som förhindrar att ovidkommande signaler känns av men säkerställer att patientens egna hjärtsignaler känns av som de ska. Signaler med en amplitud som är lägre än inställningen Fast Sensitivitet känns inte av.

**WARNING:** Om pulsgeneratoren är programmerad på ett fast atriellt värde för Sensitivitet på 0,15 mV, eller ett fast sensitivitetvärde på 2,0 mV eller mindre i en unipolär elektrodkonfiguration i valfri kammare kan pulsgeneratoren bli känsligare för elektromagnetisk interferens. Denna ökade sensitivitet ska tas med i beräkningen när man bestämmer schemat för uppföljningar för patienter som kräver en sådan inställning:

## TEMPORÄR BRADY-STIMULERING

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Pulsgeneratoren kan programmeras med temporära stimuleringsparametervärden som skiljer sig från de Normala inställningar som har programmerats. På så vis kan du undersöka andra alternativ för stimuleringsbehandling utan att ändra de Normala inställningar som finns i pulsgenerators minne sedan tidigare programmering. När funktionen Temporär är aktiverad så inaktiveras även de bradykardifunktioner som inte finns med på skärmen.

Så här använder du funktionen:

1. På fliken Tester, välj fliken Temp. brady så att de temporära parametrarna visas.
2. Välj de värden du vill använda. Dessa värden kan ställas in oberoende av andra stimuleringsfunktioner.

**NOTERA:** Interaktiva gränser för Temporär brady måste korrigeras innan Temporär stimulering kan ske.

**NOTERA:** Om Av har valts för Mod, temporär utförs inte någon avkänning eller stimulering med pulsgeneratoren när stimuleringsmoden Temporär är aktiverad.

3. Upprätta telemetrikommunikation och tryck därefter på knappen Start. Stimuleringen startar med de temporära värdena. En dialogruta visar att de temporära parametrarna används och knappen Avbryt blir tillgänglig.

**NOTERA:** Temporär stimulering kan inte startas medan en takarytmiepisod pågår.

**NOTERA:** Akutbehandling är den enda funktion som kan initieras innan funktionen Temporär har stoppats.

4. För att stoppa Temporär stimuleringsmod trycker du på knappen Stopp. Temporär stimuleringsmod stoppas också när du beordrar akutbehandling från programmeraren, när du trycker på knappen AVBRYT BEHANDLINGEN eller om telemetrin upphör.

När Temporär stimuleringsmod avbryts återgår stimuleringen till de tidigare inställningarna för Normal.

## MINUTVENTILATIONS-/ANDNINGSSENSORN OCH SIGNALARTEFAKTMONITORN

### Minutventilations-/andningssensor (MV-/andningssensor)

Pulsgeneratoren använder minutventilations- (MV-)/andningssensorn för att mäta transtorakal impedans. Resulterande mätningar av transtorakal impedans används för två ändamål:

- För att samla in andningsrelaterade data för att generera trender, till exempel trenden för Andningsfrekvens.

- För att mäta minutventilationen (MV), produkten av andningsfrekvens och tidalvolym. MV kan användas för att öka stimuleringsfrekvensen för att uppfylla patientens fysiologiska behov. Mer information finns i Minutventilation ("Minutventilation" på sida 2-47).

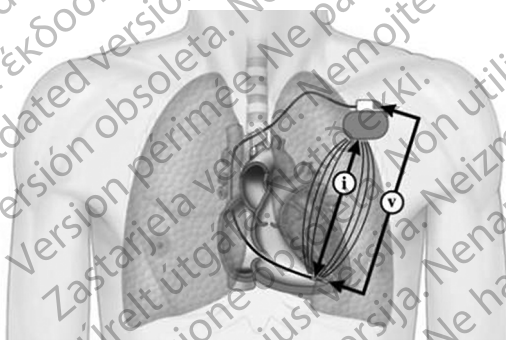
Funktionen Andningsfrekvens finns på enheterna VALITUDE, INTUA och INVIVE. På programmerarens skärm kallas sensorn för Andningssensor, och den kan programmeras på skärmen Inställning Elektrod och skärmen Detaljer för andningssensor.

Funktionen Andningsfrekvens Trend och MV-driven stimulering finns på enheterna VISIONIST och INLIVEN. På programmerarens skärm kallas sensorn för Minutventilation eller MV-sensor, och den kan programmeras på skärmen Brady-inställningar och skärmen Detaljer för minutventilationssensor (Figur 2–12 Detaljer för minutventilationssensor på sida 2-38).

När MV-/andningssensorn har programmerats till På eller Passiv (MV) avger enheten ungefär var 50 ms (20 Hz) en excitationström mellan RA- eller RV-ringelektroden och dosan (MV-/andningssensor-signalen). Appliceringen av ström mellan ringelektroden och dosan skapar ett elektriskt fält över thorax som moduleras av andningen. Under inandningen är den transtorakala impedansen hög och under utandningen är den låg. Enheten mäter den resulterande spänningsmoduleringen mellan elektrodspetsen och dosan.

**NOTERA:** Om ingen RA-elektrod är endast RV-vektorn tillgänglig.

**NOTERA:** Elektrodena kan programmeras som Unipolär eller Bipolär, men en fungerande bipolär elektrod måste finnas.



detta representerar utgående excitation (strömstyrka), V representerar mätning av resulterande spänning (volt)

**Figur 2–11. Mätning av transtorakal impedans med användning av RV-elektroden**

När RA-/RV-stimuleringselektrodena och elektrodanslutningarna fungerar som de ska filteras signalen från MV-/andningssensorn på lämpligt sätt och detekteras därför inte av pacemakern eller visas på elektrogrammen (EGM). Intermittens relaterad till elektrodens eller pacemakerns elektrodanslutning har emellertid potential att skapa ett övergående tillstånd med hög impedans. Ett tillstånd med hög impedans kan leda till att MV-/andningssensorns signal blir synlig på EGM: en och potentiellt överavkänning på RA- och/eller RV-kanalerna.

MV-/andningssensorn har två mekanismer för att möta sensorvektorernas integritet (ringen till dosan och spetsen till dosan).

- När diagnostik med signalartefaktmonitorn (SAM) är programmerat till På övervakar SAM kontinuerligt EGM för sensorartefakter. Se "Enhetens beteende när SAM är På" på sida 2-38 för detaljer.
- När SAM är programmerad till Av utför enheten impedansmätningar i MV-/andningssensorns vektor ungefär varje timme för att bedöma elektrodens och elektrodanslutningens integritet. Se "Enhetens beteende när SAM är Av" på sida 2-39 för detaljer.

**FÖRSIKTIGHET:** För maximal avkänningskänslighet och för att förhindra potentiell signalartefaktgenererad överavkänning rekommenderas att signalartefaktmonitorn (SAM) programmeras till På varje gång MV-/andningssensorn programmeras till På eller Passiv. Om signalartefaktmonitorn stängs Av kan det öka patientens risk för överavkänning, om inte MV-/andningssensorn också programmeras till Av.

### Programmerbara parametrar för MV-/andningssensorn

Följande parametrar för MV-/andningssensorn kan programmeras.

För enheter som har MV-driven stimulering kan MV-sensorn programmeras till På, Passiv, Av eller Endast ATR:

- På: möjliggör RightRate-stimulering och andningsrelaterade trender. Om enheten har programmerats till en icke-sensorstyrd mod så kan inte inställningen På användas.
- Passiv: möjliggör endast andningsrelaterade trender.
- Endast ATR: möjliggör frekvensstyrd stimulering endast under ATR-återgång. Om pulsgeneratoren permanent har programmerats till en icke-sensorstyrd frekvensmod men en sensorstyrd mod för ATR-återgång väljs så visas Endast ATR i MV-fältet.

- Av: ingen frekvensstyrd stimulering eller andningsrelaterade trender är tillgängliga.

För enheter som inte har MV-driven stimulering kan andningssensorn programmeras till På eller Av:

- På: möjliggör andningsrelaterade trender.
- Av: inga andningsrelaterade trender är tillgängliga.

Excitationsström styr amplituden på MV-/andningssensorns signal och kan ställas in på 80 uA eller 320 uA.

Vektorval styr hur den aktiva MV-/andningssensorns vektor fastställs av enheten och kan ställas in på:

- Endast A: MV-/andningssensorn begränsas till RA-vektorer.
- Endast RV: MV-/andningssensorn begränsas till RV-vektorer.
- Välj automatiskt: antingen A eller RV fastställs automatiskt av enheten. Beteendet vid vektorval vid inställningen Välj automatiskt beror på om Signalartefaktmonitorn är På eller Av. Se SAM enhetsdiagnostik ("Signalartefaktmonitorns enhetsdiagnostik" på sida 2-37).

**FÖRSIKTIGHET:** Programmera MV-/andningssensorn till Av under mekanisk ventilation. Annars kan följande inträffa:

- Olämplig MV-sensordriven frekvens
- Vilseledande andningsbaserad trendanalys

**FÖRSIKTIGHET:** Medicinsk utrustning, behandling eller diagnostiska tester som introducerar elektrisk ström i patienten riskerar att störa pulsgenerators funktion.

- Externa patientmonitorer (t.ex. andningsmonitorer, yt-EKG-monitorer, hemodynamiska monitorer) kan orsaka:
  - Olämplig MV-sensordriven frekvens (upp till maximal sensordriven frekvens)

- Vilseledande andningsbaserad trendanalys

För att åtgärda misstänkta interaktioner MV-frekvensstyrning och/eller MV-/andningssensor-baserad diagnostik ska du inaktivera pulsgeneratorns MV-/andningssensorn genom att programmera den till Av. Om en PRM-enhet inte är tillgänglig och pulsgeneratoren stimulerar vid sensor driven frekvens ska en magnet användas med pulsgeneratoren för att initiera temporär asynkron, icke-frekvensresponsiv stimulering.

### Status för MV-/andningssensor

MV-/andningssensorn inleder kalibrering när den aktiveras för första gången efter implantation av enheten samt efter sensorpaus på grund av störningar eller andra förhållanden. Se ytterligare information om kalibrering i "Minutventilation" på sida 2-47. Sensorns status indikeras med lämpligt statusmeddelande för MV-/andningssensorn, vilket sammanfattas i statusmeddelanden för MV-/andningssensorn (Tabell 2-4 MV-/andningssensorstatusmeddelanden på sida 2-37). Sensorstatus rapporteras på översiktsskärmen Minutventilationssensor (enheter med MV-driven stimulering (Figur 2-12 Detaljer för minutventilationssensor på sida 2-38)) eller på översiktsskärmen Andningssensor (enheter utan MV-driven stimulering).

Alla meddelanden uppdateras i realtid för VISIONIST och VALITUDE-enheter. Meddelandena Avstängd: Störningar detekterade, Avstängd: Telemetri och Frekvens hålls fast: Telemetri uppdateras i realtid medan påminnelsen uppdateras vid interrogering för INLIVEN, INTUA OCH INVIVE-enheter.

Tabell 2-4. MV-/andningssensorstatusmeddelanden

Sensorstatus	MV-sensorstyrd stimulering	MV-/andningssensor Datasamling för trendmätning <sup>a</sup>
Av	Nej	Nej
Initiering (VISIONIST och VALITUDE-enheter)	Nej	Nej
Autokalibrering pågår	Nej	Ja
Kalibrerad	Ja <sup>b</sup>	Ja
Avstängd	Nej	Nej
Avstängd: Ingen giltig elektrod (VISIONIST och VALITUDE-enheter)	Nej	Nej
Avstängd: Störningar detekterade	Nej	Ja
Avstängd: Telemetri	Nej <sup>c</sup>	Ja
Inaktiverad av enhetsdiagnostiken	Nej	Nej
Frekvens hålls fast: Telemetri	Nej <sup>c,d,e</sup>	Ja
Manuell kalibrering pågår	Nej <sup>e</sup>	Ja

- Med hjälp av individuella Trender fastställs om data som hämtats under Uppehåll är giltiga och ska tas med i Trend-resultatet.
- Om MV-/andningssensorn programmeras till Passiv används inte MV-sensorstyrd stimulering.
- Induktiv telemetri (med telemetrihuvud) kan orsaka tillfälliga störningar i enhetens MV-/andningssensorfunktion. Vid MV-drivna stimuleringsfrekvenser kan den aktuella frekvensen och uppehåll göras i insamlingen av trenddata i cirka en minut direkt efter en interrogering eller programmeringskommando (Frekvens hålls kvar). Längre fördröjningar (upp till flera minuter) anges genom en statusen Avstängd: Telemetri. Om du vill göra MV-drivna frekvensändringar före perioden frekvens hålls fast eller avstängd: låt den MV-drivna frekvensen nå önskad frekvens innan du använder induktiv telemetri eller använd RF-telemetri vid kommunikation med enheten.
- Frekvensen stannar på det aktuella MV-indikerade värdet i upp till en minut. Inga ytterligare MV-baserade frekvensändringar sker med den här sensorstatusen.
- Statusen gäller endast för enheter med MV-driven stimulering.

### Signalartefaktmonitorns enhetsdiagnostik

Signalartefaktmonitorn (SAM) är en enhetsdiagnostik som övervakar EGM för artefakter i signalerna från MV-/andningssensorn och mäter elektrodimpedansvärdena i MV-/

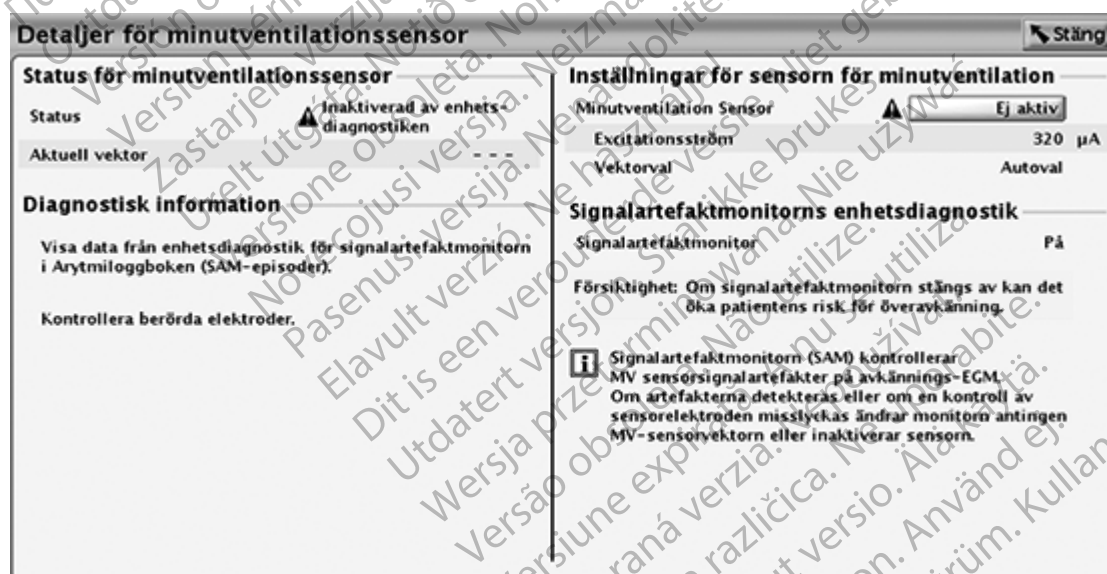
andningssensorns vektor. Om artefakter upptäcks eller om elektrodimpedansvärdet i en av MV-/andningssensorns ligger utanför intervallet byter SAM antingen MV-/andningssensorns vektor eller inaktiverar sensorn (Figur 2–12 Detaljer för minutventilationssensor på sida 2-38). Dessutom skapas en episod som innehåller EGM och diagnostiska elektrodimpedansdata.

SAM är nominellt På när MV-/andningssensorn har programmerats till På eller Passiv för (MV). Signalartefakter kan uppstå när MV-/andningssensorn är inställd på något annat värde än Av. Därför rekommenderas det att SAM får fortsätta att vara På om inte MV-/andningssensorn har programmerats till Av. Rekommenderade SAM-inställningar anges nedan (Tabell 2–5 Rekommenderade inställningar för signalartefaktmonitorn (SAM) på sida 2-38).

**FÖRSIKTIGHET:** Om signalartefaktmonitorn stängs Av kan det öka patientens risk för överavkänning, om inte MV-/andningssensorn också programmeras till Av.

Tabell 2–5. Rekommenderade inställningar för signalartefaktmonitorn (SAM)

MV-sensorinställning	Möjligt att generera signalartefakt	Rekommenderad SAM-inställning
På	Ja	På
Passiv	Ja	På
Endast ATR	Ja	På
Av	Nej	Ej tillämpligt
Inställningar för andningssensor	Möjligt att generera signalartefakt	Rekommenderad SAM-inställning
På	Ja	På
Av	Nej	Ej tillämpligt



Figur 2–12. Detaljer för minutventilationssensor

**NOTERA:** För enheter som inte har MV-driven stimulering använder Figur 2–12 Detaljer för minutventilationssensor på sida 2-38 andningssensorns namn istället för MV-sensorns namn.

#### Enhetens beteende när SAM är På

SAM övervakar kontinuerligt EGM för signalartefakter från MV-/andningssensorn som kan leda till överavkänning. När en artefakt identifieras mäts impedansvärdena för MV-/andningssensorn,

och även impedansen i stimuleringselektroden mäts. En SAM-episod skapas som registrerar EGM med artefakt och alla associerade impedansvärden för vektorn och elektroden.

Beroende på inställningen för parametern MV-/andningssensor Vektorval är två resultat möjliga (vilka beskrivs i Tabell 2–6 Resultat av EGM-artefaktdetektion av SAM på sida 2-39):

- Aktiv sensors vektorer växlar från A till V, eller
- Sensorn inaktiveras av SAM.

**NOTERA:** De impedansmätningar som registreras av SAM är oberoende av de dagliga impedansmätningarna. De visas inte i trendgraferna för daglig elektrodimpedans och utlöser inte säkerhetsomkopplaren för elektroden (se "Säkerhetsomkopplare för elektrod" på sida 2-80).

Tabell 2–6. Resultat av EGM-artefaktdetektion av SAM

Om Vektorval för MV/ andningssensor är inställt på	Och den aktiva vektorn var	Enhetens respons på att en EGM-artefakt upptäcks
Välj automatiskt	A	En SAM-episod skapas  Mätning av impedansvärdena för MV/ andningssensorns RV-vektor: <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Om inom intervallet:</b> Aktiv sensors vektor växlar till RV<sup>a b</sup></li> <li>• <b>Om utanför intervallet:</b> en andra SAM-episod skapas och MV-/andningssensorn inaktiveras</li> </ul>
Välj automatiskt	RV	<b>SAM-episod skapas och MV-/andningssensorn inaktiveras</b>
Endast A	A	
Endast RV	RV	

a. Om ett vektorbyte i MV/andningssensorn sker utförs en automatisk kalibrering i 6 timmar (ingen MV-driven stimulering sker under denna kalibreringsperiod på 6 timmar).

b. Godkända värden för vektorimpedans för MV-/andningssensorn är 100–1 500  $\Omega$  för vektor ring to dosa och 200–2 000  $\Omega$  för vektor spets till dosa. Dessa värden påverkas inte av den larmgräns som programmerats för dagliga impedansmätningar i elektroden.

Under en programmerarsession sker ingen aktiv övervakning för artefakter. Programmering av inställningar för MV-/andningssensorn kan emellertid utlösa en vektorimpedansmätning. Om resulterande vektorimpedans för MV-/andningssensorn ligger utanför intervallet skapas en SAM-episod, och sensorns vektor kan växlas, eller också kan sensorn inaktiveras, beroende på inställningarna för vektorval.

En inaktiverad MV-/andningssensor förblir i detta läge tills de programmeras om manuellt på skärmen MV-sensor Detaljer (Figur 2–12 Detaljer för minutventilationssensor på sida 2-38). Ingen MV-driven stimulering och inga andningsrelaterade trender alstras medan sensorn är inaktiverad.

#### Enhetens beteende när SAM är Av

När SAM är programmerat till Av utför MV/andningssensor vektorimpedansmätningar varje timme (Tabell 2–7 Enhetens reaktion på impedansvärde utanför området som upptäcks under elektrodkontrollen varje timme på sida 2-40). När parametern Vektorval är inställd på Välj automatiskt och den uppmätta impedansen för den vektor som för närvarande används (t.ex. RA) ligger utanför området, utvärderas impedansen för den alternativa vektorn (t.ex. RV) för att fastställa om den vektorn kan användas. Om den uppmätta impedansen för den alternativa vektorn ligger inom området blir den alternativa vektorn aktiv vektor. Om båda vektorerna ligger utanför området så stängs sensorn av i en timme. Testerna av elektrodernas status fortsätter en gång i timmen för att se om MV/andningssensorn kan återupptas med en av vektorerna, eller ska förbli avstängd. Om ett vektorbyte i MV/andningssensorn sker utförs en automatisk kalibrering i 6 timmar (ingen MV-driven stimulering sker under denna kalibreringsperiod på 6 timmar).

Tabell 2-7. Enhetens reaktion på impedansvärde utanför området som upptäcks under elektrodkontrollen varje timme

Om Vektorval för MV/ andningssensor är inställt på	Och den aktiva vektorn är	Blir enhetens reaktion på en impedans utanför området
Välj automatiskt	A eller RV	Växla till den alternativa vektorn om den alternativa vektorns impedans ligger inom området <sup>a</sup>  Om den alternativa vektorns impedans är utanför området inaktiveras MV/andningssensorn, med nytt test efter en timme
Endast A	A	MV/andningssensor inaktiveras, nytt test efter en timme
Endast RV	RV	

- a. Om ett vektorbyte i MV/andningssensorn sker utförs en automatisk kalibrering i 6 timmar (ingen MV-driven stimulering sker under denna kalibreringsperiod på 6 timmar).

Till skillnad från när SAM är programmerat till På sker ingen övervakning av EGM-artefakter och inga SAM-episoder skapas.

### Episoder i signalartefaktmonitor

Detaljer om SAM-episoder registreras i arytmi-loggboken ("Arytmi-loggbok" på sida 4-2). För att visa detaljer om en SAM-episod väljer du önskad episod på skärmen Arytmi-loggbok. På översiktsskärmen Episod visas information om SAM-episoden (Figur 2-13 Översikt av episoder i signalartefaktmonitor på sida 2-40).

Fliken Översikt innehåller en länk till den skärm där sensorinformation finns (knappen är märkt med "MV-sensordetaljer" eller "Andningssensordetaljer" beroende på enhetsmodell och tillgängligheten till MV-driven stimulering). På denna skärm visas programmeringsalternativ för MV-/andningssensorn och SAM (Figur 2-12 Detaljer för minutventilationssensor på sida 2-38). Se Programmerbara parametrar för MV-/andningssensorn ("Programmerbara parametrar för MV-/andningssensorn" på sida 2-36) för ytterligare information om programmeringsalternativen.



Figur 2-13. Översikt av episoder i signalartefaktmonitor



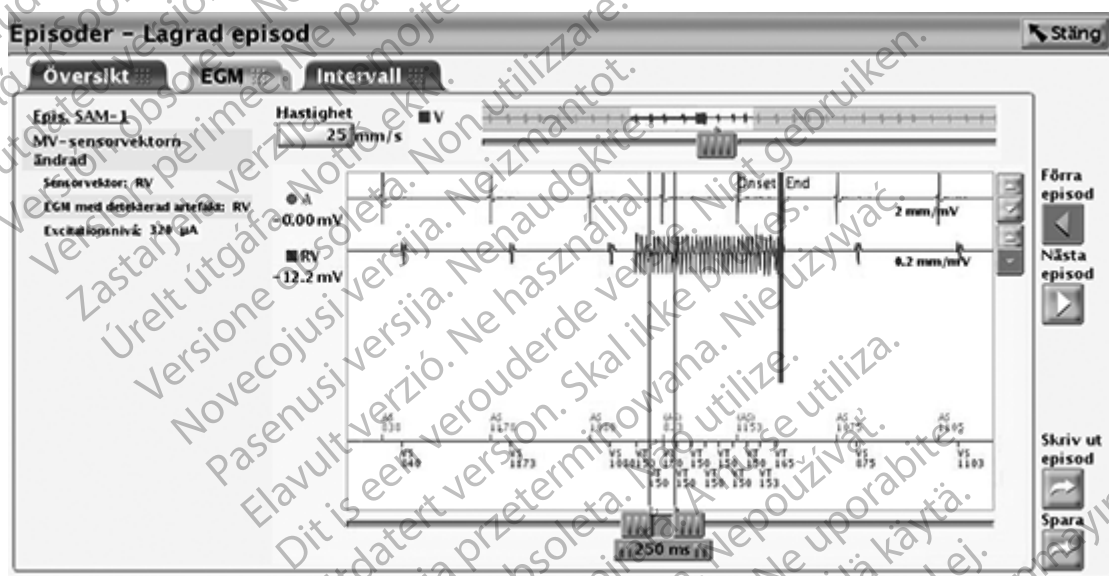
Två olika typer av SAM-episoder kan genereras, MV-/andningssensorn inaktiverad eller MV-/andningssensorn vektor ändrad. Båda typerna innehåller ett EGM samt impedansvärden som registrerats vid den tidpunkt då episoden skapades för:

- Tillgängliga vektorer för MV-/andningssensorn
- Stimuleringselektroder

**NOTERA:** För VDD-enheter fungerar inte MV-/andningssensorn på RA-elektroden, och impedanser för RA-sensorns vektor är inte tillgängliga i SAM-episoden.

Fliken EGM visar det EGM som registrerats vid den tidpunkt då SAM-episoden skapades. När enhetsförhållandena leder till att sensorns excitationssignal detekteras på avkänningskanalen är signalartefakten synlig på motsvarande spår som ett regelbundet, snabbt upprepande (20 Hz) mönster med toppar som kan likna icke-fysiologiska störningar (Figur 2–14 Episoder i signalartefaktmonitorn EGM på sida 2-41). Amplituden och varaktigheten på sensornsignalartefakten på EGM kan variera, och kan moduleras av postural, respiratorisk eller kardiell rörelse.

Vissa SAM-episoder kan generera EGM utan synlig signalartefakt. Detta är det förväntade beteendet när sensorvektorns impedansmätning utlöstes av något annat än en detekterad signalartefakt. När till exempel SAM är På och inställningen för MV-/andningssensorn ändras från Av eller Inaktiverad till På eller Passiv utlöses en impedansmätning i sensorvektorn. Om impedansvärden utanför intervallet upptäcks skapas en SAM-episod.



Figur 2–14. Episoder i signalartefaktmonitorn EGM

### Att tänka på rörande episoddata från och programmering av signalartefaktmonitorn

SAM episoddata (impedansvärden för de enskilda sensorvektorerna) kan hjälpa till att fastställa källan till övergående tillstånd med hög impedans. I allmänhet kan övergående tillstånd med hög impedans bero på fraktur på ledaren i elektroden, underinförande av elektrodanslutningen eller axiell/radiell rörelse i elektrodanslutningens ringelektrod i pacemakers anslutningsblock.

När MV-/andningssensorn har inaktiverats av SAM:

- Kontrollera på översiktsskärmen Elektrodstatus ("Elektrodstatus" på sida 3-6) om det föreligger övergående tillstånd med hög impedans eller betydande förändringar över tid i de dagliga mätningarna av elektrodimpedans.

- Utför elektrodtestning på skärmen Elektrodtester ("Elektrodtester" på sida 3-10).

Om något problem med elektroden misstänks bör du, för att minska potentialen för signalartefaktgenererad överavkänning i MV-/andningssensorn överväga att programmera motsatt parameter för Vektorval, eller att programmera MV-/andningssensorn till Av.

Om de dagliga mätningarna av elektrodimpedans och trenden för elektrodimpedans ser normala ut, beakta patientens behov av MV-/andningssensor-förknippade trender och/eller MV-driven stimulering. Om den inte behövs ska MV-/andningssensorn stängas Av. Fortsätt att övervaka elektroden.

Om andningsrelaterade trenddata och/eller MV-driven stimulering önskas ska SAM hållas programmerat till På. Minutventilationssensorns översiksskärm kan användas för att justera parametern MV-/andningssensor Vektorval så att motsatt elektrod används (Figur 2–12 Detaljer för minutventilationssensor på sida 2-38). Excitationsström styr amplituden på MV-/andningssensorns signal och kan också justeras. Om Excitationsström programmeras till 80 uA kan amplituden på excitationspulserna minskas om de förekommer på EEGM, och därmed minskas sannolikheten för överavkänning av artefakter. En lägre excitationspulsamplitud kan emellertid leda till tätare pauser i MV-/andningssensorn på grund av att externa störningar stör sensorns funktion.

Om du vill diskutera programmering av Vektorval och Excitationsström närmare kan du kontakta Boston Scientific via kontaktuppgifterna på det bakre omslaget.

Alla programmeringsbeslut ska baseras på den enskilda patientens indikationer och behandlingsbehov.

## SENSORSTYRD STIMULERING OCH SENSORTRENDER

### Sensorstyrd stimulering

I stimuleringsmoder med sensorstyrd frekvens (det vill säga sådana som slutar på R) används sensorer för att detektera förändringar i patientens aktivitetsnivå och/eller fysiologiska behov och öka stimuleringsfrekvensen i enlighet med detta. Sensorstyrd stimulering är avsedd för patienter med kronotrop inkompetens och som skulle dra nytta av ökade stimuleringsfrekvenser vid ökad aktivitetsnivå och/eller fysiologiska behov.

Enheten kan programmeras för användning med Accelerometer, Minutventilation eller en kombination av båda. Den kliniska fördelen med att använda dessa sensorer vid sensorstyrd stimulering har visats i en tidigare klinisk studie.

**FÖRSIKTIGHET:** Sensorstyrd stimulering bör användas med försiktighet för de patienter som inte klarar ökade stimuleringsfrekvenser.

När parametrarna för sensorstyrd frekvens har programmerats ökar stimuleringsfrekvensen vid ökad aktivitetsnivå och/eller ökat fysiologiskt behov och minskar sedan efter behov.

**NOTERA:** Aktivitet som innebär minimal rörelse av överkroppen, t.ex. cykling, kan ge ett lågt frekvenssvar från accelerometern.

**FÖRSIKTIGHET:** Inga studier har gjorts beträffande de kliniska fördelarna med sensorstyrd stimulering hos hjärtsviktpatienter. Sensorstyrd stimulering skall användas med försiktighet om patienten utvecklar en indikation som till exempel kronotopisk inkompetens. Patienter med hjärtsvikt kan få hemodynamiska störningar vid snabba sensordrivna frekvenser och läkaren bör programmera mindre kraftfulla parametrar för sensorstyrd frekvens beroende på patientens tillstånd. Hjärtsviktsrelaterade andningsförändringar i patientens minutventilation (MV) kan öka stimuleringsfrekvensen på ett olämpligt sätt till den övre frekvensen (MSR), t.ex. under hjärtsvikt i vila. Om detta inträffar kan läkaren överväga att stänga av frekvensresponsiv stimulering eller

modifiera inställningarna för sensorstyrd stimulering. Sensorstyrd stimulering kan vara till hjälp för hjärtsviktpatienter med samtidig bradyarytmi.

## Accelerometer

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Vid Rörelsebaserad Stimulering används en accelerometer för att detektera fysisk aktivitet hos en patient och generera en elektronisk signal som är proportionell mot kroppsaktiviteten. Pulsgeneratorn uppskattar patientens energiåtgång vid träningen baserat på indata från accelerometern och omvandlar därefter denna till en frekvensökning.

Pulsgeneratorn känner av kroppsrörelser med hjälp av en inbyggd accelerometerkrets. Accelerometersensorn reagerar på aktivitet inom frekvensområdet för normal fysisk aktivitet (1–10 Hz). Accelerometern analyserar sensordata signalens frekvens och amplitud.

- Frekvensen avspeglar hur ofta en aktivitet inträffar (t.ex. antalet steg per minut under en rask promenad)
- Amplituden avspeglar kraften i rörelsen (t.ex. de mer bestämda stegen under promenaden)

Med hjälp av en algoritm omvandlas den uppmätta accelerationen till en frekvensökning över LRL.

Eftersom accelerometern inte är i kontakt med pulsgeneratorhöljet reagerar den inte på utvändigt statiskt tryck på enhetens hölje.

Det finns tre inställningar för Accelerometer: På, Passiv och Endast ATR. Om pulsgeneratorn permanent har programmerats till en icke-sensorstyrd frekvensmod kan moden ATR återgång programmeras till en sensorstyrd frekvensmod med hjälp av accelerometersensorn. I sådana fall visar fältet Accelerometer Endast ATR. Om du har valt Passiv så kommer det inte någon frekvensrespons från Accelerometer utan i stället fortsätter datainsamlingen för Sensortrender.

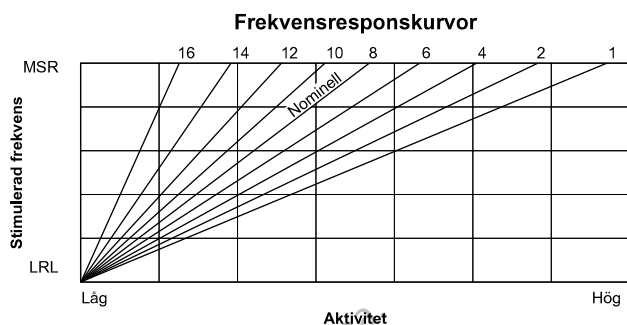
Följande programmerbara parametrar styr hur pulsgeneratorn reagerar på de sensorvärden som genereras av Accelerometer:

- Responsfaktor
- Aktivitetströskel
- Reaktionsstid
- Återgångstid

### Responsfaktor (Accelerometer)

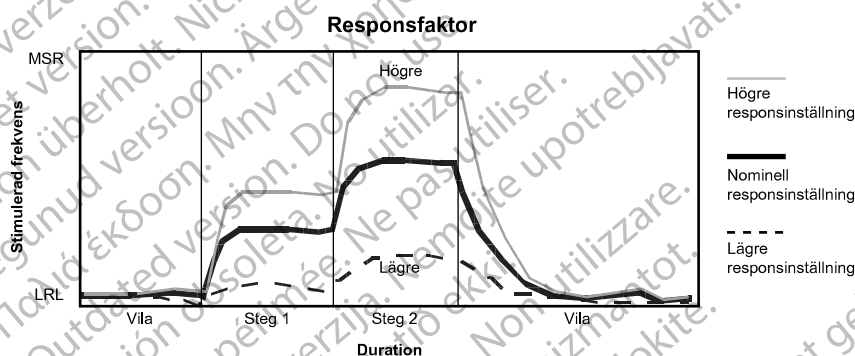
Med hjälp av Responsfaktor (accelerometer) fastställs hur mycket stimuleringsfrekvensen ska öka över LRL vid olika nivåer av patientaktivitet (Figur 2–15 Responsfaktor och stimulerad frekvens på sida 2-44).

- Hög Responsfaktor – lägre aktivitet behövs för att stimuleringsfrekvensen ska nå MSR
- Låg Responsfaktor – högre aktivitet behövs för att stimuleringsfrekvensen ska nå MSR



Figur 2-15. Responsfaktor och stimulerad frekvens

Hur hög stimuleringsfrekvens som uppnås kan begränsas antingen genom den detekterade aktivitetsnivån eller den MSR som har programmerats. Om den detekterade aktivitetsnivån ger en steady state som är lägre än MSR kan stimuleringsfrekvensen fortfarande öka när de detekterade aktivitetsnivåerna ökar (Figur 2-16 Responsfaktor under arbetsprov på sida 2-44). Steady-state påverkas inte av den programmerade reaktions- och återgångstiden.



Denna bild visar effekten av högre och lägre inställningar under ett teoretiskt arbetsprov i två steg.

Figur 2-16. Responsfaktor under arbetsprov

Om LRL programmeras uppåt eller nedåt så flyttas hela responskurvan uppåt eller nedåt utan att dess form ändras.

### Aktivitetströskel

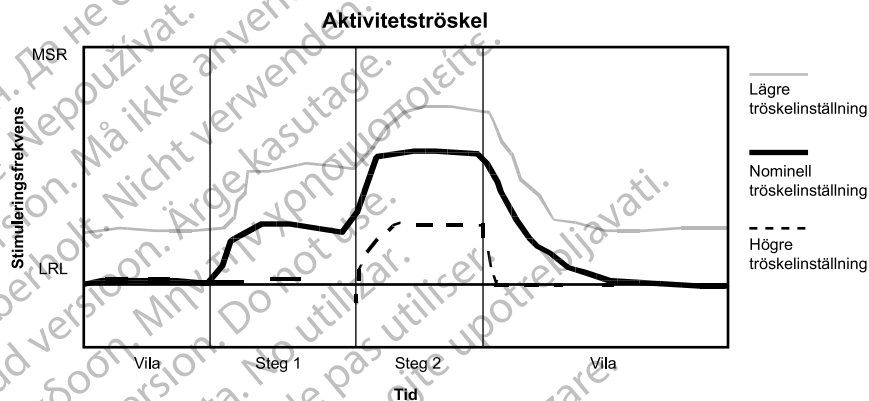
Aktivitetströskeln förhindrar att frekvensen ökar på grund av lågintensiv, ovidkommande rörelse (till exempel orsakad av andning, hjärtslag eller i vissa fall tremor kopplade till Parkinsons sjukdom).

Aktivitetströskeln svarar mot den aktivitetsnivå som måste överskridas innan den sensordrivna stimuleringsfrekvensen ökar. Pulsgeneratorn ökar inte den stimulerade frekvensen till mer än LRL förrän aktivitetssignalen överskrider Aktivitetströskeln. Inställningen för Aktivitetströskel bör ge en frekvensökning vid måttlig aktivitet (som en promenad) men vara så hög att stimuleringsfrekvensen inte ökar olämpligt mycket när patienten är inaktiv (Figur 2-17 Aktivitetströskel och frekvenssvar på sida 2-45 och Figur 2-18 Aktivitetströskel under ett arbetsprov på sida 2-45).

- Låg inställning – liten rörelse behövs för att öka stimuleringsfrekvensen
- Hög inställning – stor rörelse behövs för att öka stimuleringsfrekvensen



Figur 2-17. Aktivitetströskel och frekvenssvar



Figuren visar effekterna av ökade eller minskade inställningar för Aktivitetströskel vid ett teoretiskt arbetsprov i 2 steg.

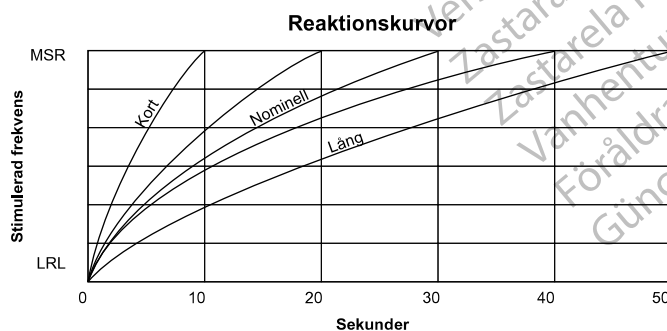
Figur 2-18. Aktivitetströskel under ett arbetsprov

### Reaktionstid

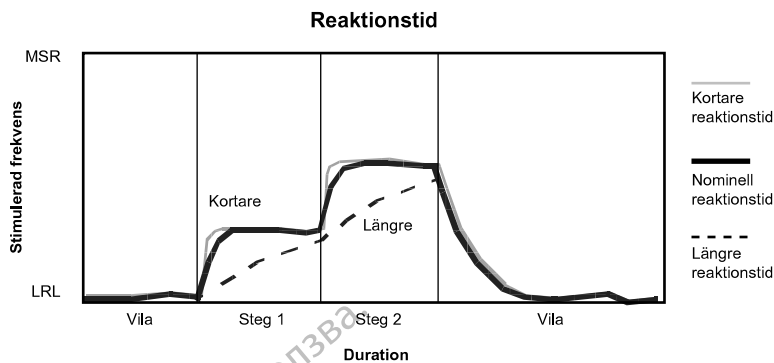
Med hjälp av Reaktionstiden fastställs hur snabbt stimuleringsfrekvensen ska öka till en ny nivå när ökad aktivitet detekteras.

Reaktionstiden påverkar endast tiden för frekvensökningen. Det värde som väljs fastställer hur lång tid som behövs för att den stimuleringsfrekvensen ska öka från LRL till MSR för en maximal aktivitetsnivå (Figur 2-19 Reaktionstid och stimulerad frekvens på sida 2-45 och Figur 2-20 Reaktionstid under ett arbetsprov på sida 2-46).

- Kort Reaktionstid: ger en snabb ökning av stimuleringsfrekvensen
- Lång Reaktionstid: ger en långsam ökning av stimuleringsfrekvensen



Figur 2-19. Reaktionstid och stimulerad frekvens

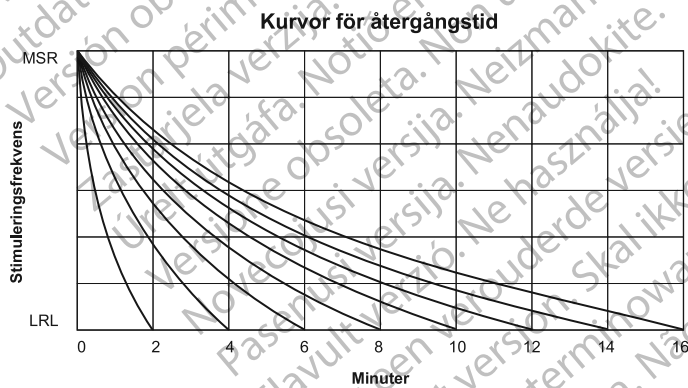


Figur 2-20. Reaktionstid under ett arbetsprov

### Återgångstid

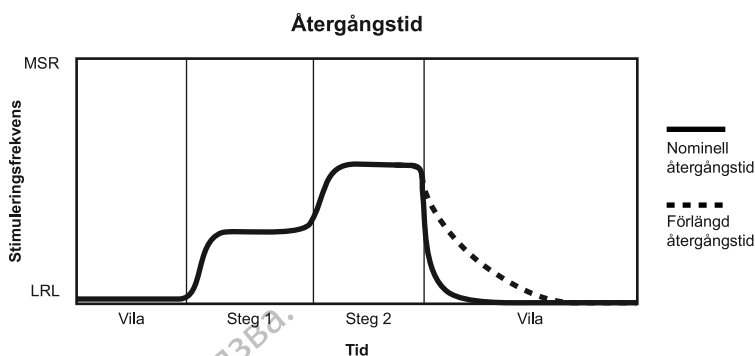
Med hjälp av Återgångstid fastställs hur lång tid som behövs för att stimuleringsfrekvensen ska minska från MSR till LRL när ingen aktivitet förekommer. Funktionen Återgångstid är avsedd att förhindra att stimuleringsfrekvensen minskar alltför snabbt när patientens aktivitet upphör (Figur 2-21 Återgångstid och stimuleringsfrekvens på sida 2-46 och Figur 2-22 Återgångstid under ett arbetsprov på sida 2-47).

- Kort Återgångstid – stimuleringsfrekvensen minskar snabbt när patientens aktivitet avtar eller upphör
- Lång Återgångstid – stimuleringsfrekvensen minskar långsamt när patientens aktivitet avtar eller upphör



Totalt kan 15 inställningar göras. Endast inställningar med jämna nummer visas.

Figur 2-21. Återgångstid och stimuleringsfrekvens



Figuren visar effekten av högre och lägre inställningar under ett teoretiskt arbetsprov i 2 steg.

**Figur 2–22. Återgångstid under ett arbetsprov**

## Minutventilation (MV)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST och INLIVEN.

Pulsgeneratorn använder Minutventilations-/andningssensorn för att utvärdera transtorakal impedans och mäta minutventilationen (MV), som är produkten av andningsfrekvens och tidalvolym. Med utgångspunkt från MV-mätvärdena beräknar pulsgeneratorn den sensorindikerade stimuleringsfrekvensen.

För en detaljerad beskrivning av funktionen Minutventilations-/andningssensor, se Minutventilations-/andningssensor ("Minutventilations-/andningssensor" på sida 2-34). För att möjliggöra MV-driven stimulering måste stimuleringsmoden vara inställd på en sensorstyrd mod (varje mod som slutar på R), och minutventilations-/andningssensorn måste vara programmerad till På.

**FÖRSIKTIGHET:** Programmera inte MV-sensorn till På förrän efter att pulsgeneratorn har implanterats och systemets integritet har testats och verifierats.

**FÖRSIKTIGHET:** För patienter med andningsstörningar eller onormala andningsmönster ska läkaren använda medicinsk bedömning vid programmering av MV-sensorn till På. För att lindra olämpliga sensorstyrda frekvenser kan läkaren utvärdera frekvensresponsen och överväga en lägre responsfaktor.

**FÖRSIKTIGHET:** Programmera MV-/andningssensorn till Av under mekanisk ventilation. Annars kan följande inträffa:

- Olämplig MV-sensordriven frekvens
- Vilseledande andningsbaserad trendanalys

**FÖRSIKTIGHET:** Medicinsk utrustning, behandling eller diagnostiska tester som introducerar elektrisk ström i patienten riskerar att störa pulsgeneratorns funktion.

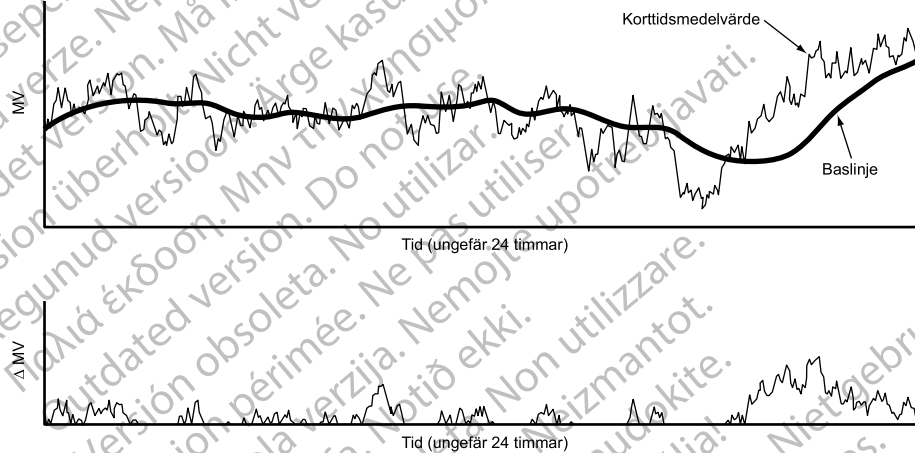
- Externa patientmonitorer (t.ex. andningsmonitorer, yt-EKG-monitorer, hemodynamiska monitorer) kan orsaka:
  - Olämplig MV-sensordriven frekvens (upp till maximal sensordriven frekvens)
  - Vilseledande andningsbaserad trendanalys

För att åtgärda misstänkta interaktioner MV-frekvensstyrning och/eller MV-/andningssensorbaserad diagnostik ska du inaktivera pulsgeneratorns MV-/andningssensorn genom att

programmera den till Av. Om en PRM-enhet inte är tillgänglig och pulsgeneratoren stimulerar vid sensordriven frekvens ska en magnet användas med pulsgeneratoren för att initiera temporär asynkron, icke-frekvensresponsiv stimulering.

### Algoritm för MV-frekvensrespons

Pulsgeneratoren sparar dels ett långtidsmedelvärde för rörelse (baslinje) för dessa MV-mätvärden (uppdateras var 4 minut), dels ett korttidsmedelvärde för rörelse (cirka 30 sekunder) som uppdateras var 7,5 sekund. Skillnaden mellan korttidsmedelvärdet och långtidsbaslinjevärdet används för att fastställa storleken på en frekvensökning som är högre än LRL eller en frekvensminskning ned till LRL. Efter en period av ansträngning och hög MV-frekvensdrivning minskar patientens korttidsmedelvärde och faller till sist under baslinjevärdet. När det minskar, minskar även den av MV-sensorn angivna frekvensen ned till LRL. Ökningen eller minskningen av den sensorindikerade frekvensen sker med högst  $2 \text{ min}^{-1}$  per cykel (Figur 2–23 Skillnad mellan MV-korttidsmedelvärde och MV-baslinje på sida 2-48). Algoritmen stödjer andningsfrekvenser på upp till  $72 \text{ min}^{-1}$ .



Övre bilden: Baslinjen (långtidsmedelvärdet) följer trenden för korttidsmedelvärdet. Nedre bilden: Skillnaden mellan kort- och långtidsmedelvärdet används för att öka den sensordrivna frekvensen vid ansträngning.

**Figur 2–23. Skillnad mellan MV-korttidsmedelvärde och MV-baslinje**

**NOTERA:** När en magnet används och Magnetfunktion har programmerats till Asynkron Stim stimulerar pacemakern asynkront med magnetfrekvensen och reagerar inte på MV-data.

För att aktivera MV-sensorn behöver systemet ett mätvärde för baslinjen eller MV i vila (Sensorkalibrering). Kalibreringsmetoderna omfattar Manuell och Automatisk kalibrering.

### Automatisk Kalibrering

En automatisk kalibrering på 6 timmar utförs alltid när MV har programmerats till På eller Passiv. Ingen MV-driven sensorstyrning eller elektrodkontroll sker under denna 6-timmarskalibrering.

- För VISIONIST-enheter: Vid implantationen startar en paus på 2 timmar efter den första elektrodkontrollen med godkända impedansvärden eller en icke slutförd manuell kalibrering. Den följs sedan av 6 timmars kalibrering. Denna 2-timmarsperiod, som visas med sensorstatusen Initiering, är till för att implantationen ska hinna slutföras.
- För INLIVEN-enheter: Om MV har programmerats till På vid implantationen så startar en paus på 2 timmar när elektroderna har satts fast. Pausen följs sedan av 6 timmars kalibrering. Denna 2-timmarsperiod, som visas med sensorstatusen Avstängd, är till för att implantationen ska hinna slutföras.



**NOTERA:** Om MV har programmerats till På eller Passiv vid övergången till MR-skyddsmod påbörjas en automatisk 6-timmarskalibrering när MR-skyddsmod avslutas. Om du vill att en MV-driven frekvensrespons ska aktiveras tidigare så kan du utföra kalibreringen manuellt.

### Manuell Kalibrering

Alltid när MV har programmerats till På kan sensorn kalibreras manuellt. Tryck på knappen Starta Sensorkalibrering på skärmen RightRate Stimulering Detaljer för att starta den manuella kalibreringsprocessen. Manuell kalibrering kan ta allt från 2 minuter till 5 minuter beroende på om störningar påträffas under datainsamlingen. Patienten ska ligga stilla och andas normalt några minuter före och under den manuella kalibreringen.

- För VISIONIST-enheter: När den manuella kalibreringen startas sker en integritetskontroll av sensorns elektrod.
- För INLIVEN-enheter: När den manuella kalibreringen startas sker en integritetskontroll av sensorns elektrod och sensorstatus för närvarande är Avstängd. Annars startar den manuella kalibreringen med användning av aktuell MV-vektor.

Om en integritetskontroll av sensorns elektrod utförs startar den manuella kalibreringen i den första MV-vektorn med impedanser inom intervallet. Om en MV-vektor med impedanser inom intervallet inte går att hitta misslyckas den manuella kalibreringen på grund av att ingen giltig MV-vektor finns.

De möjliga resultatet av den manuella kalibreringen och motsvarande MV-beteende beskrivs i Tabell 2-8 Resultat av manuell kalibrering på sida 2-49 enligt följande:

**Tabell 2-8. Resultat av manuell kalibrering**

Resultat av manuell kalibrering	MV-beteende
Godkänd kalibrering	MV-driven frekvensrespons aktiveras inom en minut.
Kalibreringen misslyckas på grund av att ingen giltig MV-vektor finns	Om SAM är På: <ul style="list-style-type: none"> <li>• SAM-episod(er) skapas.</li> <li>• MV-sensorn inaktiveras.</li> <li>• Sensorstatusen inaktiveras genom enhetsdiagnostik.</li> </ul> Om SAM är Av: <ul style="list-style-type: none"> <li>• För VISIONIST-enheter är sensorstatus Avstängd: Ingen giltig elektrod.</li> <li>• För INLIVEN-enheter är sensorstatus Avstängd.</li> <li>• Pulsgeneratorn kontrollerar om det finns en giltig vektor en gång i timmen. När en giltig vektor detekteras startar 6-timmarskalibreringen.</li> </ul>
Kalibreringen misslyckas på grund av störningar	Sensorstatus är Avstängd: Störningar detekterade. 6-timmarskalibreringen startas automatiskt när störningar inte längre detekteras.

**NOTERA:** Metoden Manuell kalibrering kan inte användas vid initial interogering medan information som episoder från Arytmiloggbok hämtas från enheten. Detta visas genom att ikonen Starta Sensorkalibrering är inaktiverad, vilket kan pågå i allt från några sekunder till minuter beroende på hur mycket data som hämtas.

Det finns ingen klinisk skillnad mellan kalibreringsmetoderna Automatisk och Manuellt. Vid en godkänd manuell kalibrering erhålls helt enkelt en baslinje och den MV-drivna frekvensresponsen startar så snart kalibreringen har slutförts. Telemetrikommunikationen behöver inte upprätthållas vid någondera kalibreringsmetod medan kalibreringen pågår.

**FÖRSIKTIGHET:** För att erhålla en korrekt MV-baslinje efter ett kirurgisk ingrepp som involverat pulsgeneratorn eller elektroderna bör en ny, manuell kalibrering utföras. Elektrodens

implanteringstid, uppkomst av luft i implanteringsfickan, pulsgeneratorrörelse på grund av otillräcklig suturering, extern defibrillering eller kardioversion eller andra patientkomplikationer (t. ex. pneumotorax) kräver en ny MV-baslinje för lämpligt MV-beteende.

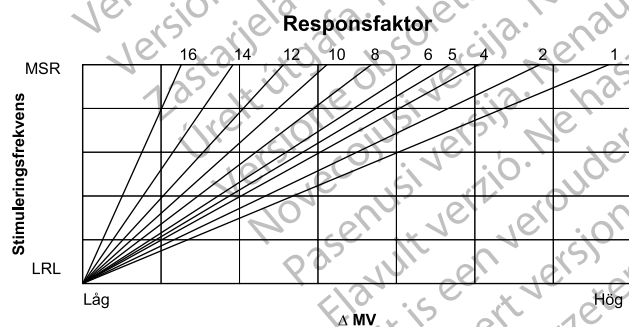
För att frekvensresponsen ska bli optimal finns det flera parametrar för Minutventilation som kan programmeras via området RightRate Stimulering på skärmen RightRate Stimulering – Inställningar. Bland annat när:

- Responsfaktor
- Ventilationströskel
- Ventilationströskel Responsfaktor
- Konditionsnivå

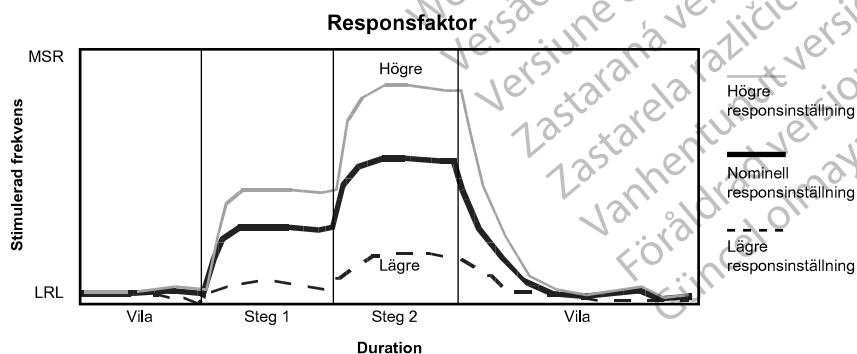
### Responsfaktor (Minutventilation)

En ökning av MV över baslinjen på grund av ökat metabol behov detekteras av pulsgeneratoren och konverteras med dess algoritm till en ökad stimuleringsfrekvens. Förhållandet mellan den detekterade ökningen av MV och den resulterande ökningen av den sensorindikerade frekvensen fastställs med hjälp av MV Responsfaktor.

Parametern Responsfaktor fastställer vilken stimulationsfrekvens som ska gälla över LRL vid olika förhöjda nivåer av MV. Högre responsfaktorvärden ger högre sensorfrekvenser på respektive MV-nivå (Figur 2–24 Förhållandet mellan programmerad Responsfaktor och frekvensrespons på sida 2-50). Effekten av högre respektive lägre inställning för Responsfaktor vid sensordriven stimuleringsfrekvens under ett teoretiskt arbetsprov i 2 steg illustreras nedan (Figur 2–25 Effekten av olika responsfaktorinställningar under ett arbetsprov i två steg på sida 2-50).



Figur 2–24. Förhållandet mellan programmerad Responsfaktor och frekvensrespons



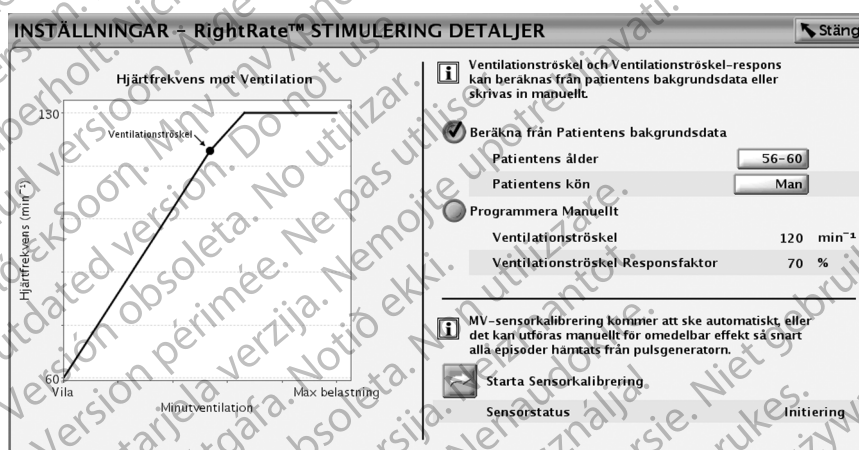
Figur 2–25. Effekten av olika responsfaktorinställningar under ett arbetsprov i två steg

## Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor

Ventilationströskel är en fysiologisk term som beskriver den punkt vid arbete då andningsfrekvensen ökar snabbare än hjärtfrekvensen (ibland även kallad anaerob tröskel eller mjölksyratröskel).

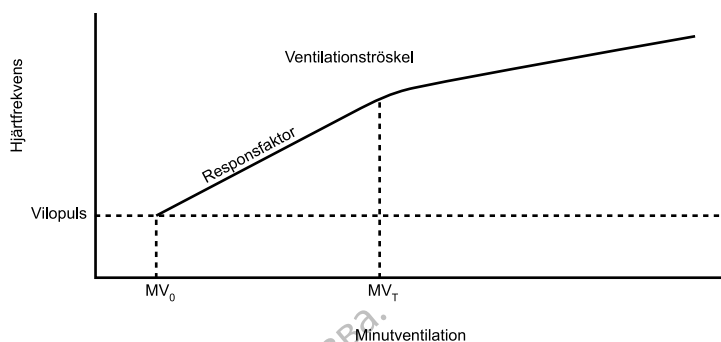
Responsfaktor styr MV-frekvensresponsen för sensorfrekvenser mellan LRL och Ventilationströskel. Ventilationströskel Responsfaktor styr MV-frekvensresponsen när sensorfrekvensen är högre än Ventilationströskeln.

Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor kan antingen programmeras manuellt eller härledas automatiskt från patientinformationen. Läkaren kan välja Beräkna från patientens bakgrundsdata på skärmen RightRate Stimulering Detaljer för att få inställningar med utgångspunkt från patientens ålder och kön (samt Konditionsnivå, se nedan). När en parameter ändras anpassas diagrammet efter detta för att visa effekten av den nya programmeringen på frekvensresponsen totalt sett (Figur 2–26 Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor på sida 2-51). Om Födelsedatum eller Kön ändras på skärmen Patientinformation återspeglas dessa nya värden även på skärmen RightRate Stimulering Detaljer.



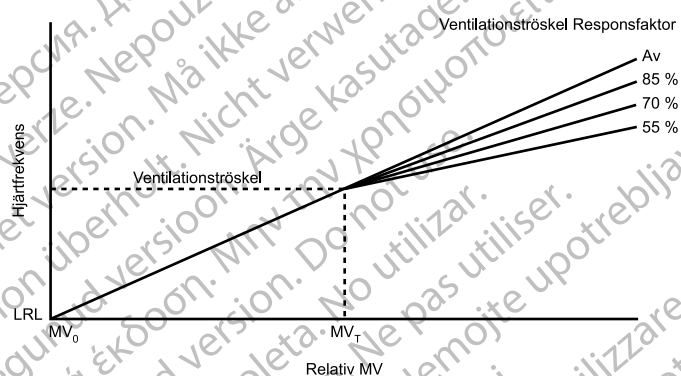
Figur 2–26. Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor

Det fysiologiska sambandet mellan MV och frekvens är i det närmaste bilinjärt enligt figuren (Figur 2–27 Det typiska fysiologiska sambandet mellan MV och hjärtfrekvens på sida 2-52). Vid aktivitetsnivåer upp till Ventilationströskel kan sambandet i det närmaste vara linjärt. Vid ansträngningsnivåer som är högre än Ventilationströskel är sambandet fortfarande linjärt men med lägre lutning. Sambandet mellan de båda lutningarna varierar från person till person och beror på flera faktorer, bland annat kön, ålder samt aktivitetens frekvens och intensitet. På pulsgeneratorn finns möjlighet att programmera en lutning som är högre än Ventilationströskel och mindre skarp för att efterlikna det fysiologiska sambandet mellan andningsfrekvens och hjärtfrekvens. Ventilationströskel Responsfaktor programmeras som ett procentuellt värde av Responsfaktor. Ventilationströskel Responsfaktor är aktiv vid frekvenser som är högre än Ventilationströskel med en mindre kraftig reaktion på MV vid höga frekvenser (Figur 2–28 Ventilationströskel Responsfaktor på sida 2-52).



$MV_0$  = MV i vila;  $MV_T$  = MV vid Ventilationsströskel

Figur 2-27. Det typiska fysiologiska sambandet mellan MV och hjärtfrekvens



Responsfaktor är linjär från vila till Ventilationsströskel ( $MV_0$  = MV i vila;  $MV_T$  = MV vid Ventilationsströskel)

Figur 2-28. Ventilationsströskel Responsfaktor

### Konditionsnivå

Utifrån den Konditionsnivå som väljs fastställs automatiskt en lämplig Ventilationsströskel Responsfaktor och frekvens som är fast för MV-baslinjen.

Tabell 2-9. Rekommenderade inställningar för Konditionsnivå

Rekommenderad inställning för Konditionsnivå	Patientens aktivitetsnivå
Stillasittande	Liten eller ingen fysisk aktivitet
Aktiv	Regelbunden promenader och lågintensiva aktiviteter
Spänstig	Måttlig intensitet, löpning eller cykling på motionsnivå
Uthållighetssport	Ansträngande aktivitet på tävlingsnivå, t.ex. maratonlopp

Baslinjen (långtidsmedelvärde) är fast i upp till 4,5 timmar. Det gör att aktiva patienter som tränar långa pass (t.ex. långdistanslöpare) kan hålla en lämplig sensor driven frekvens under hela träningspasset. Baslinjen är fast när den sensorindikerade frekvensen är högre än  $110 \text{ min}^{-1}$  för inställningen av Konditionsnivå vid Uthållighetssport eller  $90 \text{ min}^{-1}$  de övriga tre inställningarna för Konditionsnivå (Tabell 2-9 Rekommenderade inställningar för Konditionsnivå på sida 2-52). Efter 4,5 timmar, eller när sensorfrekvensen blir lägre än  $90 \text{ min}^{-1}$  eller  $110 \text{ min}^{-1}$  enligt ovan, aktiveras anpassningen av baslinjen på nytt.

När Ventilationsströskel och Ventilationsströskel Responsfaktor har programmerats automatiskt genom att använda alternativet Beräkna från patientens bakgrundsdata på programmeraren

(Figur 2–26 Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor på sida 2-51), styr dessutom kombinationen av Konditionsnivå, Patientens ålder och Patientens kön procentandelen Ventilationströskel Responsfaktor.

### Utvärdering av fysisk aktivitet

Efter medicinsk bedömning kan vårdpersonal be patienterna att ägna sig åt lätt eller måttlig fysisk aktivitet, t.ex. en promenad i korridoren eller att gå uppför eller nedför en trappa, för att bedöma pulsgeneratorns frekvensrespons. Denna utvärdering används för att få information för programmering av sensorstyrd stimulering för patientens detekterade aktivitetsnivå. För patienter som ägnar sig åt uthållighetssport kan ansträngande fysisk aktivitet leda till en mer noggrann bedömning av frekvensresponsen.

Innan utvärderingen av fysisk aktivitet startas:

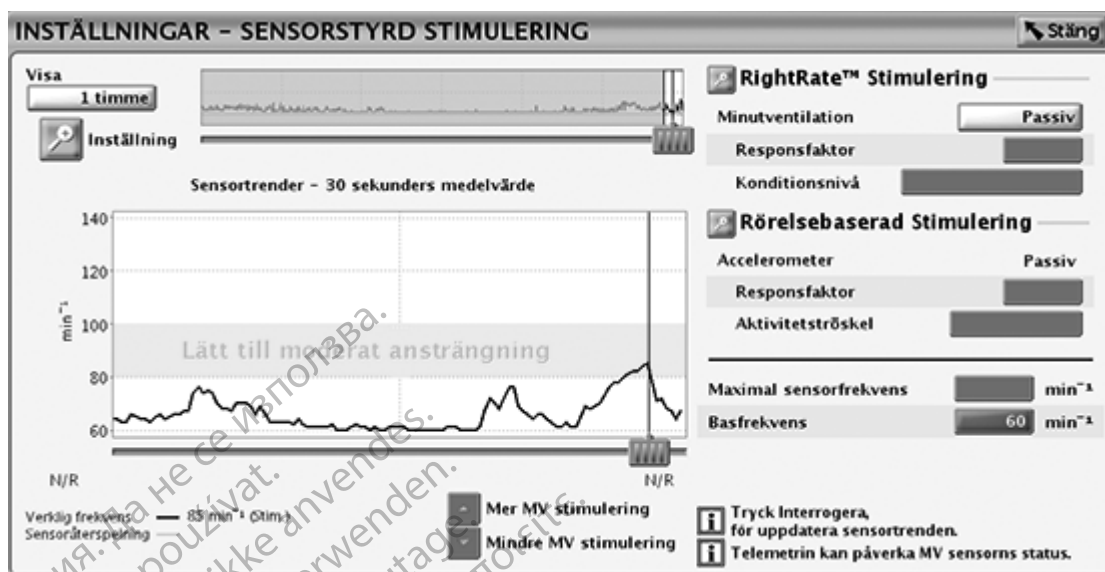
- Kontrollera att patienterna är tillräckligt friska för att delta.
- Granska och överväg att skriva ut patientens sensortrenddata för de föregående 25 timmarna. Mer information finns i Sensortrender ("Sensortrender" på sida 2-57).
- Inspelningsmetoden Från slag till slag (som beskrivs i "Sensortrender" på sida 2-57) rekommenderas under utvärderingar av fysisk aktivitet för att optimera sensorfrekvenserna manuellt.

**NOTERA:** Du kan skriva ut resultatet för Sensortrender via filen *Rapporter*.

Efter utvärdering av fysisk aktivitet ska patientens enhet interrogeras enligt beskrivningen i "Arbeta med trenddata" och frekvensresponsdatan granskas. Dessa frekvensresponsdata kan jämföras med de uppgifter för föregående 25 timmar som skrevs ut före testet. Det rekommenderas att Inspelningsmetod ställs tillbaka på den mod som användes före utvärderingen av fysisk aktivitet (t.ex. 30 sekunders medelvärde).

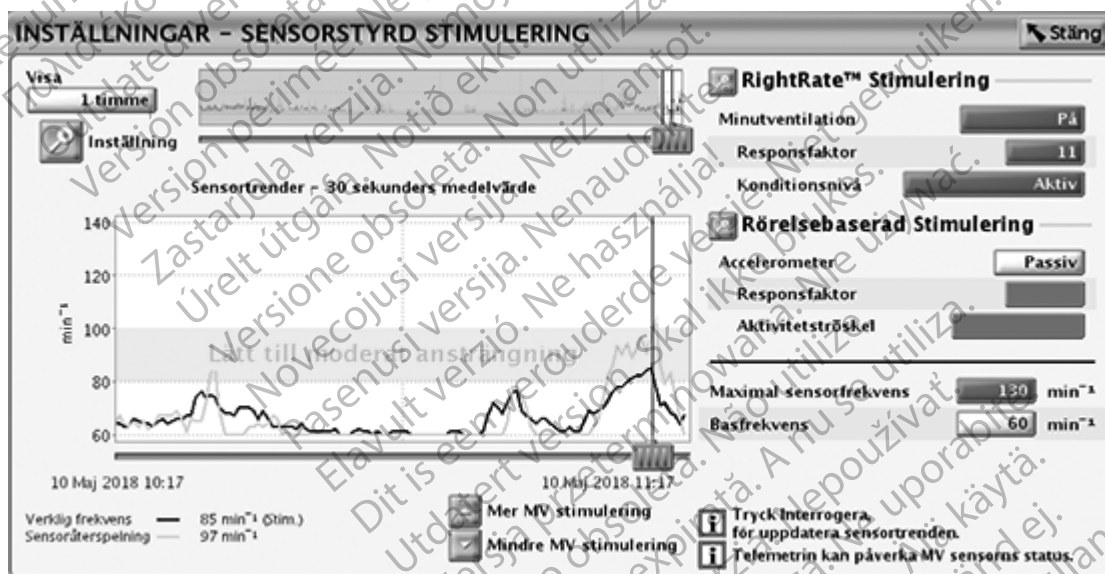
### Optimera frekvensrespons vid fysisk aktivitet

Sensortrender visar grafiskt pulsgeneratorns frekvensrespons på patientens detekterade aktivitetsnivå under motion ("Sensortrender" på sida 2-57). Grafen Sensortrender (Figur 2–29 Frekvensrespons innan MV-sensorn programmeras till På på sida 2-54) visar frekvensresponsdata för en patient innan MV-sensorn programmeras till På. Verklig frekvens (den svarta linjen) representerar patientens hjärtfrekvensdata i DDD-mod när MV-sensorn var programmerad till Passiv. Patientens hjärtfrekvens var ungefär 85 min<sup>-1</sup> efter att ha ägnat sig åt fysisk aktivitet.



Figur 2-29. Frekvensrespons innan MV-sensorn programmeras till På

Den andra grafen Sensortrender (Figur 2-30 Frekvensrespons efter att MV-sensorn programmeras till På på sida 2-54) visar hjärtfrekvensrespons för samma patient efter att MV-sensorn programmeras till På. Linjen Sensoräterspelning (orange) visar den sensordrivna hjärtfrekvensresponsen, som var ungefär 105  $\text{min}^{-1}$  efter att patienten ägnat sig åt fysisk aktivitet.



Figur 2-30. Frekvensrespons efter att MV-sensorn programmeras till På

För patienter som är kronotropiskt inkompetenta bör man överväga att programmera enheten till en frekvensresponsiv mod (t.ex. DDDR) med MV-sensorn På. Exempelvis kronotropiskt inkompetenta patienter, exempelvis de med en hjärtfrekvens < 100  $\text{min}^{-1}$  under fysisk aktivitet och föregående 24 timmar, kan ha nytta av enhetsoptimering för frekvensstyrd stimulering.

Efter att MV-sensorn har ställts in på På kan frekvensresponsen optimeras för att uppnå lämplig hjärtfrekvens under framtida motion. Överväg att programmera frekvensresponsfaktorn för att nå ett lämpligt högsta värde för Sensoräterspelning baserat på patientens kliniska tillstånd (t.ex. 70 % till 80 % av den beräknade högsta hjärtfrekvensen för patientens ålder (APMHR)). Denna programmering kan göras stegvis utifrån patientens kliniska tillstånd under kliniska uppföljningar.

Notera att sensorns frekvens begränsas av MSR och LRL. Överväg därför förnyad optimering med dessa funktioner när du programmerar om enheten.

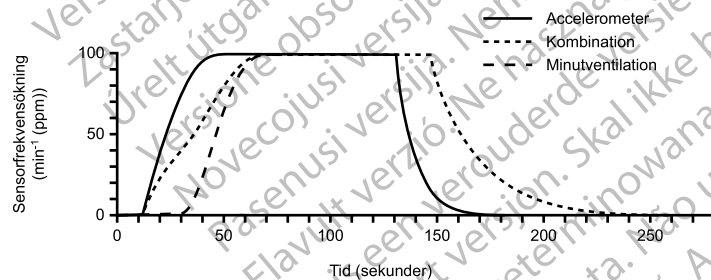
### Dubbelsensorkombination

När både Accelerometer- och MV-sensorn programmeras till På vid sensorstyrd stimulering kombineras de båda sensorindikerade frekvenserna så att en frekvensberoende viktad genomsnittsrespons genereras. Därmed är den kombinerade responsen alltid antingen lika med en av frekvenserna eller mellan de båda frekvenserna. När accelerometerresponsen är lägre än MV-responsen är sensorkombinationen MV-baserad till 100 %. Om accelerometerresponsen är högre än MV-responsen varierar sensorkombinationen från cirka 80 % Accelerometer och 20 % MV när accelerometerfrekvensen är LRL till cirka 40 % Accelerometer och 60 % MV när accelerometerfrekvensen är MSR.

Nedanstående exempel visar hur kombinationsalgoritmen fungerar.

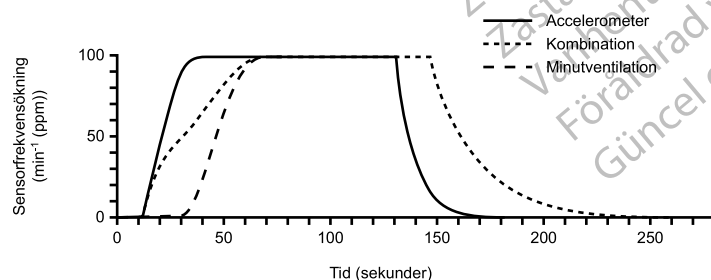
#### Exempel 1

Accelerometern känner av rörelse samtidigt med en ökning av MV (Figur 2–31 Kombinerad respons med en Accelerometerreaktionstid på 30 sekunder på sida 2-55). Vid fysisk aktivitet ökas frekvensen snabbt (inom 4 sekunder) av den kombinerade responsen med utgångspunkt från accelerometerresponsen. I takt med att frekvensen ökar rör sig den kombinerade responsen mot MV-responsen men den ligger hela tiden mellan Accelerometer- och MV-responsen. Vid högre frekvenser har ändringarna i accelerometerindata en lägre effekt på den kombinerade responsen (endast 40 % vid MSR) medan förändringar i MV har en mer märkbar effekt. Då den fysiska aktiviteten avbryts minskar Accelerometerfrekvensen enligt vad som förskrivs av parametern Återgångstid och faller i det här exemplet under MV-responsen. Till följd av detta växlar algoritmen till 100 % MV under återgångsfasen så länge accelerometerresponsen fortfarande ligger under MV-responsen. Vid användning av dubbelsensorkombination, behåll det nominella accelerometervärdet på 2 minuter. På så vis kan den fysiologiska MV-signalen styra den sensorstyrda stimuleringen under återgångsfasen efter den fysiska aktiviteten.



Figur 2–31. Kombinerad respons med en Accelerometerreaktionstid på 30 sekunder

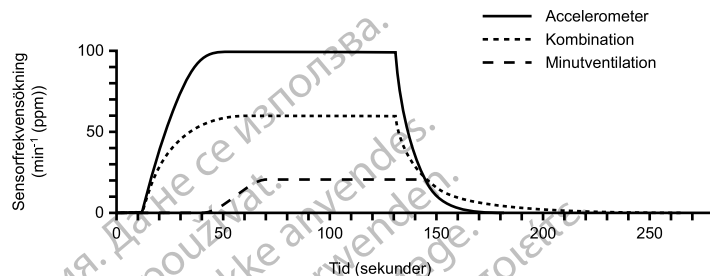
Du kan kontrollera styrkan i responsen vid onsets av den fysiska aktiviteten genom att programmera en kortare Accelerometer reaktionstid (Figur 2–32 Kombinerad respons med en Accelerometerreaktionstid på 20 sekunder på sida 2-55).



Figur 2–32. Kombinerad respons med en Accelerometerreaktionstid på 20 sekunder

**Exempel 2**

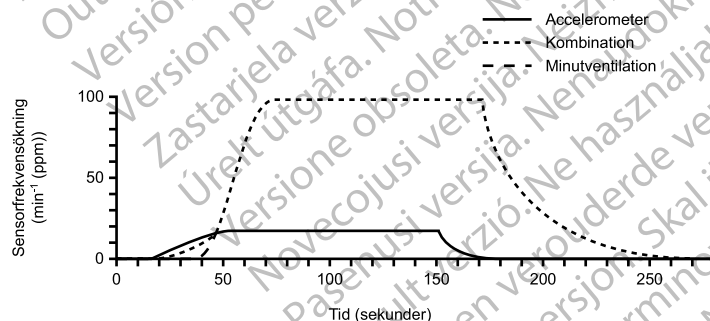
Accelerometern känner av rörelse med liten MV-ökning (Figur 2–33 Kombinerad respons: Accelerometern känner av rörelse med liten eller ingen ökning i MV på sida 2-56). Responsen för den kombinerade sensorn begränsas till cirka 60 % av accelerometerresponsen. När accelerometerresponsen faller under MV-responsen under återgången är den kombinerade responsen MV-driven till 100 %.



**Figur 2–33. Kombinerad respons: Accelerometern känner av rörelse med liten eller ingen ökning i MV**

**Exempel 3**

MV ökar med liten ökning av accelerometerfrekvensen (Figur 2–34 Kombinerad respons: MV-rörelse med liten eller ingen Accelerometeravkänd rörelse på sida 2-56). Den kombinerade responsen ökar till en början i takt med accelerometerresponsen men då MV-responsen stiger över accelerometerresponsen blir den kombinerade responsen MV-driven till 100 %. Detta möjliggör tillräcklig respons när det metabola behovet ökar vid förhållanden med liten eller ingen överkropps-rörelse.



**Figur 2–34. Kombinerad respons: MV-rörelse med liten eller ingen Accelerometeravkänd rörelse**

**Uppföljande bedömningar av enheten**

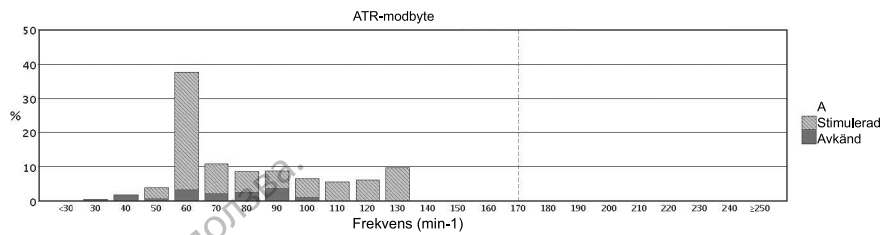
Efter att MV-sensorn eller Accelerometern har programmerats kan de parametrar som är förknippade med frekvensrespons justeras vid efterföljande kontroller av enheten. Överväg att kontrollera histogrammen och justera parametrarna om patienterna klagar på andnöd eller trötthet när de motionerar, eller rapporterar hög hjärtfrekvens under långa tidsperioder. Överväg även att nollställa histogrammen när de parametrar som är förknippade med frekvensrespons justeras (se "Histogram" på sida 4-9).

**Låg och hög responsfaktor**

Histogrammen kan visa tecken på att parametrar som är förknippade med frekvensrespons (t.ex. Responsfaktor, MSR, etc.) kan justeras för att uppnå önskad hjärtfrekvens. Ökad stimulering vid MSR kan tyda på att Responsfaktorn är för högt inställd (Figur 2–35 Hög responsfaktor på sida 2-57) eller att MSR är för låg, så som visas (Figur 2–36 Låg responsfaktor på sida 2-57). I

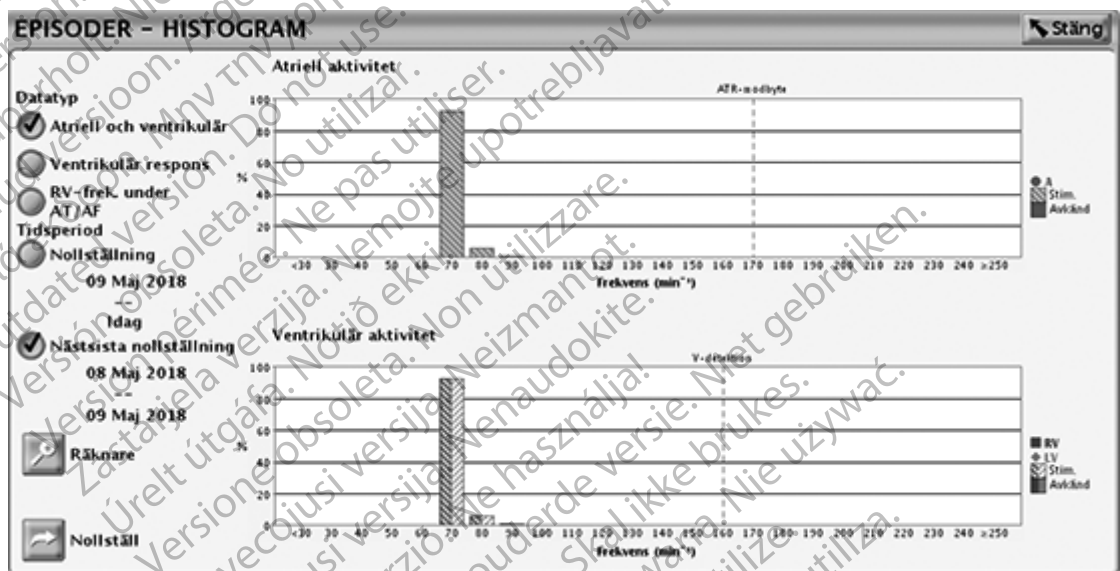


histogrammet som visas i Figur 2–35 Hög responsfaktor på sida 2-57, fundera på om det är lämpligt att minska responsfaktorn eller öka MSR.



Figur 2–35. Hög responsfaktor

I de histogram som visas i Figur 2–36 Låg responsfaktor på sida 2-57 kan responsfaktorn vara för låg, vilket framgår av en stor procentandel hjärtslag i samma sammanfattande stapel, dvs. > 70 %. Överväg i så fall att gradvis öka den programmerade responsfaktorn.



Figur 2–36. Låg responsfaktor

## Sensortrender

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

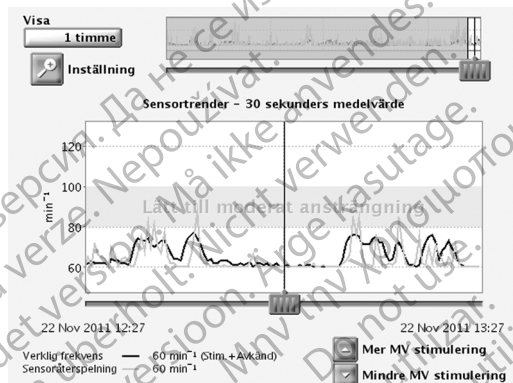
Sensortrender visar grafiskt pulsgeneratorns frekvensrespons på patientens detekterade aktivitetsnivå och/eller fysiologiska behov och ger användbar information vid arbetsprov. Dessa data ger läkaren möjlighet att anpassa den sensordrivna stimuleringsfrekvensen så att den motsvarar patientens faktiska behov.

Diagrammet Sensortrender och parametrarna SensortrenderInställning kan visas via skärmen Sensorstyrd stimulering.

Diagrammet Sensortrender (Figur 2–37 Diagrammet Sensortrender med ansträngningsintervall på sida 2-58) ger ett fast intervall för hjärtfrekvenser (80–100 min<sup>-1</sup>) vid Lätt till moderat

ansträngning. Intervallet kan användas som riktlinje för målfrekvenser som motsvarar normal promenad och andra lågintensiva aktiviteter och kan vara till hjälp för att hitta patienter med kronotrop inkompetens.<sup>12</sup> Intervallet kan variera beroende på faktorer som patientens ålder och typen av fysisk aktivitet.<sup>2</sup>

Även uppåt- och nedåtknappen (Figur 2–37 Diagrammet Sensortrender med ansträngningsintervall på sida 2-58) för Mer MV stimulering och Mindre MV stimulering kan användas för att välja responsfaktorn manuellt. Varje gång du trycker på knappen ändras responsfaktorn ett steg. Med uppåtknappen ökar Responsfaktor och med nedåtknappen minskar Responsfaktor. Mer information om sensoroptimering finns i avsnittet om arbete med trenddata nedan.



Figur 2–37. Diagrammet Sensortrender med ansträngningsintervall

Möjliga inställningar för Sensortrender är bland annat:

- Inspelningsmetod – programmerbar:
  - 30 sekunders medelvärde – registrerar och plottar medelfrekvensen var 30 sekund.
  - Från slag till slag – registrerar och plottar frekvensen per slag.

**NOTERA:** Från slag till slag bör användas vid promenader i korridorerna eller kortare perioder av aktivitet för att optimera sensorfrekvenserna manuellt.
- Av – inga trenddata samlas in.
- Duration – kan inte programmeras utan ställs in utifrån den Inspelningsmetod som valts:
  - När Inspelningsmetod är inställd på Av eller 30 sekunders medelvärde är Duration cirka 25 timmar.
  - När Inspelningsmetod är inställd på Från slag till slag – är Duration cirka 40 minuter vid 75 min<sup>-1</sup>.
- Datalagring – programmerbar:
  - Kontinuerlig – innehåller senaste tillgängliga data. Lagringen startar när installationen är klar och innebär att den senaste informationen registreras kontinuerligt samtidigt som den äldsta informationen skrivs över. Med det här alternativet kan du visa data för perioden närmast före datahämtningen.

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

- Fast lagringen startar när installationen är klar och fortsätter tills PG-minnets lagringsutrymme är fullt. Detta gör det möjligt att visa data från den inledande installationen fram till en fast tidpunkt.

Pulsgeneratorm samlar in och lagrar sensordata som sedan visas på PRM-enheten i grafisk form som Verklig frekvens och Sensoråterspelning för patienten under registreringen.

Linjen Verklig frekvens (svart) visar patientens hjärtfrekvens (stimulerad eller avkänd) vid fysisk aktivitet. Linjen Sensoråterspelning (orange) visar den sensor drivna hjärtfrekvensresponsen med de aktuella sensorparameterinställningarna. När skjutreglaget flyttas längs den horisontella axeln visas den faktiska och den sensorindikerade hjärtfrekvensen för en viss datapunkt. Dessutom kategoriseras varje atriell episod i form av en datapunkt (enkelt slag eller 30 sekunders medelvärde) och visas intill Verklig frekvens. Episoderna kategoriseras och visas som en eller flera av följande: Stimulerad, Avkänd och Avkänd i ATR. Denna typ av episod återspeglar ventrikulära episoder i VVI(R)-mod.

Aktuella sensorparametrar kan anpassas för att visa den resulterande förändringen av sensorfrekvensen utan att något nytt arbetsprov behövs.

Pulsgeneratorm kan samla in och lagra data i sensorstyrda och icke-sensorstyrda moder. I moder utan sensorstyrning samlas trenddata in via sensorinställningen Passiv. Med hjälp av inställningen Passiv kan du samla in sensordata som kan användas för att optimera sensorerna när sensor driven respons saknas. Men om sensorinställningen är Passiv visas inte data för Sensoråterspelning i diagrammet förrän en sensorstyrd mod väljs.

Pulsgeneratorm registrerar data för Sensortrender när telemetrihuvudet används eller när RF-telemetri är aktiv.

Även om hjärtfrekvensen är helt sensor driven kan små skillnader observeras mellan Verklig frekvens och Sensoråterspelning eftersom dessa beräknas oberoende av varandra med något olika metoder.

### Arbeta med sensortrenddata

Så här använder du funktionen Sensortrender:

1. Efter ett pass av fysisk aktivitet navigerar du till diagrammet Sensortrender och trycker på Interrogera så att trendinformationen uppdateras. Trenddata hämtas vid initial interrogering. Om en session fortfarande är aktiv medan patienten ägnar sig åt lätt till måttlig fysisk aktivitet, tryck på Interrogera igen för att uppdatera trendinformationen.
2. Med knappen Visa kan du öka eller minska den mängd data som visas. Datum och tid för start och slut längst ned i diagrammet ändras för att motsvara den tidsperiod som visas i diagrammet. Med inställningen 30 sekunders medelvärde för Inspelningsmetod kan du välja mellan 1 och 25 timmar och inställningen Från slag till slag för Inspelningsmetod har alternativ för mellan 5 och 40 minuter.
3. Om du vill anpassa vilka data som visas i diagrammet eller visa särskilda datapunkter så flyttar du ett eller flera skjutreglage längs den horisontella axeln nederst i visningsfönstret.
4. Genom att anpassa sensorparametrarna till höger i diagrammet får du se hur ändringarna av den sensorstyrda stimuleringen påverkar sensorresponsen (orange linje). När parametrarna och/eller MSR och LRL ändras på skärmen ändrar programmet diagrammet för att visa vilken effekt ändringarna skulle få. Om patientens hjärtfrekvens är lämplig för den aktivitet som utförs behöver inte sensorerna optimeras.
5. När patientens hjärtfrekvens är inom önskat intervall för aktiviteten väljer du knappen Programmera.

**NOTERA:** Du kan skriva ut resultatet för Sensortrender via fliken Rapporter. Både parametrarna Nuvar (aktuell programmering) och Återspela (anpassas av läkaren) tillhandahålls utöver det aktuella diagrammet som visas på programmerarskärmen.

**NOTERA:** Sensorerna ska inte anpassas med utgångspunkt från data som samlas in under tiden för MV-kalibreringen.

## ATRIELL TAKYRESPONS

### ATR-modbyte

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

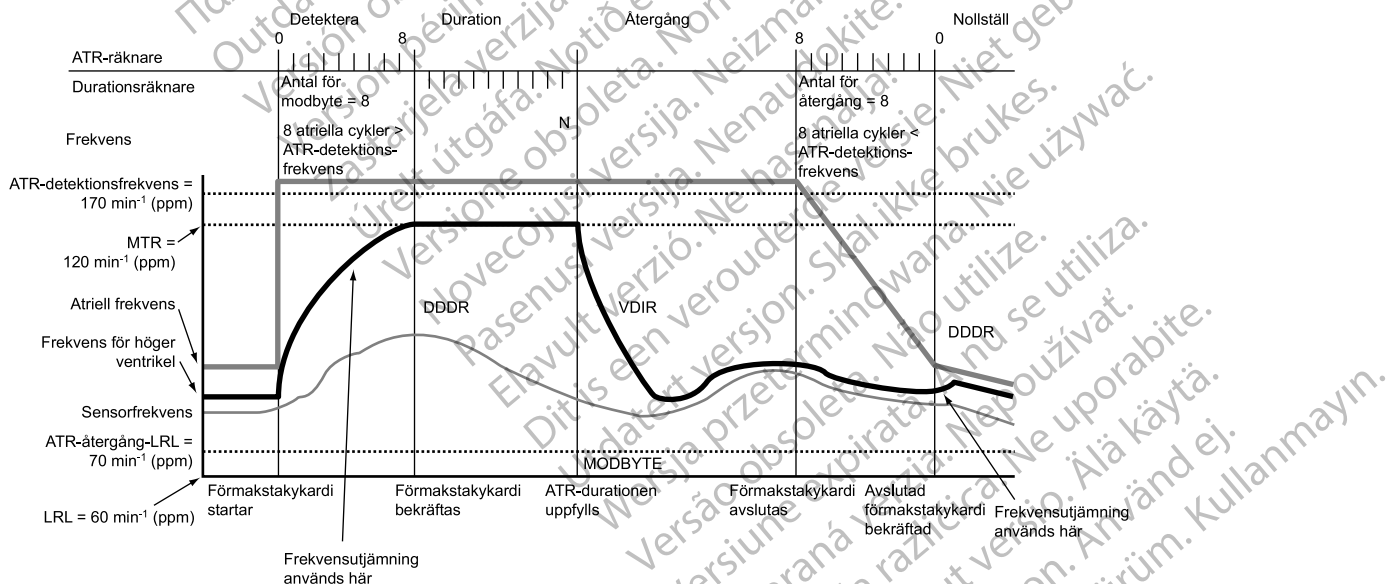
ATR är utformad för att begränsa den tid under vilken den ventrikulära stimulerade frekvensen håller MTR eller fungerar med hög frekvens (2:1-block eller Wenckebach) till följd av en patologisk atriell arytm.

Vid ATR begränsas även tiden då CRT förhindras på grund av patologisk förmakstakykardi.

Vid detekterad atriell aktivitet som överstiger ATR-detektionsfrekvens växlar pulsgenerators stimuleringsmod från en trackingmod till en icke-trackingmod enligt följande:

- Från DDD(R) till DDI(R) eller VDI(R)
- Från VDD(R) till VDI(R)

Ett exempel på ATR-funktionen visas nedan (Figur 2–38 ATR-funktion på sida 2-60).



Figur 2–38. ATR-funktion

**FÖRSIKTIGHET:** ATR bör programmeras som På om patienten har förmakstakyarytmier i anamnesen. Avgivning av CRT påverkas negativt därför att AV-synkronin avbryts om ATR-modbyte sker.

När en hjärtsviktspatient har en episod med atriell takyarytmi påverkar detta effekten av CRT negativt eftersom AV-synkronin bryts. Vid ATR kan inte AV-asykronin åtgärdas, men den biventrikulära stimulerade frekvensen kan snabbt ändras från MTR till ATR-återgång-LRL, VRR-frekvens eller sensorindikerad frekvens (DDIR eller VDIR). Om du programmerar korta tider för

ATR-duration och ATR-återgångstid sker modbytet snabbare och den biventrikulära stimuleringsfrekvensen sjunker snabbare.

Patienter med intakt AV-överledning kan få överledda ventrikulära frekvenser under ATR-episoder. Om den spontana ventrikulära frekvensen överstiger den biventrikulära stimuleringsfrekvensen under en ATR-episod inhiberas den biventrikulära stimuleringen. Hos dessa patienter bör du överväga att programmera funktionerna VRR och Bivent trigger till På.

**NOTERA:** I ATR är stimuleringskammaren alltid biventrikulär oavsett vilken permanent inställning som har programmerats för Ventr. stimuleringskammare.

**NOTERA:** Parameterinställningar som minskar det atriella avkänningsfönstret kan inhibera ATR-behandlingen.

### ATR-detektionsfrekvens

ATR-detektionsfrekvens fastställer vid vilken frekvens pulsgeneratoren ska börja detektera förmakstakykardier.

Atriella episoder övervakas av pulsgeneratoren genom hela stimuleringscykeln förutom under den atriella blankningen och intervall av störningsundertryck. Vid atriella episoder som är snabbare än Atriell detekteringsfrekvens ökar ATR-detektionsräknaren. Vid episoder som är långsammare än Atriell detekteringsfrekvens minskar räknaren.

När ATR-detektionsräknaren når det programmerade värdet för Antal för modbyte startar ATR-duration. När ATR-detektionsräknaren har räknat ned från det programmerade värdet för Antal för återgång till noll avslutas ATR-duration och/eller -återgång och ATR-algoritmen nollställs. En episodmarkör genereras varje gång ATR-detektionsräknaren ökar eller minskar.

### ATR-duration

ATR-duration är ett programmerbart värde som anger antalet ventrikulära cykler då atriella episoder fortsätter att analyseras efter att den initiala detektionen (antal för modbyte) är avslutad. Syftet med funktionen är att förhindra modbyte på grund av icke ihållande episoder av förmakstakykardi. Om ATR-räknaren når noll under ATR-duration så nollställs ATR-algoritmen och inget modbyte sker.

Om förmakstakykardin kvarstår under den ATR-duration som har programmerats så sker ett modbyte och Återgångsmod och Återgångstid startar.

### Antal för modbyte

Värdet för Antal för modbyte avgör hur snabbt en atriell arytm initialt detekteras.

Ju lägre det programmerbara värdet är, desto färre snabba atriella episoder behövs för att uppfylla initial detektion. När antalet snabba atriella episoder som har detekterats är lika med det programmerbara värdet Antal för modbyte startar ATR-duration och Antal för återgång aktiveras.

**FÖRSIKTIGHET:** Iaktta försiktighet när Antal för modbyte programmeras till låga värden samtidigt med en kort ATR-duration. Den kombinationen möjliggör modbyte efter mycket få snabba atriella slag. Om till exempel Antal för modbyte programmeras till 2 och ATR-durationen till 0 kan ATR-modbyte uppträda efter två snabba förmaksintervall. I sådana fall kan en kort serie prematura förmaksepisoder orsaka modbyte hos enheten.

### Antal för återgång

Värdet för Antal för återgång avgör hur snabbt ATR-algoritmen avslutas när den atriella arytm inte längre detekteras.

Ju lägre det programmerbara värdet är, desto snabbare återgår pulsgeneratoren till en atriell trackingmod när en atriell arythmi har upphört. När antalet långsamma atriella episoder som har detekterats är lika med det programmerbara Antal för återgång avslutas ATR-duration och/eller Återgång och ATR-algoritmen nollställs. ATR Antal för återgång minskar vid atriella episoder som är långsammare än ATR-detektionsfrekvens eller vid en ventrikulär episod som inträffar mer än 2 sekunder efter den senaste atriella episoden.

**FÖRSIKTIGHET:** Iakttag försiktighet när Antal för återgång programmeras till låga värden. Om t.ex. Antal för återgång programmeras till 2 skulle ett fåtal hjärtcykler med atriell underavkänning kunna medföra att modbytet avslutas.

### Återgångsmod

Återgångsmod är den stimuleringsmod utan tracking som pulsgeneratoren automatiskt växlar till när ATR-duration har uppfyllts.

När pulsgeneratoren har växlat mod minskar den ventrikulära stimuleringsfrekvensen gradvis. Minskningen styrs av parametern Återgångstid.

**NOTERA:** *Tvåkammarmod med stimuleringsåtergång kan endast användas när Normal stimuleringsmod är inställd på tvåkammarmod.*

**NOTERA:** *Moden ATR återgång kan programmeras som sensorstyrd även om den permanenta inställningen för brady-mod är icke sensorstyrd. I det här fallet visar sensorparametrarna Endast ATR.*

### Återgångstid

Värdet för Återgångstid avgör hur snabbt den stimulerade frekvensen minskar från MTR till ATR-återgång-LRL vid återgång. Den stimulerade frekvensen minskar till den högsta av de sensorindikerade frekvenserna, till VRR-frekvens eller till ATR-återgång-LRL.

Under återgången inaktiveras följande funktioner:

- Frekvensutjämning – inaktiverad tills återgången når ATR-återgång-LRL eller den sensorindikerade frekvensen. Medan VRR är aktiverad så är Frekvensutjämning inaktiverad under hela modbytet
- Frekvenshysteres
- APP/ProACT
- PVARP-förlängning

### Återgångs-LRL

ATR-återgång-LRL är den programmerade nedre frekvens som frekvensen sjunker till vid ett modbyte. ATR-återgång-LRL kan programmeras till ett högre eller lägre värde än den permanenta LRL-inställningen för bradystimulering.

Frekvensen minskar till den högsta av de sensorindikerade frekvenserna (om sådana används), VRR-frekvens (om den är aktiverad) och till ATR-återgång-LRL.

### Slut på ATR-episod

Slut på ATR-episod markerar den punkt då pulsgeneratoren återgår till AV-synkron funktion eftersom atriell arythmi inte längre detekteras.

När arytmin upphör ändras ATR antal för återgång från det programmerade värdet till 0. När ATR antal för återgång når 0 växlar stimuleringsmoden automatiskt till den programmerade trackingmoden och AV-synkron funktion återupptas.

## Ventrikulär frekvensreglering (VRR)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

VRR är avsedd för att minska V–V-cykellängdens variationer under delvis överledda förmaksarytmier genom att den ventrikulära stimuleringsfrekvensen ökas en aning. Med VRR ökar dessutom CRT-stimuleringen vid överledda förmaksarytmier.

VRR-algoritmen beräknar ett VRR-indikerat stimuleringsintervall utifrån en viktad summa bestående av den aktuella V-V-cykellängden och de tidigare VRR-indikerade stimuleringsintervallen.

- Stimulerade intervall har större inverkan än avkända intervall, vilket betyder att stimulerade episoder medför en minskad VRR-indikerad frekvens.
- Vid avkända intervall kan den VRR-indikerade frekvensen öka, men inverkan dämpas ändå av tidigare historik.
- Den VRR-indikerade frekvensen styrs även av LRL och VRRMPR.

De programmerbara värdena för VRR är Min (Lägsta värde), Med (Medel) och Max (Högsta värde). Det programmerade värdet påverkar graden av frekvensreglering enligt följande:

- En hög inställning ger en större ökning av CRT-stimuleringen än en låg inställning (t.ex. Max kontra Med).
- En hög inställning sänker V-V-variabiliteten i högre grad än en låg inställning.
- En låg inställning ger ett större intervall för V–V-variabilitet och lägre grad av ventrikulär CRT-stimulering.

**NOTERA:** Med VRR kan CRT-behandlingen ökas vid atriella takyarytmier och därför bör funktionen aktiveras med högsta inställning för att öka andelen ventrikulär stimulering och för att maximera CRT-behandlingen vid överledda atriella takyarytmier.

När VRR är aktiverad i trackingmod är funktionen endast aktiv när ett ATR-modbyte har förekommit. När en synkron stimuleringsmod återupptas då den atriella arytmin upphör inaktiveras VRR. I trackingmoder där både Frekvensutjämning och VRR är aktiverade inaktiveras Frekvensutjämning när VRR är aktiv under ATR och återaktiveras direkt när ATR upphör.

När VRR aktiveras i icke-trackingmoder är funktionen oavbrutet aktiv och uppdaterar den VRR-indikerade stimuleringsfrekvensen och det utjämnade medelvärdet per hjärtcykel.

### Maximal stimuleringsfrekvens vid ventrikulär frekvensreglering (MPR vid VRR)

Med MPR vid VRR begränsas den högsta stimuleringsfrekvensen för VRR.

Arbetsintervallet för VRR är mellan LRL och MPR.

## Biventrikulär trigger

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Biventrikulär trigger (Bivent trigger) är avsedd för att främja synkroniserade RV- och LV-kontraktioner vid förekomst av RV-avkända episoder. Detta sker genom att vänster och höger kammare omgående stimuleras efter en avkänd RV-episod, inklusive eventuella PVC-episoder. Vid förmakstakykardi är Bivent trigger avsedd att användas tillsammans med VRR för att ge ytterligare CRT-understöd.

Arbetsintervallet för biventrikulär trigger är mellan LRL och MPR. Stimulering som sker till följd av Bivent trigger markeras som RVP-Tr och LVP-Tr utan användning av LV-offset. Dessa triggade episoder räknas in i RVS- och LVP-räknaren.

Biventrikulär trigger kan programmeras separat vid normal stimulering och ATR återgång.

**NOTERA:** Om pulsgeneratoren är programmerad till RV eller LV används stimulering i båda kamrarna om Bivent trigger är aktiverad.

### Maximal Stimuleringsfrekvens vid Biventrikulär Trigger (MPR)

Med MPR vid Biventrikulär Trigger begränsas den högsta stimuleringsfrekvens som kan användas med Biventrikulär trigger.

### Förmaksfladderrespons (AFR)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Syftet med A-fladder respons är att:

- Förhindra stimulering under den sårbara perioden efter en atriell avkänning. Stimulering under den sårbara perioden skulle kunna ske om en atriell stimulering är planerad strax efter en refraktär atriell avkänning.
- Omedelbart växla till stimulering utan tracking vid atriella frekvenser som är högre än Atriell detekteringsfrekvens för AFR.

Funktionen utan tracking används så länge som atriella episoder fortsätter att överskrida Atriell detekteringsfrekvens för AFR.

*Exempel:* När AFR har programmerats till 170 min<sup>-1</sup> och en detekterad atriell episod förekommer inom PVARP eller ett tidigare triggat AFR-intervall öppnas ett AFR-fönster på 353 ms (170 min<sup>-1</sup>). Atriell detektion inom AFR kategoriseras som en avkänning inom refraktärtiden och trackas inte. Atriell tracking kan endast användas när tiden för både PVARP och AFR-fönstret är slut. Stimulerade atriella episoder som är planerade inom ett AFR-fönster fördröjs tills tiden för AFR-fönstret är slut. Om mindre än 50 ms återstår till nästa ventrikulära stimulering inhiberas den atriella stimuleringen för den cykeln.

**NOTERA:** Den här funktionen kan förbigå en programmerad AV-fördröjning och tillfälligt påverka effektiviteten hos CRT på grund av dess effekt på AV-synkronin.

Ventrikulär stimulering påverkas inte av AFR utan sker som planerat. Tack vare det stora programmerbara området för Atriell detekteringsfrekvens för AFR kan även långsamt förmaksfladder kännas av. Atriell avkänning vid höga frekvenser kan fortsätta att utlösa AFR-fönstret, vilket i praktiken innebär en funktion i likhet med VDI(R)-återgångsmod.

**NOTERA:** När AFR-funktionen används blir den ventrikulära stimuleringsfrekvensen långsammare vid förmaksarytmier som uppfyller de programmerade AFR-frekvenskriterierna.



**NOTERA:** När både AFR och ATR är aktiva vid förekomst av förmaksarytmier kan ventrikulär stimulering utan tracking inträda snabbare, men ATR-modbyte kan ta längre tid. Detta beror på att funktionen ATR-duration går efter antalet ventrikulära cykler för att uppfylla durationskriterierna och AFR-funktionen sänker den ventrikulära stimulerade responsen vid snabba förmaksarytmier.

## Avbryt PMT

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med hjälp av Avbryt PMT detekteras och avbryts pacemakermedierade takykardi-tillstånd (PMT).

AV-synkronin kan upphöra av flera orsaker, däribland förmaksflimmer, PVC-episoder, PAC-episoder, atriell överavkänning och förlust av atriell capture. Om patienten har en intakt retrograd överledning när AV-synkronin upphör kan det osynkroniserade slaget överledas i retrograd riktning till förmaket, vilket leder till tidig atriell depolarisation. I stimuleringsmoderna DDD(R) och VDD(R) kan enheten detektera och tracka P-vågor som överleds i retrograd riktning och faller utanför PVARP. Denna upprepade cykel med avkänning och tracking av retrograd överledning kallas PMT och kan leda till triggade ventrikulära stimuleringsfrekvenser på samma höga nivå som MTR. Genom att programmera särskilda refraktärtider (t.ex. PVARP efter PVC) kan du minska risken för att episoder med retrograd överledning trackas. Frekvensutjämning kan också användas för att styra hur pulsgenerators reagerar på retrograd överledning.

När det inte finns någon programmerad inställning för pulsgenerators reaktion på retrograd överledning används Avbryt PMT (om funktionen har programmerats till På) för att detektera och avbryta PMT inom 16 cykler av onset om följande villkor är uppfyllda:

- 16 på varandra följande ventrikulära stimuleringar registreras vid MTR efter atriellt avkända episoder
- Samtliga 16 V–A-intervall inträffar inom 32 ms (före eller efter) från det andra registrerade V–A-intervallet med MTR under de 16 ventrikulärt stimulerade episoderna (så att Wenckebach-funktion kan särskiljas från PMT)

När båda dessa villkor är uppfyllda ändrar pulsgenerators PVARP till en fast inställning på 500 ms under en hjärtcykel i avsikt att bryta PMT. Om inte de båda villkoren uppfylls fortsätter pulsgenerators att övervaka på varandra följande ventrikulära stimuleringar för att upptäcka förekomst av PMT.

När Avbryt PMT har programmerats till På lagrar pulsgenerators PMT-episoder i Arytmiloggbok.

**NOTERA:** Även om analysen av V–A-intervall bidrar till att sortera bort verklig PMT (stabila V–A-intervall) från funktion vid höga frekvenser som beror på sinustakykardi eller ett normalt svar på fysisk aktivitet (i regel V–A-intervall som inte är stabila) kan patientens atriella egenfrekvens ändå uppfylla detektionskriterierna för PMT. I dessa fall och om Avbryt PMT har aktiverats så registreras rytmen som PMT av algoritmen och PVARP förlängs i den 16 cykeln.

**NOTERA:** Eftersom tiderna för retrograd överledning kan variera under en patients livstid på grund av att det medicinska tillståndet förändras kan enstaka programmeringsändringar behövas.

Om retrograd överledning visar sig i ett lagrat EGM kan du analysera elektrogrammet och/eller utföra ett tröskeltest för att kontrollera att den atriella stimuleringen och avkänningen fungerar som den ska. Om det inte finns några lagrade EGM att granska, gör så här för att utföra en analys av V–A-intervall med PRM-enheten:

1. På skärmen Tester, välj fliken Temp. brady.

2. Programmera en lämplig atriell avkänningsmod som ger atriella markörer (VDD, DDD eller DDI).
3. Programmera högsta PVARP till ett lägre värde än genomsnittstiden för retrograd överledning.

**NOTERA:** Enligt den vetenskapliga litteraturen är genomsnittstiden för retrograd överledning  $235 \pm 50$  ms (vid ett intervall på 110–450 ms).<sup>3</sup>

4. Programmera LRL så att stimulering garanteras vid frekvenser som är högre än den atriella egenfrekvensen (t.ex. 90, 100, 110 osv.).
5. Starta utskriften av EKG i realtid.
6. Tryck på knappen Start för att aktivera de temporära parametrarna.
7. När analysen av det angivna LRL-värdet har slutförts, tryck på knappen Avbryt.
8. Avbryt utskriften av EKG i realtid.
9. Analysera om det finns V–A-överledning på EKG-remsan (VP följt av AS). Sök efter jämna och stabila intervall som kan tyda på retrograd överledning.
  - Om retrograd överledning identifieras, jämför tiden för det V–A-intervallet i retrograd riktning med den programmerade refraktärtiden. Överväg att programmera PVARP till ett lämpligt värde så att episoden av retrograd överledning inte trackas.
  - Om retrograd överledning inte kunde identifieras kan PMT-episoden vara ett resultat av normal funktion vid höga frekvenser. Granska Histogram för att se hur ofta frekvensen ligger på MTR och överväg att höja MTR (när det är kliniskt lämpligt).
10. Upprepa vid behov med olika LRL-värden eftersom retrograd överledning kan förekomma vid flera frekvenser.

## Atriell pacingpreferens (APP) och ProACT

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Funktionerna Atriell pacingpreferens (APP) och ProACT är avsedda för att främja atriell stimulering genom att öka stimuleringsfrekvensen. Algoritmerna för APP och ProACT fungerar ungefär på samma sätt men ProACT-algoritmen reagerar på prematura förmakskontraktioner (PAC) medan APP-algoritmen reagerar på atriella avkänningar som inte är PAC.

APP och ProACT är avsedda för att minska antalet atriella arytmiepisoder.

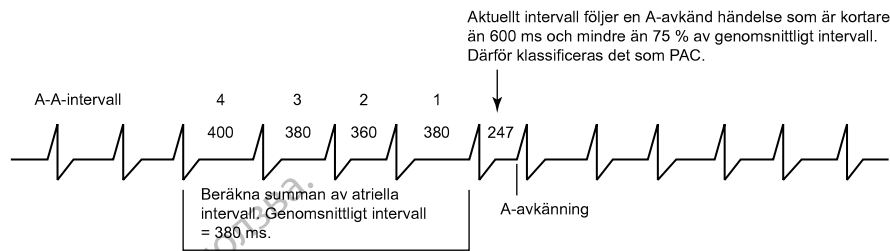
### Fastställa PAC

Pulsgeneratoren fastställer förekomsten av PAC genom att beräkna ett genomsnitt för fyra A–A-intervall före en atriellt avkänd episod. Såväl atriellt stimulerade som atriellt avkända episoder används för att fastställa A–A-intervallen (Figur 2–39 PAC-detektion på sida 2-67). När en atriellt avkänd episod inträffar kategoriseras den som PAC om föregående A–A-intervall är lägre än 75 % av ett genomsnittsintervall (beräknat på de föregående fyra intervallen) och är kortare än 600 ms. En atriellt stimulerad episod kategoriseras inte som PAC.

**NOTERA:** PAC-episoder detekteras inte om ett ATR-modbyte pågår.

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

**NOTERA:** Om något av de A–A-intervall som används vid beräkningen av genomsnittintervall är längre än 2 000 ms används intervalllängden 2 000 ms vid beräkningen.



Figur 2–39. PAC-detektion

### Atriell Pacingpreferens (APP)

Atriell pacingpreferens är en algoritm som är avsedd för att främja atriell stimulering genom att öka den atriella stimuleringsfrekvensen vid förekomst av icke-refraktära atriellt avkända episoder som inte är PAC.

När en AS–VS-episod förekommer förkortas A–A-intervallet för den efterföljande cykeln med 10 ms genom APP för att underlätta atriell stimulering. När en AS–VP-episod förekommer förkortas V–V-intervallet för den efterföljande cykeln med 10 ms av APP.

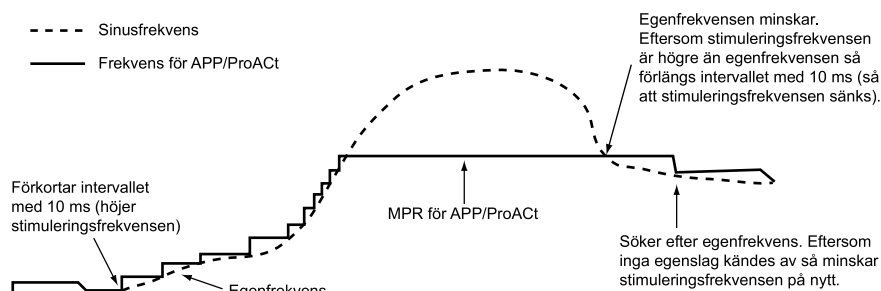
Dessutom sänks stimuleringsfrekvensen gradvis tills den når LRL genom att V–A-intervallet förlängs med 10 ms om 4 på varandra följande hjärtcykler förekommer och varje cykel tillhör någon av följande kategorier:

- En refraktär atriell avkänning som ensam atriell episod
- Inga atriella episoder
- En PAC-episod
- En atriell stimulering
- Flera atriella episoder varav den senaste är en icke-refraktär atriell avkänning som föregås av minst en PAC-episod

Detta nya V–A-intervall används sedan antingen tills en atriellt avkänd spontan episod inträffar då algoritmen förkortar A–A- eller V–V-intervallet eller tills V–A-intervallet förlängs på nytt med 10 ms enligt ovan.

När APP/ProACT är aktiv går det inte att använda SBR eller Frekvenshysteres. Dessutom ignoreras Frekvensutjämning uppåt vid stimuleringsfrekvenser som är lägre än APP/ProACTMax stim.frekvens.

Ett exempel på hur APP/ProACT fungerar visas nedan (Figur 2–40 Atriell pacingpreferens på sida 2-68).



Figur 2-40. Atriell pacingpreferens

APP kan användas i DDI(R)- och DDD(R)-mod. Stimuleringsfrekvensen för APP/ProAct begränsas av den programmerbara inställningen APP/ProActMPR.

### ProAct

Med hjälp av ProAct ökar stimuleringsfrekvensen vid förekomst av PAC-episoder så att sannolikheten för atriell stimulering är större.

Om den föregående atriella episoden var en PAC-episod, beräknar ProAct-algoritmen 75 % av V-V-intervallet före PAC-episoden. Detta beräknade V-V-intervall tillämpas på nästa cykel för att främja atriell stimulering. Stimuleringsfrekvensen sänks gradvis tills den når LRL genom att V-A-intervallet förlängs med 10 ms om 4 på varandra följande cykler förekommer utan någon PAC-avkänning, atriell episod eller atriell stimulering. Detta nya V-V-intervall används sedan antingen tills en PAC-episod inträffar då algoritmen förkortar V-V-intervallet eller tills V-A-intervallet förlängs på nytt med 10 ms enligt ovan.

### Maximal Stimuleringsfrekvens vid APP/ProAct (MPR)

Den indikerade frekvensen för Den angivna frekvensen för APP/ProAct begränsas av det programmerbara värdet APP/ProActMaximal stimuleringsfrekvens (MPR).

## FREKVENSFÖRBÄTTRINGAR

### Trackingpreferens

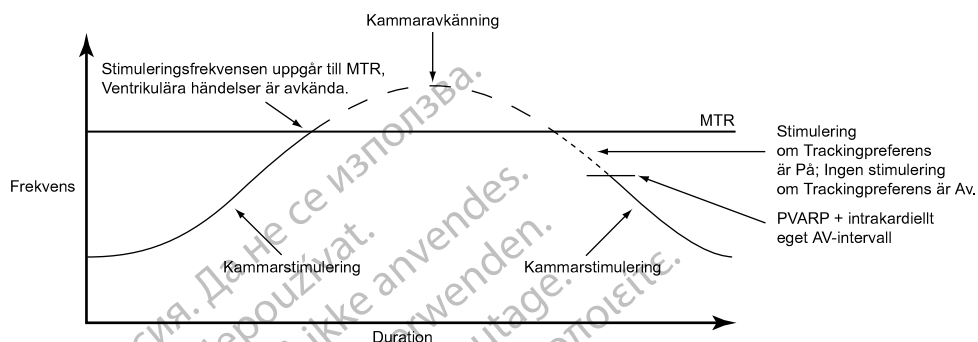
Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Trackingpreferens är till för att upprätthålla atriellt trackad ventrikulär stimulering i DDD(R) och VDD(R)-mod genom att identifiera atriella episoder som borde trackas men som kategoriseras som PVARP. Funktionen stöder CRT-stimulering vid atriella frekvenser under men i närheten av MTR för att inte behandlingen ska inhiberas.

Atriella episoder kan kategoriseras som PVARP hos patienter med en kombination av långa spontana intrakardiella AV-intervall och en lång PVARP. Om 2 på varandra följande cykler förekommer under vilka en avkänd RV-episod föregås av en atriellt avkänd episod i PVARP så förkortas PVARP av pulsgeneratoren tills normal atriellt trackad ventrikulär stimulering upprättas. PVARP förkortas så mycket som behövs för att tracking ska kunna ske för alla atriella episoder som förekommer efter att blankningsperioden A-blank efter RV-avkänd mellan kammare tar slut. När atriell tracking har återupprättats kan AV-fördröjning förlängas så att inte MTR överskrids. Den kortare PVARP är fortsatt aktiv tills en ventrikulär stimulering sker vid den programmerade tiden för AV-fördröjning. När Trackingpreferens programmeras till På avges kontinuerlig CRT-behandling vid frekvenser som är lägre än MTR-frekvenserna, något som i annat fall skulle kunna inhiberas när summan av PVARP och patientens spontana intrakardiella AV-intervall är längre än MTR-intervallet.

Effekten av Trackingpreferens på atriella frekvenser visas nedan (Figur 2–41 Trackingpreferens vid atriella episoder som borde trackas men kategoriseras som PVARP på sida 2-69).

**NOTERA:** Trackingpreferens inhiberas om det atriella frekvensintervallet är lika långt som eller längre än MTR-intervallet. Detta förhindrar tracking av potentiellt patologiska atriella frekvenser och PMT.



Figur 2–41. Trackingpreferens vid atriella episoder som borde trackas men kategoriseras som PVARP

## Frekvenshysteres

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med hjälp av Frekvenshysteres kan enhetens livslängd förbättras genom att antalet stimuleringar minskar. Funktionen kan användas i DDD- och AAI-mod och aktiveras av en enskild icke-refraktär atriell avkänd episod.

I DDD och AAI-mod inaktiveras Hysteres av en enskild atriell stimulering med Hysteresfrekvens. I DDD-mod inaktiveras Hysteres av atriella frekvenser som är högre än MTR.

När Frekvensutjämning nedåt är aktiverad fortsätter Frekvenshysteres att vara aktiv tills stimulering med Hysteresfrekvens förekommer. På så vis kan Frekvensutjämning styra övergången till Hysteresfrekvens.

### Hysteresoffset

Hysteresoffset används för att göra escapefrekvensen lägre än LRL när pulsgeneratoren känner av atriell egenaktivitet.

Om egenaktivitet med lägre frekvens än LRL förekommer går det att inhibera stimuleringen med hjälp av Hysteresoffset tills LRL minus Hysteresoffset har uppnåtts. Som resultat kan patienten få längre perioder med sinusrytm.

### Sökningshysteres

När funktionen Sökningshysteres är aktiverad sänker pulsgeneratoren periodvis escapefrekvensen med den Hysteresoffset som har programmerats så att potentiell atriell egenaktivitet som är lägre än LRL kan upptäckas. Det antal sökcykler som programmeras måste vara atriellt stimulerade utan avbrott för att en sökning ska kunna ske.

**Exempel:** Vid frekvensen  $70 \text{ min}^{-1}$  och sökintervallet 256 cykler skulle en sökning efter atriell egenaktivitet inträffa ungefär var 3,7 minut ( $256 \div 70 = 3,7$ ).

Under Sökningshysteres sänks stimuleringsfrekvensen med Hysteresoffset i upp till åtta hjärtcykler. Om egenaktivitet känns av under sökperioden fortsätter Hysteres att vara aktiv tills en atriell frekvens med hysteresoffsetfrekvens förekommer.

Frekvensutjämning är inaktiverad under sökcyklerna. Om det inte förekommer någon atriell egenaktivitet under sökningen på åtta cykler ökas stimuleringsfrekvensen till LRL. Stimuleringsfrekvensökningen styrs av Frekvensutjämning uppåt, om den är aktiverad.

## Frekvensutjämning

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Frekvensutjämning styr pulsgeneratorns reaktion på atriella och/eller ventrikulära frekvenssvängningar som orsakar en plötslig förändring av stimuleringsintervallen. Frekvensutjämning är en viktig förbättring av ATR eftersom den påtagligt kan minska de frekvensfluktuationer som är kopplade till onset och slut på förmaksarytmier.

Utan Frekvensutjämning leder en stor och plötslig atriell frekvensökning till en samtidig plötslig ökning av den stimulerade ventrikulära frekvensen upp till samma nivåer som det programmerade värdet för MTR. Patienter med stor variation i ventrikulär stimuleringsfrekvens kan uppleva symtom under dessa episoder. Med hjälp av Frekvensutjämning kan dessa plötsliga frekvensändringar och medföljande symtom (till exempel hjärklappning, andnöd och yrsel) förhindras.

I ett normalt retledningssystem förekommer begränsade frekvensvariationer mellan cykler. Men den stimulerade frekvensen kan förändras dramatiskt från ett slag till nästa vid förekomst av följande företeelser:

- Sjuka sinus-syndromet, till exempel sinuspaus eller sinuserrest, sinoatriella block och bradytaky-syndrom
- PAC- och/eller PVC-episoder
- Pacemaker Wenckebach
- Intermittenta, kortvariga och spontanupphörande SVT-episoder och förmaksflimmer/-fladder
- Retrograda P-vågor
- Pulsgeneratoravkända myopotentialer, EMI, överhörning osv.

I enkammarmod är arbetsintervallet för Frekvensutjämning mellan:

- LRL och MPR när VVI eller AAI har programmerats
- LRL och MSR när VVIR eller AAIR har programmerats

I tvåkammarmod är arbetsintervallet för Frekvensutjämning mellan:

- LRL och det värde som är högst av MSR och MTR när DDD(R) eller VDD(R) har programmerats
- LRL och MPR när DDI har programmerats
- LRL och MSR när DDIR har programmerats

Frekvensutjämning kan också användas mellan Hysteresfrekvens och LRL när Hysteres är aktiv, förutom vid Sökningshysteres.

När Frekvensutjämning har programmerats till På är den aktiv förutom:

- Under de åtta cyklerna vid frekvensen Sökningshysteres
- Under ATR återgång tills återgången når LRL för ATR, den sensorindikerade frekvensen eller VRR-intervallet

- Under VRR när funktionen är aktiv
- Vid Avbryt PMT
- Omedelbart efter programmerade ökningar av LRL
- När egenfrekvensen är högre än MTR
- När Trackingpreferens är aktiv
- När APP/ProACT är aktiv tillämpas inte Frekvensutjämning uppåt vid stimuleringsfrekvenser som är lägre än Maximal stimuleringsfrekvens vid APP/ProACT

**NOTERA:** Frekvensutjämning kan inte programmeras till På när Plötslig bradyrespons har programmerats till På.

### Programmerbara värden

Värdena för Frekvensutjämning är en procentandel av RV R–R-intervallet (3 % till 25 % i inkrement om 3 %). Värdena kan programmeras separat för:

- Ökning – Frekvensutjämning uppåt
- Minskning – Frekvensutjämning nedåt
- Av

Pulsgeneratorn lagrar värdet för det senaste R–R-intervallet i minnet. R-vågor kan vara antingen spontana eller stimulerade. Med utgångspunkt från detta R–R-intervall och det programmerade värdet för Frekvensutjämning begränsar enheten variationen i stimulerad frekvens från ett slag till nästa.

Det är viktigt att fastställa patientens variation mellan hjärtcyklerna och programmera parametern för Frekvensutjämning till ett värde som skyddar mot patologiska intervalländringar, men som ändå medger fysiologiska intervalländringar som respons på ökad aktivitet eller träning.

### Frekvensutjämning Uppåt

Frekvensutjämning uppåt styr hur stor ökning i stimuleringsfrekvens som ska tillåtas när egenfrekvensen eller sensorfrekvensen ökar.

**NOTERA:** Genom Frekvensutjämning uppåt ändras tillfälligt den programmerade AV-fördröjning. Detta kan ändra behandlingseffektiviteten för den AV-fördröjning som rekommenderas med Optimering av SmartDelay.

När Frekvensutjämning uppåt har programmerats till På påverkas CRT-behandlingen negativt under episoder med ökad atriell frekvens som överstiger det programmerade värdet.

- För patienter med AV-block sker detta på grund av att Frekvensutjämning gör tiden för AV-fördröjning längre än den optimala inställningen eftersom funktionen styr den biventrikulära stimuleringsfrekvensen när den atriella frekvensen ökar.
- För patienter med normal AV-överledning kan biventrikulär stimulering (CRT) inhiberas under en eller flera cykler under Frekvensutjämning. Detta beror på att patientens spontana AV-överledning kan förekomma under den förlängda tiden för AV-fördröjning och inhibera ventrikulär stimulering.

Effekten av Frekvensutjämning uppåt är övergående och dess inverkan på CRT minimal. Följande rekommendationer bör övervägas när denna parameter programmeras till På:

- Parametern ska endast användas patientspecifikt vid plötsliga atriella frekvensökningar
- Det högsta värdet som kan ge önskad kontroll ska användas. Ju högre värdet är, desto kortare blir förlängningen av AV-fördröjning

### Frekvensutjämning nedåt

Frekvensutjämning nedåt styr hur stor minskning i stimuleringsfrekvens som ska tillåtas när egenfrekvensen eller sensorfrekvensen minskar.

CRT-behandling påverkas inte av att Frekvensutjämning nedåt programmeras till På. Men det är viktigt att komma ihåg att om Frekvensutjämning nedåt är På i DDD(R)-mod så sker den atriella stimuleringen när Frekvensutjämning fungerar i nedåtgående riktning. Tiden för AV-fördröjning för en optimal CRT kan skilja sig åt vid atriell stimulering och vid egenrytm.

**NOTERA:** När Frekvensutjämning nedåt har programmerats till På och Frekvensutjämning uppåt har programmerats till Av förhindrar pulsgeneratoren automatiskt att snabba egna hjärtslag (t.ex. PVC-episoder) ändrar escapefrekvensen för Frekvensutjämning nedåt så att den blir snabbare än 12 % per cykel.

### Maximal stimuleringsfrekvens vid frekvensutjämning (MPR)

Med Max stimfrekvens vid frekvensutjämning begränsas den högsta stimuleringsfrekvens som kan fås med Frekvensutjämning.

Vid användning av parametern Frekvensutjämning nedåt behövs ett programmerat värde för MPR i AAI-, VVI- eller DDI-mod. Frekvensutjämning används då endast mellan MPR och LRL eller Hysteresfrekvens (om sådan finns).

När både VRR och Frekvensutjämning är aktiverade i VVI(R)- eller DDI(R)-mod har VRR företräde.

### Exempel på Frekvensutjämning i tvåkammartrackingmod

Med utgångspunkt från det senaste R–R-intervall som finns lagrat i minnet och det programmerade värdet för Frekvensutjämning öppnar pulsgeneratoren 2 synkroniseringsfönster för den nästkommande cykeln: ett för atrium och ett för ventrikel. Synkroniseringsfönstren beskrivs nedan:

Ventrikulärt synkroniseringsfönster: föregående R–R-intervall  $\pm$  värdet för Frekvensutjämning

Atriellt synkroniseringsfönster: (föregående R–R-intervall  $\pm$  värdet för Frekvensutjämning) – AV-fördröjning

I följande exempel visas hur dessa fönster beräknas (Figur 2-42 Synkroniseringsfönster för Frekvensutjämning på sida 2-73):

- Föregående R–R-intervall = 800 ms
- AV-fördröjning = 150 ms
- Frekvensutjämning uppåt = 9 %
- Frekvensutjämning nedåt = 6 %

Fönstren skulle beräknas enligt följande:

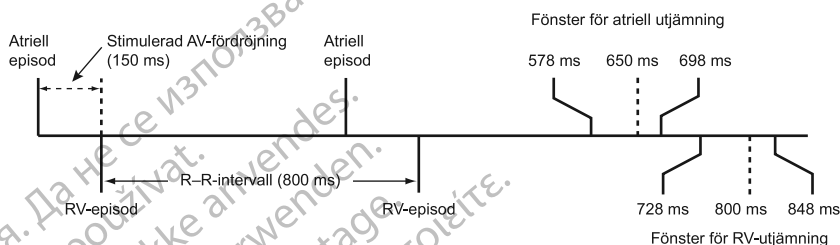
Ventrikulärt synkroniseringsfönster =  $800 - 9\%$  till  $800 + 6\%$  = 800 ms – 72 ms till 800 ms + 48 ms = 728 ms till 848 ms



Atriellt synkroniseringsfönster = Ventrikulärt synkroniseringsfönster – AV-fördröjning =  
728 ms – 150 ms till 848 ms – 150 ms = 578 ms till 698 ms

Tidscyklerna för båda fönstren startas i slutet av varje R–R-intervall (RV-episod eller LV-stimulering när Stimuleringskammare har programmerats till LV).

För att stimulerad aktivitet ska kunna förekomma måste den ske inom rätt synkroniseringsfönster.



Figur 2–42. Synkroniseringsfönster för Frekvensutjämning

## Plötslig bradyrespons

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Plötslig bradyrespons (SBR) är avsedd för att reagera på plötsliga minskningar i atriell egenfrekvens genom att avge stimulering med förhöjd stimuleringsfrekvens.

SBR kan användas i DDD(R)-mod. SBR träder i kraft när en plötslig minskning av den atriella frekvensen uppträder efter att den atriella kammaren har avkänts kontinuerligt under en minut (fast värde), så att den atriella stimuleringen sker vid LRL eller sensorindikerad frekvens under ett programmerbart antal cykler. Minskningen i atriell frekvens före de stimulerade episoderna måste vara större än  $10 \text{ min}^{-1}$  (icke-programmerbar).

Den atriella medelfrekvensen övervakas kontinuerligt av SBR-algoritmen och detta medelvärde uppdateras efter varje hjärtcykel. Medelfrekvensen används både för att kontrollera om den atriella frekvensen har minskat med mer än  $10 \text{ min}^{-1}$  och för att fastställa frekvensen för SBR-behandlingen.

**NOTERA:** Plötslig bradyrespons kan inte användas när Frekvensutjämning och/eller APP/ProACT är aktiverad.

**NOTERA:** Plötslig bradyrespons aktiveras inte av en atriell frekvensminskning under ATR återgång.

### SBR atriella stimuleringar innan terapi

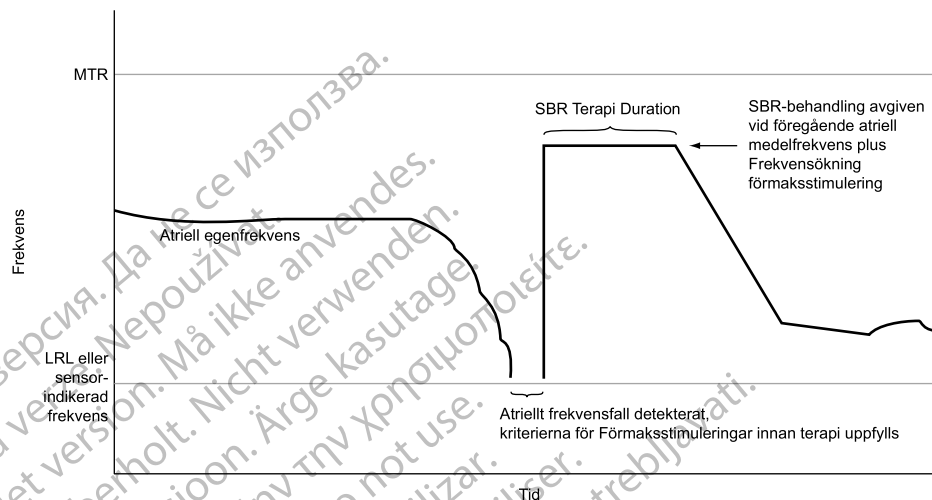
Kriterierna för SBR atriella stimuleringar innan terapi tillämpas när en minskad atriell frekvens har detekterats och LRL eller sensorindikerad frekvensstimulering startar. Atriell stimulering måste förekomma under det programmerbara antalet på varandra följande intervall för att SBR-kriterierna ska uppfyllas. Den här parametern är till för att säkerställa att frekvensen fortsätter vid LRL eller den sensorindikerade frekvensen innan behandlingen avges. Om atriell avkänning förekommer under dessa intervall så nollställs algoritmen och SBR-behandlingen utförs inte.

### SBR Atriell stimuleringsfrekvens höjning

SBR Atriell stimuleringsfrekvens höjning beräknas med hjälp av patientens genomsnittliga atriella frekvens före frekvensfallet plus en programmerbar positiv offset (Figur 2–43 Plötslig bradyrespons på sida 2-74).

Stimulering tillämpas i DDD(R)-mod när någon av följande frekvenser är högst:

- Den tidigare atriella medelfrekvensen plus SBR Atriell stimuleringsfrekvens höjning (för att inte överskrida MTR) eller
- Den sensorindikerade frekvensen (endast DDDR-mod)



Figur 2-43. Plötslig bradyrespons

### SBR Terapi Duration

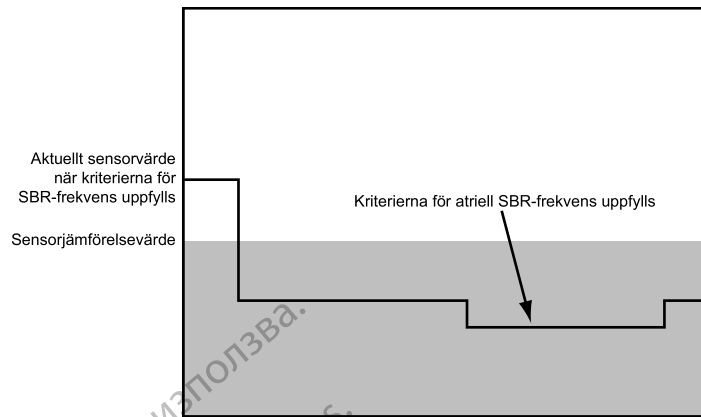
SBR Terapi Duration är det programmerbara tidsintervall under vilket SBR-stimuleringsbehandling tillämpas. När stimuleringsbehandlingen har avgivits minskas den atriella stimuleringsfrekvensen med en faktor för Frekvensutjämning nedåt på 12 % (fast värde) tills LRL eller sensorindikerad frekvens uppnås.

**NOTERA:** Frekvenshysteres är inte aktiv under SBR Terapi Duration.

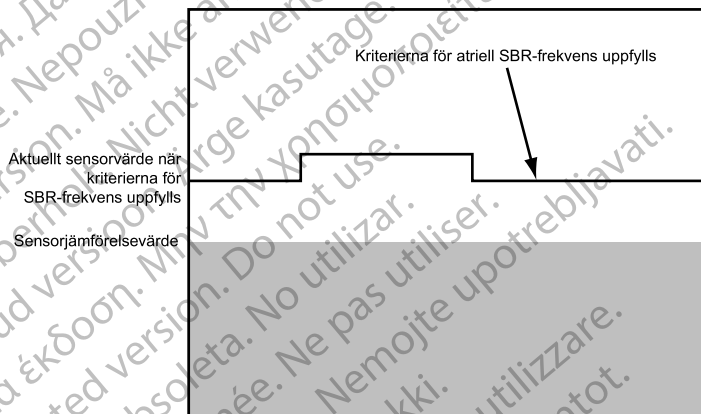
**NOTERA:** SBR Terapi Duration avbryts om ett Tröskeltest (manuellt eller PaceSafe) utförs.

### SBR Inhibering under vila

SBR Inhibering under vila används för att skilja mellan en naturlig sänkning av hjärtfrekvensen (sömn) och en patologisk. Detta gör det möjligt att inhibera SBR-behandling när frekvensen och durationskriterierna för SBR uppfylls men patientens aktuella MV-/andningssensormätvärden är lägre än ett härlett jämförelsevärde för MV-/andningssensorn. Inställningen för MV-/andningssensorn måste vara På (eller Passiv för MV-sensorn) för att SBR Inhibering under vila ska kunna programmeras till På. När MV-/andningssensorn är aktiverad fastställer pulsgeneratoren det lägsta uppmätta MV-sensorbaslinjevärde per dag för en period på 1 vecka (rullande fönster om 7 dagar). MV-/andningssensorns jämförelsevärde ställs sedan in 50 % högre än detta lägsta veckovisa baslinjevärde. Varje dag uppdateras MV-/andningssensorns jämförelsevärde så att algoritmen kan justeras efter långsiktiga förändringar i patientens baslinjevärde. I den händelse kriterierna för atriell frekvens och duration för SBR uppfylls så jämförs MV-/andningssensorns aktuella mätvärden med jämförelsevärde. Om MV-/andningssensorns aktuella mätvärden är lägre än jämförelsevärde inhiberas SBR-behandling (Figur 2-44 SBR-behandling inhiberas av sensorjämförelsen på sida 2-75). Om MV-/andningssensorns aktuella mätvärden är större än eller lika stora som jämförelsevärde initieras SBR-behandling (Figur 2-45 SBR-behandling avges efter sensorjämförelsen på sida 2-75).



Figur 2-44. SBR-behandling inhiberas av sensorjämförelsen



Figur 2-45. SBR-behandling avges efter sensorjämförelsen

## ELEKTRODKONFIGURATION

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Pulsgeneratorns elektrodkonfigurationer kan programmeras oberoende av varandra för:

- Förmak
- Höger ventrikel
- Vänster kammare

Den atriella elektroden, RV-elektroden och LV-elektroden kan ställas in på Unipolär och/eller Bipolär stimulering och avkänning. Dessutom kan den atriella elektroden programmeras till Bipolär eller Unipolär elektrodkonfiguration samtidigt som elektrodkonfigurationen för atriell avkänning är Av.

Ingångsimpedansen är > 100 K $\Omega$  för varje avkännings-/stimuleringselektroddpar.

På tvåkammarenheter som har programmerats till AAI(R) kan den ventrikulära elektrodkonfigurationen användas för att underlätta VT-detektion. Den här parametern kan användas så länge som parametern Ventrikulär Taky EGM lagring inte är inställd på Av.

Om Unipolär anges för den atriella eller ventrikulära elektrodtypen på skärmen Patientinformation så går det inte att programmera Bipolär konfiguration för stimulering eller avkänning. För vissa funktioner och programmeringsalternativ måste antingen bipolär elektrod vara angiven i

Patientinformation eller bipolär elektrodskonfiguration användas. Om inte någon Patientinformation anges kan därför Unipolär programmering leda till en parameterkonflikt.

**NOTERA:** Om en unipolär stimuleringskonfiguration krävs vid implantationen, se till att konfigurationen programmeras till Unipolär före implantationen.

**FÖRSIKTIGHET:** Om elektrodskonfigurationen är programmerad till bipolär när en unipolär elektrod implanteras, avges ingen stimulering.

**NOTERA:** Om en separat ICD-enhet används är det kontraindicerat att programmera pacemakers Elektrodskonfiguration till Unipolär.

När stimuleringskonfigurationen programmeras till Unipolär tillämpas stimuleringen mellan elektrodspetsen och pacemakerhöljet. När stimuleringskonfigurationen programmeras till Bipolär tillämpas stimuleringen mellan elektrodspetsen och elektrodringen. I stimuleringskonfigurationen Unipolär syns stimuleringsartefakter tydligt på yt-EKG, vilket underlättar tolkningen. Men vid unipolär stimulering med hög energi är risken för muskelstimulering högre än vid bipolär stimulering.

När avkänningskonfigurationen har programmerats till Unipolär detekteras hjärtsignalerna mellan elektrodspetsen och pacemakerhöljet. I avkänningskonfigurationen Unipolär kan pacemakern i regel urskilja svagare egna hjärtsignaler hos patienten än i konfigurationen Bipolär. Men konfigurationen Unipolär är också känsligare för myopotentialer, vilket kan leda till att pacemakerfunktionen inhiberas. När avkänningskonfigurationen har programmerats till Bipolär är sensitiviteten störst för signaler som har sitt ursprung nära elektrodspetsen och ringen på grund av det relativt korta avståndet mellan spets- och ringelektrodytorna. Därav minskar risken för att pacemakern känner av myopotentialer och andra signaler som inte är relaterade till hjärtats depolarisation.

**NOTERA:** Hur blankningsperioden fungerar beror på vilken Elektrodskonfiguration som har valts ("Blankning mellan kammare" på sida 2-93).

## Använda atriell information

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Atriell avkänning kan programmeras till På eller Av i Brady-mod i enkammar- och tvåkammarenheter. Pulsgeneratorn reagerar på atriell avkänning oavsett om en atriell elektrod är implanterad eller inte.

Kliniska situationer kan föreligga då atriell elektrodinformation inte kan användas (vid t.ex. kroniskt förmaksflimmer, skadad eller felplacerad atriell elektrod eller blockerad atriell anslutning).

**FÖRSIKTIGHET:** Om en förmakselektrod inte implanteras (anslutningen är igenpluggad istället) eller om en förmakselektrod inte används, men fortfarande är ansluten till anslutningsblocket, skall enheten programmeras i enlighet med det antal och typer av elektroder som faktiskt används.

Om ingen atriell elektrod ska användas följer du nedanstående programmeringsrekommendationer för att säkerställa att enheten fungerar som den ska:

- Programmera Brady-mod till VVI eller VVI(R) så att atriell stimulering förhindras och så att inte den atriella informationen används för att sätta i gång bradystimulering.
- Programmera Elektrodskonfiguration för atriell avkänning till Av så att atriell avkänning förhindras och de atriella räknarna ökar så lite som möjligt. På så vis inaktiveras också V>A-detektionsförbättringen (samtliga takyepisoder kategoriseras som VT (V>A)).

**FÖRSIKTIGHET:** Avkänning av höga atriella frekvenser kan påverka enhetens livslängd. Därför ställs den atriella elektrodkonfigurationen för Avkänd in på Av när man byter från atriell avkänning till ett mod utan atriell avkänning.

**FÖRSIKTIGHET:** När atriell avkänning programmeras till Av i DDI(R)- eller DDD(R)-mod är den atriella stimuleringen alltid asynkron. Dessutom kanske funktioner som är beroende av atriell avkänning inte fungerar som förväntat.

**NOTERA:** *Atriellt EP-test ska inte utföras om Elektrodkonfiguration för atriell avkänning har programmerats till Av.*

- Programmera parametern MV-/andningssensorVektorval till Endast RV.
- Programmera de dagliga elektrodinställningarna för Atriell egenamplitud och Atriell impedans till Av så att atriell diagnostik (t.ex. Atriell amplitud och Impedans) inaktiveras.
- Vid uppföljningsbesök, överväg att avmarkera atriellt EGM i realtid.

Om en atriell elektrod ska användas vid ett senare tillfälle bör dessa programmeringsanpassningar ses över och pulsgeneratoren programmeras på rätt sätt för användning med en atriell elektrod.

### Elektrodkonfiguration för vänster kammare

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med LV Elektrodkonfiguration finns alternativ för att programmera stimulering och avkänning för LV-elektroden via skärmen Elektrodinställningar (öppnas via skärmen Normala inställningar).

**FÖRSIKTIGHET:** Det krävs korrekt programmering av den koronarvenösa LV-elektrodkonfigurationen för att LV-elektroden skall fungera på rätt sätt. Programmera elektrodkonfigurationen i enlighet med hur många elektrodytor det finns på LV-elektroden, annars kan LV-avkänningen bli felaktig och LV-stimuleringen kan försvinna eller bli mindre effektiv.

På enheter med IS-1- eller LV-1-elektrodanslutning i vänster kammare finns följande programmeringsalternativ:

- Bipolär – används när en LV-elektrod med 2 elektrodytor är implanterad
- Enkel – används när en LV-elektrod med en elektrodyta är implanterad
- Ingen – används när ingen LV-elektrod har implanterats

**NOTERA:** *Den nominella inställningen för LV Elektrodkonfiguration är Ingen. Om den används tillsammans med den nominella inställningen för Ventr. stimuleringskammare som är BiV så uppstår en parameterkonflikt. Detta sker avsiktligt för att se till att läkaren väljer en lämplig LV Elektrodkonfiguration (bipolär eller unipolär) för den implanterade LV-elektroden.*

På enheter med IS4-elektrodanslutning i vänster kammare är LV Elektrodkonfiguration automatiskt inställd på Fyrpolig.

Dessa pulsgeneratorer är avsedda att användas tillsammans med en LV-elektrod, men det kan finnas kliniska situationer, till exempel de som beskrivs nedan, då ingen LV-elektrod används:

- LV-elektroden kan inte sättas på plats och ett beslut fattas om att tillfälligt använda pulsgeneratoren utan LV elektrod (sätt en plugg i den oanvända LV-anslutningen).

- LV-elektroden flyttas till en suboptimal placering och ett beslut fattas om att låta elektroden förbli implanterad och ansluten men att inte använda den.

Pulsgeneratorn kan inte detektera om någon LV-elektrod finns på plats eller inte. Om ingen LV-elektrod används bör du därför överväga följande programmeringsjusteringar som kan förhindra att ovidkommande LV-diagnostisk information rapporteras, minimera lagringen av LV-information (t.ex. räknare, EGM, markörer, intervaller), minimera diafragmastimuleringen och förbättra enhetens livslängd:

**NOTERA:** Om åtgärderna utförs i en annan ordning kan PRM-enheten visa varningsmeddelanden som omöjliggör vissa åtgärder.

1. Programmera Bivent trigger till Av under både ATR och Ventrikulär reglering på skärmen Atriell takybehandlingInställningar.
2. Programmera LV-amplitud och LV-pulsbredd till respektive lägsta värde.
3. Programmera Ventr. stimuleringskammare till RV.
4. Stäng av LV-avkänning:
  - a. På enheter med en IS-1- eller LV-1-elektrodanslutning för vänster kammare:
    - i. Ändra LV Elektrodkonfiguration till Enkel eller Bipolär.
    - ii. Programmera LV Avkänd till Av.
    - iii. Programmera LV Elektrodkonfiguration till Ingen.
  - b. På enheter med en IS4-elektrodanslutning för vänster kammare:
    - i. Markera kryssrutan Avaktivera avkänning på skärmen för val av LV Avkänd.
    - ii. Tryck på knappen Acceptera.
    - iii. Programmera enheten.
5. Programmera de dagliga elektrodmatningarna för LV egenamplitud och LV impedans till Av.

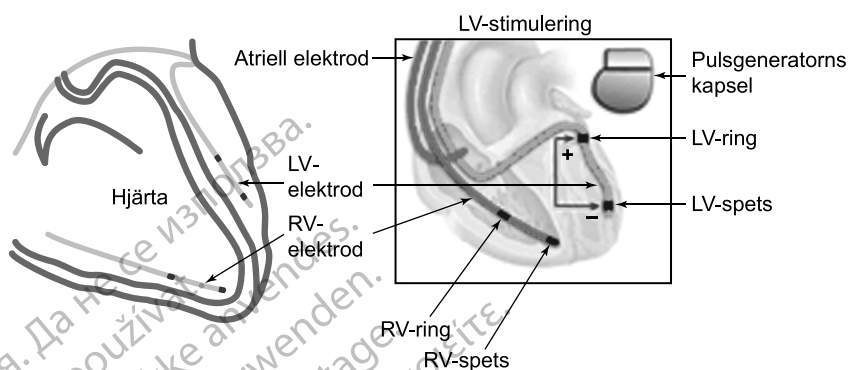
Med den här programmeringssekvensen stängs LV-stimulering och -avkänning Av och du kan inte använda:

- LV-elektrogram
- LV-markörer
- LV-intervall
- LV-offset
- Blankningsperioden LV-blank efter A-stim mellan kammare
- Optimering av SmartDelay (ej fyrpoliga enheter)
- Dagliga LV-mätningar

**NOTERA:** Vid vissa funktioner (t.ex. ATR-modbyte och Diatermiskyddsmod) används BiV-stimulering tillfälligt (oberoende av inställningen LV Elektrodkonfiguration), vilket betyder att LV-data läggs till i räknare, elektrogram, markörer och intervall.

Alltid när du ändrar Elektrodkonfiguration är det viktigt att du kontrollerar elektrodsystemets baslinjemätningar för att säkerställa optimal funktion.

De programmerbara alternativen visas på bilden Elektrodkonfiguration på PRM-enhetens inställningsskärm Elektroder (Figur 2–46 Hjärtats LV- och RV-elektrod in situ på sida 2-79). Bilderna på programmerarskärmen anpassas dynamiskt efter de aktuella konfigurationsinställningarna för LV-stimulering och LVsensa.



Vänster bild: hjärta med LV- och RV-elektroder. Höger bild: elektroder på programmerarskärmen.

Figur 2–46. Hjärtats LV- och RV-elektrod in situ

### Konfiguration för LV-stimulering och -avkänning

Med hjälp av LV-elektrodens många stimulerings- och avkänningskonfigurationer kan du ändra stimulerings- eller avkänningsvektorer med möjlighet till fler signalalternativ. På enheter med en IS-1 eller LV-1- elektrodanslutning för vänster kammare finns det ytterligare programmeringsalternativ när en LV-elektrod med dubbla elektrodytor är implanterad och Elektrodkonfiguration har programmerats till Bipolär. Du kan dessutom inaktivera LV-avkänning genom att välja Av som konfiguration för LV Avkänd.

Bilder av stimulerings- och avkänningskonfigurationerna visas på PRM-enhetens inställningsskärm Elektroder.

**NOTERA:** Det måste anges i Patientinformation eller Elektrodkonfiguration för RV att en bipolär RV-elektrod används när LV Elektrodkonfiguration programmeras till LVtipp>>RV eller LVring>>RV.

### Fyrpoliga enheter

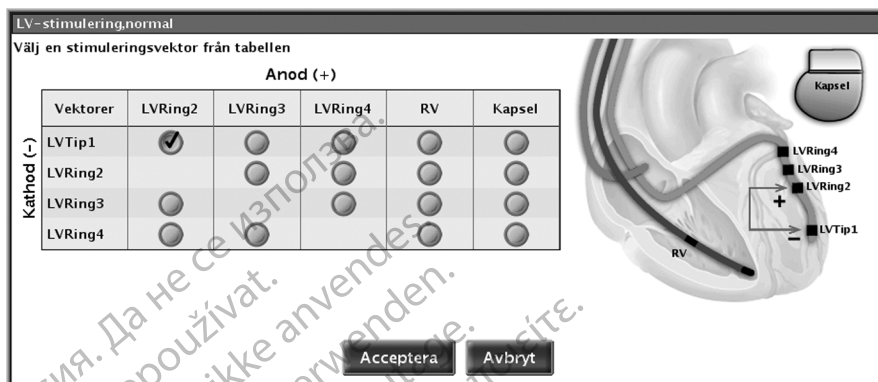
På VISIONIST X4- och VALITUDE X4-enheter finns 17 stimuleringskonfigurationer och 8 avkänningskonfigurationer att välja mellan. En tabell med programmerbara alternativ finns i alternativen för LV-avkänning och LV-stimulering.

Vid konfigurationen av LV-stimulering går stimuleringen mellan katoden, negativ elektrod (–), och anoden, positiv elektrod (+). Så här programmerar du konfigurationen LV-stimulering:

1. Leta upp den Kathod (–) som du vill använda i den vänstra kolumnen i tabellen.
2. Leta upp den Anod (+) som du vill använda på den översta raden i tabellen.
3. Använd det alternativ i tabellen som motsvarar din kombination av Katod och Anod.

**FÖRSIKTIGHET:** När stimuleringskonfigurationen LVring4>>RV programmeras med en IS4-LLLL-elektrod kan LV-spetsen användas som anod istället för RV-ringen. Vid programmering av den här konfigurationen ska du utvärdera stimuleringsströskelvärdet och se till att det inte finns någon extrakardiell stimulering.

Bilden till höger om tabellen anpassas dynamiskt efter de aktuella inställningarna för LV-konfigurationen. Om till exempel LVTip1 väljs som Katod och LVRing2 väljs som Anod så visas den konfigurationen i bilden till höger om tabellen (Figur 2–47 Skärmen med stimuleringselektrodkonfiguration för fyrpoliga enheter på sida 2-80).



Figur 2–47. Skärmen med stimuleringselektrodkonfiguration för fyrpoliga enheter

Vid konfigurationen av LV-avkänning sker avkänningen av patientens egna hjärtsignaler mellan Elektrodyta 1 och Elektrodyta 2. Välj det alternativ i tabellen som motsvarar din kombination av Elektrodyta 1 och Elektrodyta 2. Bilden till höger om tabellen anpassas dynamiskt efter de aktuella inställningarna för LV-konfigurationen. Om till exempel LVTip1 väljs som Elektrodyta 1 och LVRing2 väljs som Elektrodyta 2 så visas den konfigurationen i bilden till höger om tabellen (Figur 2–48 Skärmen med avkänningselektrodkonfiguration för fyrpoliga enheter på sida 2-80). Dessutom kan du stänga av LV-avkänning genom att markera kryssrutan Avaktivera avkänning.



Figur 2–48. Skärmen med avkänningselektrodkonfiguration för fyrpoliga enheter

## LV-Elektrogram

Med hjälp av LV-EGM i realtid kan du analysera LV-elektrodens funktion och optimera vissa programmerbara parametrar (t.ex. AV-fördröjning och LV-offset).

LV-EGM och relaterade LV-episodmarkörer kan visas eller skrivas ut i alla avkänningskonfigurationer.

## Säkerhetsomkopplare för elektrod

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.



Med hjälp av funktionen Säkerhetsomkopplare för elektrod kan pacemakern övervaka elektrodernas funktion och växla Elektrodkonfiguration för stimulering och avkänning från Bipolär till Unipolär om impedanskriterierna tyder på oacceptabelt höga eller låga elektrodimpedanser.

Elektroderna kontrolleras en gång per dag genom mätningar av elektrodimpedansen. Funktionen Säkerhetsomkopplare för elektrod kan programmeras till På i antingen förmaket, höger kammare eller vänster kammare.

När det uppmätta värdet för Impedans är lägre än eller lika med programmerad Låg impedansgräns, eller större än eller lika med programmerad Hög impedansgräns i en Daglig mätning, växlar konfigurationen för både avkänning och stimulering automatiskt till Unipolär eller LV-spets till dosa för den kammaren. När konfigurationen har ändrats fortsätter den att vara Unipolär tills den manuellt programmeras tillbaka till Bipolär.

**NOTERA:** Om konfigurationen programmeras tillbaka till Bipolär kanske enheten inte fungerar som förväntat på grund av det elektrodproblem som triggade funktionen Säkerhetsomkopplare för elektrod.

Om säkerhetsomkopplaren för elektroden har utlösts så visas information på följande ställen i programmeraren:

- Dialogen Översikt vid initial interrogering
- Avsnittet Elektroder på översiktsfliken
- Diagrammet Daglig mätning oavsett var den horisontella markören befinner sig
- Knappen Säkerhetsomkoppling elektroder detaljer på inställningsskärmen Elektroder

Datum då funktionen Säkerhetsomkopplare för elektrod utlöstes och det uppmätta elektrodimpedansvärdet utanför området visas. Dessutom visas symbolen Notera! bredvid Elektrodkonfiguration för Stimulering och Avkänning för den berörda elektroden, och Unipolär visas som aktuell parameter för den elektroden.

Elektroddvarningarna från Säkerhetsomkopplaren för elektrod fortsätter att visas på PRM-skärmen tills sessionen avslutas. De finns inte kvar vid nästa session om inte Säkerhetsomkopplaren för elektrod utlöses på nytt.

Ytterligare tester av elektrodernas integritet och funktion kan utföras via skärmen Elektrodtester. Testerna utförs i konfigurationen Unipolär tills Elektrodkonfiguration manuellt programmeras tillbaka till Bipolär.

**FÖRSIKTIGHET:** Om korrekt fungerande elektroder med stabila uppmätta impedansvärden nära de programmerade impedansgränserna används ska du överväga att programmera Säkerhetsomkopplare för elektrod till Av för att undvika oönskad växling till Unipolär elektrodkonfiguration.

**NOTERA:** Om de dagliga elektrodimpedansmätningarna inaktiveras för en viss kammare inaktiveras även funktionen Säkerhetsomkopplare för elektrod i den kammaren.

**WARNING:** Säkerhetsomkopplare för elektrod ska vara programmerad till Av för patienter med en ICD. Unipolär stimulering genom Säkerhetsomkopplare för elektrod är kontraindicerat för patienter med en ICD.

## Automatisk identifiering av elektrod

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST och VALITUDE.

Automatisk identifiering av elektrod (ALR) identifierar ett implantat om den införda RV-elektroden är unipolär eller bipolär, och kontrollerar sedan att konfigurationen av RV-stimulerings-/RV-avkänningselektroden motsvarar identifierad elektrodtyp.

ALR är nominellt På och förblir programmerbart till På/Av tills en elektrod identifieras. ALR-parametern kan ställas in på På/Av på skärmen Elektrodinställningar eller i dialogen Ändra enhetsmod när lagringsmod lämnas manuellt.

**WARNING:** Automatisk identifiering av elektrod ska programmeras till Av före implantation i patienter med en ICD. Unipolär stimulering är kontraindikerad för patienter med en ICD.

När ALR detekterar ett bipolärt impedansvärde inom intervallet (200–2 000  $\Omega$ ) behålls den bipolära RV-elektrodkonfigurationen. Om ett bipolärt impedansvärde utanför intervallet detekteras konfigurerar ALR parametrarna för RV-stimulering och RV-avkänning för unipolär stimulering och avkänning. Detta gör det möjligt att påbörja RV-avkänning och -stimulering utan programmerarinteraktion när RV-elektroden är ansluten.

Enheten fortsätter att mäta impedansen i den bipolära RV-elektroden under två timmar för att bekräfta identifiering av en unipolär elektrod. Denna period gör det möjligt att identifiera en implanterad bipolär elektrod efter att eventuella integritetsproblem med elektroden upplösts. Efter en bipolär impedansmätning inom intervallet återställs den bipolära konfigurationen, och ALR utvärderar inte längre RV-elektrodens impedans. Om tvåtimmarsperioden istället utlöper utan någon bipolär impedansmätning i RV-elektroden inom intervallet behålls parametrarna för unipolär RV-stimulering och RV-avkänning, och RV-elektrodens konfiguration förblir unipolär tills den programmeras om manuellt.

**NOTERA:** Om RV-stimulering är inställt på unipolär är ALR inte applicerbart och kommer inte att utföras. Om RV-elektrodens säkerhetsomkopplare är inställd på Av för att förhindra unipolär stimulering kommer ALR inte heller att utföras.

Efter att en session med telemetri med telemetrihuvud har startats och ALR bekräfta en unipolär RV-elektrod, tas relaterad information med på följande platser:

- Dialogen Översikt vid initial interrogering: visar den automatiska unipolära RV-elektrodkonfigurationen
- Skärmen Elektrodinställningar
- Skärmen Information om elektrodomkopplare
- Rapporter

När en elektrod har identifierats visas skärmen Elektrodinställningar följande ALR-statusar:

- Slutfört: om ALR identifierat en unipolär eller bipolär elektrod vid implantationen
- Av: om ALR inte användes på grund av programmering vid implantationen

Om ALR under en programmerarsession identifierar införandet av en unipolär elektrod visar en dialog att ALR pågår och lämnar följande valmöjligheter:

- Bekräfta Unipolär: denna inställning behåller den unipolära konfigurationen av RV-stimulering/RV-avkänning
- Programmera Bipolär: denna inställning programmerar RV-stimulering/RV-avkänning till bipolär för felsökning av elektrod.

Vid val av endera alternativet öppnas skärmen Brady-inställningar för felsökning.

## AV-FÖRDRÖJNING

AV-fördröjning är en programmerbar tidsperiod mellan en antingen stimulerad eller avkänd episod i höger förmak och en stimulerad RV-episod när Ventr. stimuleringskammare har programmerats till BiV eller RV.

När Stim.kammare har programmerats till LV är AV-fördröjning tiden mellan en stimulerad eller avkänd atriell episod och en stimulerad LV-episod.

AV-fördröjning är avsedd för att bevara hjärtats AV-synkroni. Om ingen avkänd episod i höger kammare förekommer under AV-fördröjning efter en atriell episod så avger pulsgeneratoren en ventrikulär stimuleringspuls när tiden för AV-fördröjning är slut.

AV-fördröjning kan programmeras till en eller båda av följande funktioner:

- Stimulerad AV-fördröjning
- Avkänd AV-fördröjning

**FÖRSIKTIGHET:** För att garantera en hög procent biventrikulär stimulering måste de programmerade inställningarna för AV-fördröjning vara kortare än patientens egna PR-intervall.

AV-fördröjning kan användas i DDD(R)-, DDI(R)-, DOO- och VDD(R)-mod.

### Stimulerad AV-fördröjning

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Stimulerad AV-fördröjning motsvarar AV-fördröjning efter en atriell stimulering.

Inställningen Stimulerad AV-fördröjning ska göras individuellt för varje patient så att CRT-behandlingen säkerställs. Flera metoder kan användas för att fastställa inställningen Stimulerad AV-fördröjning, bland annat:

- Egen QRS-duration
- Ekokardiogramutvärdering
- Pulstrycksövervakning
- Optimering av SmartDelay

CRT-behandlingens effektivitet kan påverkas märkbart av att Stimulerad AV-fördröjning optimeras. Överväg därför att använda metoder som påvisar hemodynamisk påverkan av olika inställningar för Stimulerad AV-fördröjning, till exempel ekokardiografi och pulstrycksövervakning.

När det lägsta värdet för AV-fördröjning är lägre än det högsta värdet för AV-fördröjning så anpassas Stimulerad AV-fördröjning dynamiskt efter den aktuella stimuleringsfrekvensen. Dynamisk AV-fördröjning ger en mer fysiologisk respons på frekvensförändringar genom att Stimulerad AV-fördröjning eller Avkänd AV-fördröjning automatiskt förkortas efter varje intervall under en atriell frekvensökning. Detta bidrar till att minska förekomsten av stora frekvensändringar vid den övre frekvensgränsen och medger ett 1:1-förhållande för tracking vid höga frekvenser.

När Dynamisk AV-fördröjning används, överväg att analysera det värde för Stimulerad AV-fördröjning som används när patienten har en förhöjd hjärtfrekvens för att säkerställa att CRT-behandlingen fortfarande är i gång.

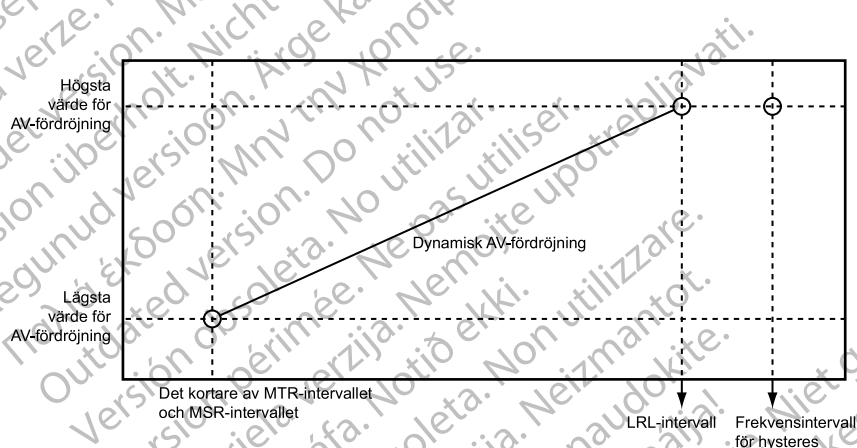
Pulsgeneratoren beräknar automatiskt ett linjärt förhållande med utgångspunkt från den föregående A–A- eller V–V-cykeln intervalllängd (beroende på typen av episod) och de programmerade värdena för följande:

- Lägst värde för AV-fördröjning
- Högsta värde för AV-fördröjning
- LRL
- MTR
- MSR
- MPR

Dynamisk AV-fördröjning anpassas inte efter en PVC-episod eller att den föregående hjärtcykeln har begränsats av MTR.

Om den atriella frekvensen är lika med eller lägre än LRL (t.ex. hysteres) så används det högsta värdet för AV-fördröjning. Om den atriella frekvensen är lika med eller högre än MTR, MSR eller MPR så används det programmerade lägsta värdet för AV-fördröjning.

Om den atriella frekvensen ligger mellan LRL och det högsta av värdena MTR, MSR och MPR så beräknar pulsgeneratoren det linjära förhållandet för att fastställa värdet för Dynamisk AV-fördröjning.



Figur 2-49. Dynamisk AV-fördröjning

AV-fördröjning kan programmeras till antingen ett fast eller ett dynamiskt värde enligt följande:

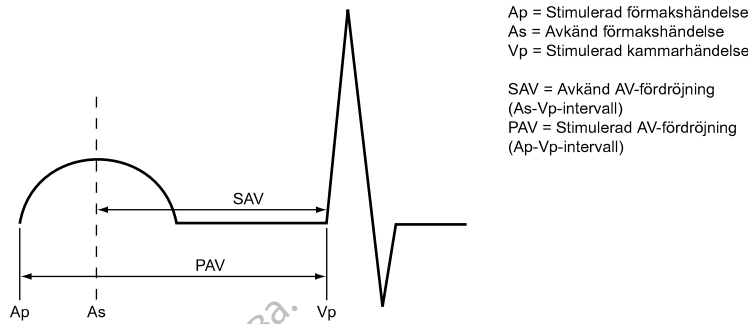
- Fast AV-fördröjning – används när det lägsta och det högsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning är lika stora
- Dynamisk AV-fördröjning – används när det lägsta och det högsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning inte är lika stora

## Avkänd AV-fördröjning

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Avkänd AV-fördröjning motsvarar AV-fördröjning efter en avkänd atriell episod.

Avkänd AV-fördröjning kan programmeras till en tid som är kortare eller lika lång som Stimulerad AV-fördröjning. Den kortare tiden ska kompensera för skillnaden i tidscykler mellan stimulerade atriella episoder och avkända atriella episoder (Figur 2-50 Avkänd AV-fördröjning på sida 2-85).



Figur 2-50. Avkänd AV-fördröjning

Den hemodynamiska påverkan av Avkänd AV-fördröjning beror på hur väl de atriella kontraktionerna är anpassade efter de ventrikulära. Atriell stimulering initierar atriell elektrisk excitation medan atriell avkänning endast kan ske efter onsets av spontan atriell excitation. Fördröjningen mellan initiering och avkänning beror på elektrodens placering och ledningsförmåga. Detta gör att när Avkänd AV-fördröjning har programmerats till samma värde som Stimulerad AV-fördröjning har stimulerade och avkända atriella episoder olika hemodynamiska AV-intervall.

När DDD(R)-mod används för att avge biventrikulär stimulering (CRT) kan olika inställningar behöva programmeras för stimulering och avkänning av AV-fördröjning. På så vis optimeras CRT vid normal sinusrytm och vid atriell stimulering eftersom atriell stimulering kan förlänga den interatriella fördröjningen. Vid en lång interatriell fördröjning kan det behövas en längre tid för Stimulerad AV-fördröjning för att få ett optimalt tidscyckelförhållande mellan aktiveringen i vänster förmak och den biventrikulära stimuleringen. Den interatriella fördröjningen beräknas med den längsta P-vågsdurationen.

När enheten har programmerats till DDD(R) bör patienten testas för att fastställa optimal AV-fördröjning vid atriell avkänning och atriell stimulering. Om de båda värdena för optimal AV-fördröjning skiljer sig åt kan olika parameterinställningar programmeras för Stimulerad AV-fördröjning och Avkänd AV-fördröjning.

#### Använda Avkänd AV-fördröjning med Stimulerad AV-fördröjning – Fast

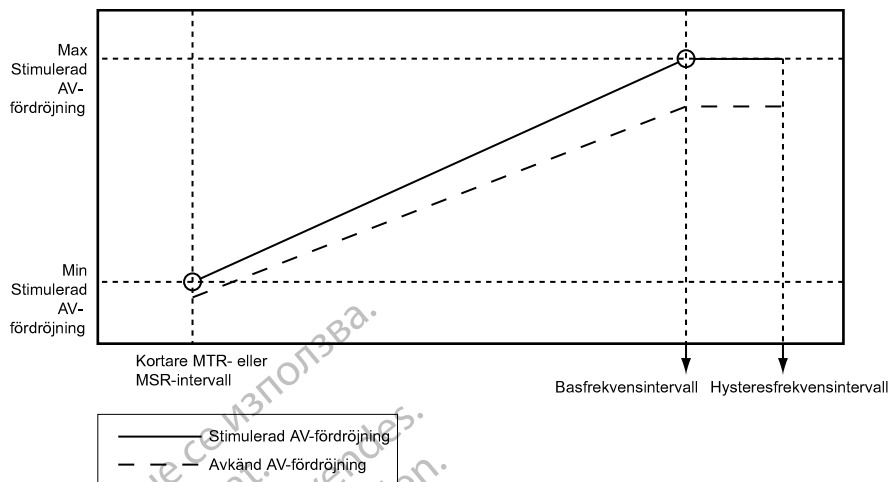
När Stimulerad AV-fördröjning har programmerats till ett fast värde stannar Avkänd AV-fördröjning vid det programmerade värdet för Avkänd AV-fördröjning.

#### Använda Avkänd AV-fördröjning med Stimulerad AV-fördröjning – dynamisk

När Stimulerad AV-fördröjning programmeras till Dynamisk blir även Avkänd AV-fördröjning dynamisk.

Dynamisk Avkänd AV-fördröjning och Stimulerad AV-fördröjning utgår från den atriella frekvensen. För att efterlikna förkortningen av PR-intervallet under episoder av ökat metabol behov förkortas AV-fördröjning linjärt från det programmerade värdet (högsta värde) vid LRL (eller hysteresfrekvensen) till ett värde som fastställs av lägsta och högsta AV-fördröjning vid det värde som är högst av MTR, MSR och MPR (Figur 2-51 Funktionen Dynamisk och Avkänd AV-fördröjning på sida 2-86). När Dynamisk AV-fördröjning används och om det högsta värdet för Avkänd AV-fördröjning har programmerats till ett lägre värde än det högsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning blir även Avkänd AV-fördröjning kortare än det lägsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning.

**NOTERA:** Det lägsta värdet för Avkänd AV-fördröjning kan endast programmeras i VDD(R)-mod.



Figur 2-51. Funktionen Dynamisk och Avkänd AV-fördröjning

## Optimering av SmartDelay

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med funktionen Optimering av SmartDelay får du snabbt (< 2,5 minuter) rekommenderade inställningar för att programmera AV-fördröjning för stimulering och avkänning utifrån mätvärdena för patientens egna AV-intervall. Syftet med funktionen är att rekommendera de AV-fördröjningar som ger den bästa CRT-tidscykeln för att den kontraktila funktionen ska fungera så bra som möjligt.

Kliniska data avseende hemodynamisk funktion för den här funktionen jämfört med andra optimeringsmetoder för AV-fördröjning visar att algoritmen Optimering av SmartDelay rekommenderade de AV-fördröjningar som gav den bästa kontraktila funktionen över lag enligt separata mätningar av  $LV\ dp/dt_{max}$ .  $LV\ dp/dt_{max}$  ses som ett index för global ventrikulär kontraktil funktion och pumpeffektivitet.

Med testet Optimering av SmartDelay analyseras responsen för höger och vänster kammare på både atriellt avkända och stimulerade episoder så att förslag på inställningar kan fastställas för följande:

- Stimulerad AV-fördröjning
- Avkänd AV-fördröjning
- Stim.kammare

Dessa inställningsförslag kan användas vid CRT-programmering av pulsgeneratoren. Utöver de parametrar som föreslås av SmartDelay visas även följande parametrar på PRM-enheten:

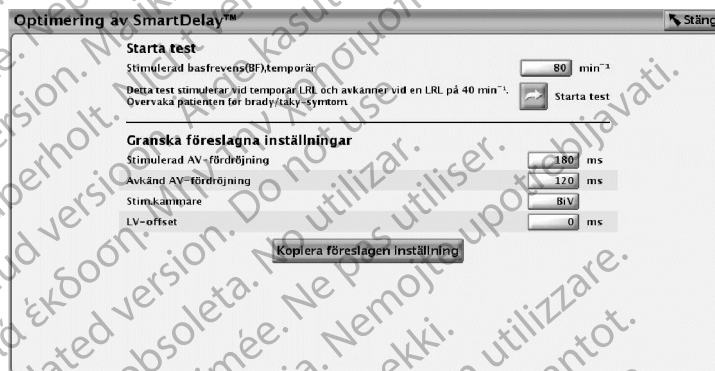
- LV-offset (om sådan används), en funktion som programmeras separat och kan anges manuellt. Om du anpassar LV-offset manuellt efter att ha kört Optimering av SmartDelay måste du anpassa AV-fördröjning, antingen genom att köra Optimering av SmartDelay på nytt eller genom att programmera om AV-fördröjning manuellt. SmartDelay tar hänsyn till LV-offset enligt följande:
  - Med SmartDelay används en enkel räkneoperation för att ta hänsyn till LV-offset i rekommendationerna för AV-fördröjning vid stimulering och avkänning. Om till exempel det föreslagna värdet från SmartDelay är en AV-fördröjning (som börjar vid den atriella episoden och slutar med stimuleringen i vänster kammare) på 150 ms och det programmerade värdet för LV-offset är -20 ms, så anpassar SmartDelay-funktionen sin

rekommendation till 170 ms eftersom funktionen AV-fördröjning har programmerats från den atriella episoden till stimuleringen i höger kammare.

- Med SmartDelay fortsätter den LV-offset som har programmerats att gälla, med undantag för följande: (1) Om SmartDelay inte kan samla in ett tillräckligt antal episoder av egenaktivitet så föreslås nominella inställningar som innebär en LV-offset på 0. (2) Om SmartDelay rekommenderar en AV-fördröjning och LV-offset som tillsammans överstiger det programmerbara högsta värdet för AV-fördröjning på 300 ms så föreslår SmartDelay en lägre LV-offset. (3) Om den LV-offset som har programmerats är högre än 0 ms så föreslås en LV-offset på 0.

**NOTERA:** Innan du gör någon ändring i programmeringen är det viktigt att fastställa om de föreslagna inställningarna är lämpliga för patienten.

Skärmen Optimering av SmartDelay visas nedan (Figur 2–52 Skärmen Optimering av SmartDelay på sida 2-87).



Figur 2–52. Skärmen Optimering av SmartDelay

Vid Optimering av SmartDelay växlar enheten automatiskt till en unipolär avkänningskonfiguration under tiden för testet. Testet körs alltid automatiskt när du trycker på Starta test. Testet Optimering av SmartDelay körs inte vid följande förhållanden:

- När LV Elektrodkonfiguration har programmerats till Ingen för enheter med en IS-1- eller LV-1- elektrodanslutning för vänster kammare
- Under ett ATR-modbyte
- Under en takykardiepisod enligt pulsgenerators detektionskriterier

**NOTERA:** När atriellt avkända episoder samlas in under testet ges backup-DDD-stimulering vid 40 min<sup>-1</sup>.

**NOTERA:** När atriellt stimulerade episoder samlas in ges backup-DDD-stimulering vid den inställning för temporär LRL som kan väljas på skärmen Optimering av SmartDelay. Denna temporära LRL är i regel inställd på 80 min<sup>-1</sup>.

**NOTERA:** LRL för temporär stimulering måste höjas 10 – 15 min<sup>-1</sup> över den atriella egenfrekvensen för att det stimulerade AV-intervallet ska kunna mätas.

Så här gör du för att köra testet Optimering av SmartDelay.

1. På skärmen Normala inställningar, välj Mod.
  - I DDD(R)-mod ges en rekommendation för både Stimulerad AV-fördröjning och Avkänd AV-fördröjning.

- I VDD(R)-mod är rekommendationen för AV-fördröjning Avkänd AV-fördröjning, Stimulerad AV-fördröjning gäller inte.

Vid modbyte från DDD(R) till VDD(R) eller tvärtom är det viktigt att köra testet Optimering av SmartDelay på nytt.

2. Tryck på knappen Optimering av SmartDelay.
3. Ange värdet för LRL vid temporär stimulering eller använd standardvärdet på 80 min<sup>-1</sup>.
4. Använd telemetri under hela testet.
5. Innan testet startas, be patienten att vara tyst och stilla medan testet pågår.
6. Tryck på knappen Starta test. Ett meddelandefönster visar att testet pågår. Om du behöver avbryta testet trycker du på knappen Avbryt test.

**NOTERA:** Testet avbryts automatiskt om något av kommandona STAT PACE eller AVBRYT BEHANDLINGEN väljs.

7. När testet är klart visas de föreslagna inställningarna. Du kan underlätta programmeringen genom att trycka på knappen Kopiera föreslagen inställning så överförs den föreslagna inställningen till inställningsskärmen Normal brady och CRT.

**NOTERA:** Om testet misslyckas så visas orsaken till detta.

## REFRAKTÄRTID

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Perioder med Refraktärtid är de intervall som följer på stimulerade eller avkända episoder under vilka pulsgeneratoren inte inhiberas eller triggas av detekterad elektrisk aktivitet. Med hjälp av dessa perioder undertrycks (eller förhindras) överavkänning av pulsgeneratorartefakter och retnings svar efter en stimuleringspuls. Refraktärtiderna bidrar också till att ett enkelt brett spontant komplex känns av på rätt sätt och förhindrar att andra artefakter känns av i den spontana signalen (t.ex. en T-våg eller R-våg).

**NOTERA:** Sensorstyrd stimulering inhiberas inte under refraktärtiderna.

## A-Refraktärperiod – PVARP

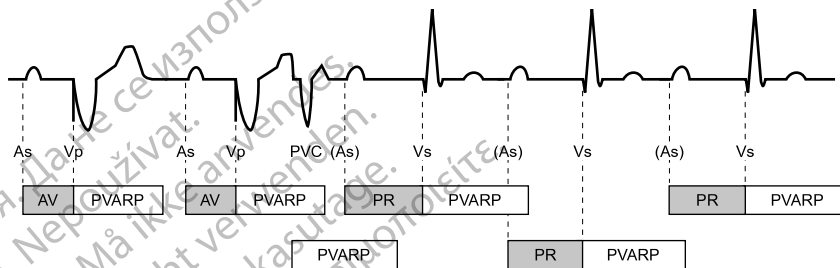
Egenskaperna för PVARP beror på stimuleringsmoden:

- Tvåkamarenhetsprogrammerad AAI(R) – tiden efter en avkänd eller stimulerad atriell episod då inga atriella episoder inhiberar atriell stimulering.
- Tvåkammarmoder: DDD(R), DDI(R), VDD(R) – tiden efter en avkänd eller stimulerad RV-episod (eller LV-stimulering när Stim.kammare har programmerats till LV) då inga atriella episoder vare sig inhiberar en atriell stimulering eller triggas en ventrikulär stimulering. Perioden Atriell refraktärperiod förhindrar att enheten trackar retrograd atriell aktivitet som initieras i kammaren.

PVARP kan programmeras till ett fast värde eller ett dynamiskt värde som beräknas utifrån de föregående hjärtcyklerna. Om du vill programmera ett fast värde för PVARP, ställ in det lägsta värdet och det högsta värdet på samma värde. PVARP blir automatiskt dynamiskt om det lägsta värdet är lägre än det högsta värdet.



Hos hjärtsviktspatienter med intakt AV-överledning kan ett långt intrakardiellt eget AV-intervall och en lång programmerad tid för PVARP göra att atriell tracking under MTR upphör, vilket leder till bortfall av den biventrikulära stimuleringen (CRT). Atriella episoder, till exempel en PAC-episod eller en P-våg direkt efter en PVC-episod, som inträffar inom PVARP trackas inte. Detta möjliggör AV-överledning av en spontan ventrikulär episod, vilket får PVARP att starta om. Om inte nästa atriella episod inträffar utanför PVARP trackas inte heller den och ännu en spontan AV-överledd ventrikulär episod inträffar vilket återigen får PVARP att starta om. Ett sådant mönster kan fortsätta ända tills enheten känner av en atriell episod utanför PVARP (Figur 2–53 Förmaksavkänd episod i PVARP på sida 2-89).



Figur 2–53. Förmaksavkänd episod i PVARP

Om du misstänker att bortfall av atriell tracking förekommer vid frekvenser som är lägre än MTR, programmera Trackingpreferens till På. Om bortfallet av CRT vid lägre frekvenser än MTR fortfarande är ett problem eller om Trackingpreferens inte används, överväg att programmera en kortare PVARP.

Hos hjärtsviktspatienter med andra eller tredje gradens AV-block kan programmering av en lång Atriell refraktärperiod i kombination med vissa tider för AV-fördröjning göra att 2:1-block plötsligt uppträder vid den programmerade frekvensen för MTR.

I DDD(R)- och VDD(R)-stimuleringsmod kan pulsgenerators detektera retrograd överledning i förmaket som orsakar triggade ventrikulära stimuleringsfrekvenser på samma nivå som MTR (t. ex. PMT). Tiderna för retrograd överledning kan variera under en patients livstid beroende på förändringar i autonom tonus. Även om mätningarna vid implantationen inte visar någon retrograd överledning kan sådan ändå förekomma vid ett senare tillfälle. I regel kan du undvika problemet genom att öka den atriella refraktärperioden till ett värde som är högre än tiden för retrograd överledning.

För att styra hur pulsgenerators reagerar på retrograd överledning kan det även vara användbart att programmera följande:

- PVARP efter PVC
- Avbryt PMT
- Frekvensutjämning

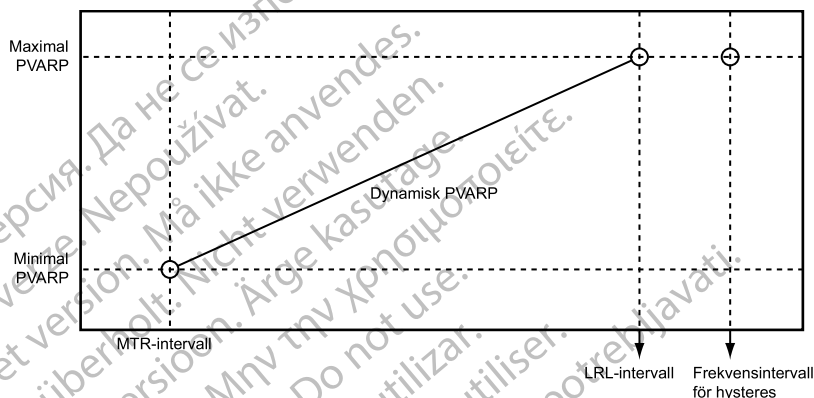
### Dynamisk PVARP

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Vid programmering av Dynamisk PVARP och Dynamisk AV-fördröjning ökar avkänningsfönstret vid höga frekvenser så att funktioner vid höga frekvenser (t.ex. 2:1-block och pacemaker-Wenckebach) i DDD(R)- och VDD(R)-mod reduceras betydligt, även med en högt inställd MTR. Samtidigt minskar Dynamisk PVARP risken för PMT-episoder vid låga frekvenser. Dynamisk PVARP minskar även risken för konkurrerande atriell stimulering.

Pulsgeneratoren beräknar automatiskt värdet för Dynamisk PVARP med hjälp av ett viktat medelvärde för de föregående hjärtcyklerna. Detta leder till att PVARP förkortas linjärt i takt med att frekvensen ökar. När den genomsnittliga frekvensen ligger mellan LRL och MTR eller den tillämpliga övre frekvensgränsen beräknar pulsgeneratoren Dynamisk PVARP enligt följande linjära förhållande (Figur 2-54 Dynamisk PVARP på sida 2-90). Detta förhållande fastställs av det programmerade lägsta värdet för PVARP, högsta värdet för PVARP, LRL och MTR eller den tillämpliga övre frekvensgränsen.

**FÖRSIKTIGHET:** Om Minimal PVARP programmeras till ett värde som är mindre än retrograd V–A-överledning kan risken för PMT öka.



Figur 2-54. Dynamisk PVARP

#### Högsta värde för PVARP

Om den genomsnittliga frekvensen är lika med eller lägre än LRL (t.ex. hysteres) så används det programmerade högsta värdet för PVARP.

#### Lägsta värde för PVARP

Om medelfrekvensen är lika med eller högre än MTR-intervallet används det programmerade lägsta värdet för PVARP.

#### PVARP efter PVC

PVARP efter PVC är avsedd för att motverka uppkomsten av PMT som beror på retrograd överledning, vilket kan uppstå vid PVC-episoder.

När pulsgeneratoren detekterar en avkänd RV-episod utan att någon föregående atriell avkänd episod (refraktär eller inte) har detekterats eller en atriell stimulering har avgivits så förlängs Atriell refraktärperiod automatiskt till det programmerade värdet för PVARP efter PVC under en hjärtcykel. När en PVC-episod har detekterats nollställs tidcykeln automatiskt. PVARP förlängs inte med tätare frekvens än varannan hjärtcykel.

Pulsgeneratoren förlänger automatiskt PVARP till värdet för PVARP efter PVC under en hjärtcykel även i följande situationer:

- Om en atriell stimulering inhiberas på grund av A-fladder respons
- Efter en ventrikulär escapestimulering som inte föregås av en atriell avkänning i VDD(R)-mod
- När enheten växlar från en icke-atriell trackingmod till en atriell trackingmod (t.ex. när den lämnar ATR återgång och via en temporär icke-atriell trackingmod växlar till en permanent atriell trackingmod)

- När enheten återgår från magnetstyrning till en atriell trackingmod
- När enheten återgår från Diatermiskyddsmod eller MRT-skyddsmod till en atriell trackingmod

Hos hjärtsviktspatienter med intakt AV-överledning kan PVARP efter PVC orsaka inhibering av CRT om den atriella cykeln är kortare än patientens egna intrakardiella AV-intervall (PR-intervall) + PVARP. Om detta inträffar, programmera Trackingpreferens till På tillsammans med funktionen PVARP efter PVC.

## A-Refraktärperiod – samma kammare

### Tvåkammarmoder

Atriell refraktärperiod ger ett intervall efter en atriellt stimulerad eller avkänd episod när ytterligare atriellt avkända episoder inte påverkar tidscyklerna för stimuleringsbehandlingen.

Intervall som inte kan programmeras för tvåkammarmoder är:

- 85 ms Atriell refraktärperiod efter en atriellt avkänd episod
- 150 ms Atriell refraktärperiod efter en atriell stimuleringspuls i DDD(R)- och DDI(R)-mod

### RV-refraktärtid (RVRP)

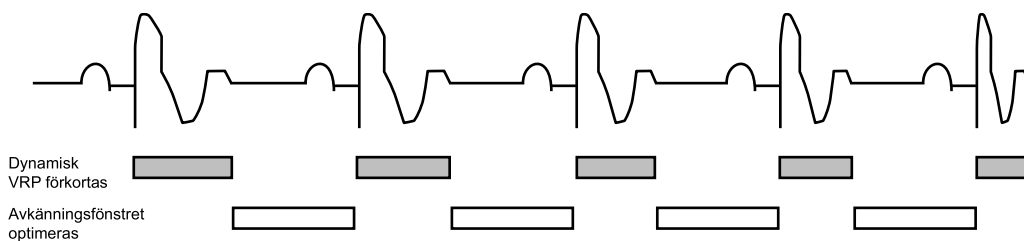
Det programmerbara värdet RVRP ger ett intervall efter en episod av RV-stimulering, eller före en episod av ventrikulär stimulering när LV-offset inte har programmerats till 0, då RV-avkända episoder inte påverkar tidscykeln för stimuleringsbehandlingen.

Dessutom finns en icke-programmerbar refraktärtid på 135 ms som ger ett intervall efter en RV-avkänd episod under vilket ytterligare RV-avkända episoder inte påverkar tidscykeln för stimuleringsbehandlingen.

En episod som inträffar inom VRP varken detekteras eller markeras (om den inte inträffar inom störningsfönstret) och påverkar inte tidscyklerna.

RVRP kan användas i alla moder när ventrikulär avkänning är aktiverad och RVRP kan programmeras till ett fast eller dynamiskt intervall (Figur 2–55 Förhållande mellan ventrikulär frekvens och refraktärtidsintervall på sida 2-92):

- Fast – RVRP fortsätter på det programmerade fasta värdet för RVRP mellan LRL och den tillämpliga övre frekvensgränsen (MPR, MTR eller MSR).
- Dynamisk – RVRP förkortas i takt med att den ventrikulära stimuleringen ökar från LRL till den tillämpliga övre frekvensgränsen med tillräcklig tid för RV-avkänning.
  - Högsta värde – om stimuleringsfrekvensen är lägre än eller lika med LRL (dvs. hysteres), används det programmerade högsta värdet för VRP som RVRP.
  - Lägsta värde – om stimuleringsfrekvensen är lika med den tillämpliga övre frekvensgränsen så används det programmerade lägsta värdet för VRP som RVRP.



Figur 2-55. Förhållande mellan ventrikulär frekvens och refraktärtidsintervall

För att få ett lämpligt avkänningsfönster bör följande värde för Refraktärtid (fast eller dynamiskt) programmeras:

- Enkammarmod – lägre än eller lika med hälften av LRL i ms
- Tvåkammarmod – lägre än eller lika med hälften av den tillämpliga övre frekvensgränsen i ms

Vid användning av en lång RVRP förkortas det ventrikulära avkänningsfönstret.

Om Ventrikulär refraktärtid programmeras till ett högre värde än PVARP så kan konkurrerande stimulering uppstå. Om till exempel Ventrikulär refraktärperiod är längre än PVARP kan en atriell episod kännas av på rätt sätt efter PVARP och spontan överledning till kammaren räknas till Ventrikulär refraktärperiod. I det här fallet känner inte enheten av den ventrikulära depolarisationen utan stimulerar i slutet av AV-fördröjning med konkurrerande stimulering som resultat.

### LV-refraktärtid (LVRP)

Vid LVRP förhindras avkända elektriska episoder från att orsaka ett olämpligt bortfall av CRT efter en avkänd eller stimulerad episod, till exempel en vänstersidig T-våg. Vid korrekt programmering av den här funktionen maximeras CRT-avgivningen samtidigt som risken för att patientens hjärtfrekvens ska accelerera till ventrikulär takyarytmi minskar.

CRT ska avges kontinuerligt för att göra så stor nytta som möjligt för patienten, men det finns omständigheter då det kan vara lämpligt att avbryta behandlingen. LVRP ger ett intervall efter en LV-avkänd eller -stimulerad episod, eller före en episod av ventrikulär stimulering när LV-offset inte har programmerats till 0, då LV-avkända episoder inte påverkar tidscykeln för behandlingen. Vid användning av en lång LVRP förkortas LV-avkänningsfönstret.

LVRP kan användas i alla moder där LV-avkänning är aktiverad. LV-intervallet fortsätter på det programmerade fasta värdet mellan LRL och den tillämpliga övre frekvensgränsen.

LV-överavkänning av en T-våg kan inhibera LV-stimuleringen. För att förhindra felaktig inhibering av LV-stimulering, programmera LVRP till en så lång duration att T-vågen inkluderas.

### Vänster ventrikulär skyddsperiod (LVPP)

Med hjälp av LVPP förhindras pulsgeneratoren från att oavsiktligt avge stimulering under den LV-sårbara fasen, till exempel om en vänstersidig PVC-episod inträffar. Vid korrekt programmering av den här funktionen maximeras CRT-avgivningen samtidigt som risken för att patientens hjärtfrekvens ska accelerera till ventrikulär takyarytmi minskar.

CRT ska avges kontinuerligt för att göra så stor nytta som möjligt för patienten, men det finns omständigheter då det kan vara lämpligt att avbryta behandlingen. LVPP är den period efter en stimulerad eller avkänd LV-episod då pulsgeneratoren inte stimulerar vänster kammare. Med hjälp av LVPP förhindras pulsgeneratoren från att stimulera i den LV-sårbara fasen.

**FÖRSIKTIGHET:** Vid användning av lång LVPP sänks den möjliga maximala LV-stimuleringsfrekvensen, vilket kan inhibera CRT vid högre stimuleringsfrekvenser.

**NOTERA:** Om LVPP inhiberar under LV-stimulering så avger pulsgeneratoren en RV-stimulering för bradykardistöd.

LVPP kan användas i alla moder där ventrikulär avkänning och LV-stimulering är aktiverade.

## Blankning mellan kammare

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Blankningsperioder mellan kammare är avsedda för att underlätta avkänningen av episoder inuti kammaren och förhindra överavkänning av aktivitet i en annan kammare (t.ex. överhörning och far-field-avkänning).

Blankningsperioder mellan kammare initieras av stimulerade och/eller avkända episoder i en intilliggande kammare. Till exempel initieras en blankningsperiod i höger kammare varje gång en stimuleringspuls avges till höger förmak. Detta förhindrar att enheten detekterar atriellt stimulerade episoder i höger kammare.

Blankning mellan kammare kan programmeras till Smart (om sådan finns) eller ett fast värde. Smart Blankning är avsedd för att gynna avkänning av episoder inuti kammaren genom att blankningsperioden mellan kammare förkortas (37,5 ms efter stimulerade episoder och 15 ms efter avkända episoder) samt förhindra överavkänning av episoder mellan kammare genom att AGC-tröskelvärdet för avkänning automatiskt höjs när perioden Smart Blankning är slut.

Smart Blankning ändrar inte de programmerade inställningarna för AGC or Fast Sensitivitet.

**NOTERA:** Perioden med Smart Blankning förlängs till 85 ms om en blankningsperiod i samma kammare eller ett omtriggningsbart störningsfönster är aktivt när perioden med Smart Blankning startar. Om till exempel en RV-avkänning förekommer inom den atriella refraktärperioden är blankningsperioden mellan kammare för A-blank efter RV-avkänd 85 ms.

**FÖRSIKTIGHET:** Sensitivitetsjusteringar med anknytning till Smart Blankning kanske inte är tillräckligt för att förhindra detektion av artefakter mellan kammare, om artefakter mellan kammarna är för stora. Överväg andra faktorer som påverkar storleken/amplituden på artefakter mellan kammare, däribland elektrodplacering, stimuleringsenergi och programmerade inställningar för Sensitivitet.

De nominella värdena och de programmerbara alternativen för blankningsperioderna ändras automatiskt i vissa situationer för att inte artefakter mellan kammare ska detekteras:

- Om AGC Avkänningsmetod väljs som Smart Blankning nominell inställning (förutom vid V-blank efter A-stim). Fast Blankning kan också användas.

**NOTERA:** Om AGC används med Unipolär Atriell avkänning elektrodkonfiguration är Fast atriell blankning nominell inställning, men Smart Blankning kan också användas.

- Om Fast Avkänningsmetod har valts är Fast Blankning nominell inställning och då kan inte Smart Blankning användas i någon kammare.
- När en ny Avkänningsmetod ställs in övergår blankningsperioden automatiskt till det nominella värde som hör samman med denna Avkänningsmetod om inte ett nytt värde för blankningsperiod har programmerats innan dess. Om en ny Avkänningsmetod har programmerats för blankningsperioden övergår blankningen till det senast programmerade värdet.

### RV-blankning efter A-stimulering

RV-blank efter A-stim är en blankningsperiod mellan kammare som ska underlätta avkänningen av RV-episoder och förhindra överavkänning av episoder mellan kammare efter en atriell stimulering.

Pulsgeneratorn reagerar inte på RV-episoder under den duration som har valts efter en atriell stimulering.

**NOTERA:** *Smart Blanking kan inte användas för parametern RV-blank efter A-stim.*

Ta hänsyn till följande när du anpassar Blankning:

- I syfte att främja kontinuerlig stimulering hos pacemakerberoende patienter kan det vara bättre att minska risken för ventrikulär överavkänning av atriellt stimulerade artefakter genom att programmera en längre blankningsperiod. Men när en längre blankningsperiod programmeras kan risken öka för underavkänning av R-vågor (t.ex. PVC-episoder om de inträffar inom blankningsperioden mellan kammare RV-blank efter A-stim).
- Hos patienter som har en hög andel av atriell stimulering och ofta återkommande PVC-episoder och som inte är pacemakerberoende kan det vara bättre att förkorta blankningsperioden så att risken för underavkänning av PVC-episoder minskar (om dessa inträffar under blankningsperioden mellan kammare efter en atriellt stimulerad episod). Men med en kortare blankningsperiod kan risken för ventrikulär överavkänning av atriellt stimulerade episoder öka.

Vissa programmerade kombinationer av tvåkammarsstimuleringsparametrar kan störa den ventrikulära takydetektionen. Till exempel kan RV-underavkänning förekomma vid tvåkammarsstimulering beroende på den refraktärtid som följer på en atriell stimulering (RV-blank efter A-stim). I vissa användningsscenarioer när ett mönster med atriell stimulering och VT-slag detekteras så anpassar Brady takyrespons (BTR) tiden för AV-fördröjning automatiskt för att lättare kunna bekräfta en misstanke om VT. Om ingen VT-episod förekommer så återgår AV-fördröjning till den programmerade tiden. Vid programmering av scenarier då det är tillåtet med anpassningar av AV-fördröjning visas inga särskilda varningsmeddelanden om Parameterinteraktion. Kontakta Boston Scientific via kontaktuppgifterna på det bakre omslaget om du vill ha mer information.

### LV-blankning efter A-stimulering

LV-blank efter A-stim är en blankningsperiod mellan kammare som ska underlätta avkänningen av LV-episoder och förhindra överavkänning av episoder mellan kammare efter en atriell stimulering. Pulsgeneratorn reagerar inte på LV-episoder under den duration som har valts efter en atriell stimulering.

LV-blank efter A-stim kan programmeras till värdet Fast eller Smart (används med Avkänningsmetod AGC).

Om blankningen programmeras till Smart så höjer pulsgeneratorn automatiskt AGC-tröskelvärdet för avkänning när perioden av Smart Blanking tar slut så att avkänningen av atriella episoder mellan kammare avvisas. På så vis ökar avkänningen av LV-episoder som annars hade inträffat under perioden av blankning mellan kammare. Smart Blanking ändrar inte de programmerade inställningarna för Sensitivitet.

### A-Blankning efter V-Stimulering

A-blankning efter V-stimulering är en blankningsperiod mellan kammare som ska underlätta avkänningen av P-vågor och förhindra överavkänning av episoder mellan kammare efter antingen en RV- eller LV-stimulering.

A-blanking efter V-stimulering kan programmeras till värdet Fast eller Smart (används med Avkänningsmetod AGC).

Om blankningen programmeras till Smart höjer pulsgeneratoren automatiskt AGC-tröskelvärdet för avkänning när perioden av Smart Blanking tar slut så att avkänningen av ventrikulära episoder mellan kammare avvisas. På så vis förbättras avkänningen av P-vågor som annars hade inträffat under perioden av blankning mellan kammare. Smart Blanking ändrar inte de programmerade inställningarna för Sensitivitet.

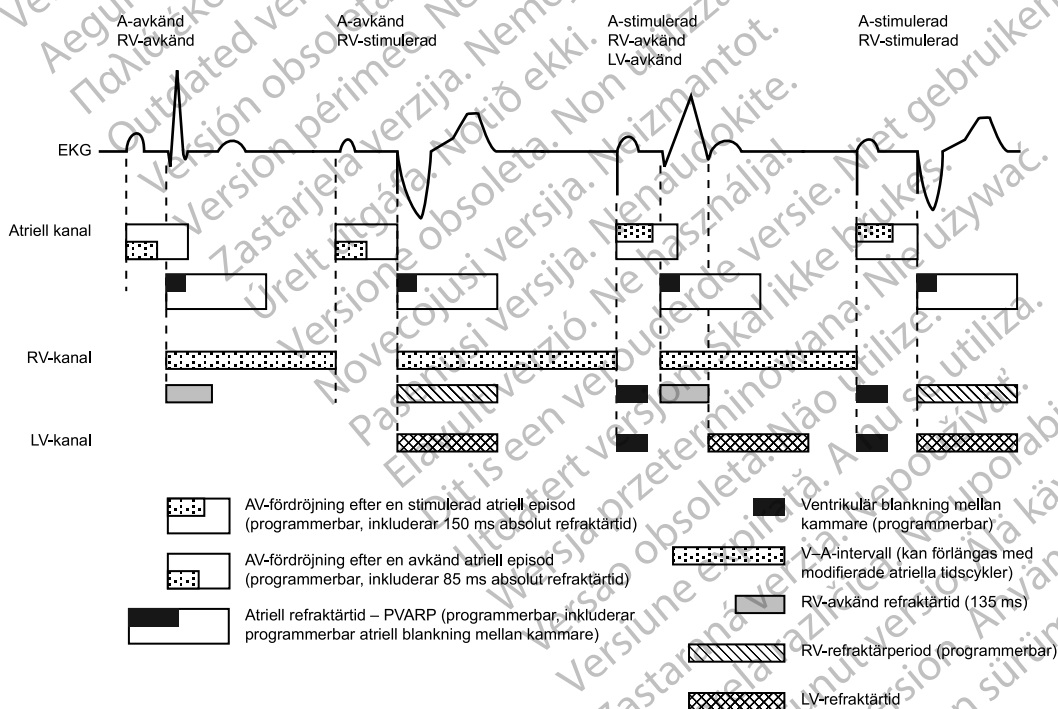
### A-blank efter RV-avkänd

A-blank efter RV-avkänd är en blankningsperiod mellan kammare som ska underlätta avkänningen av P-vågor och förhindra överavkänning av episoder mellan kammare efter en RV-avkänd episod.

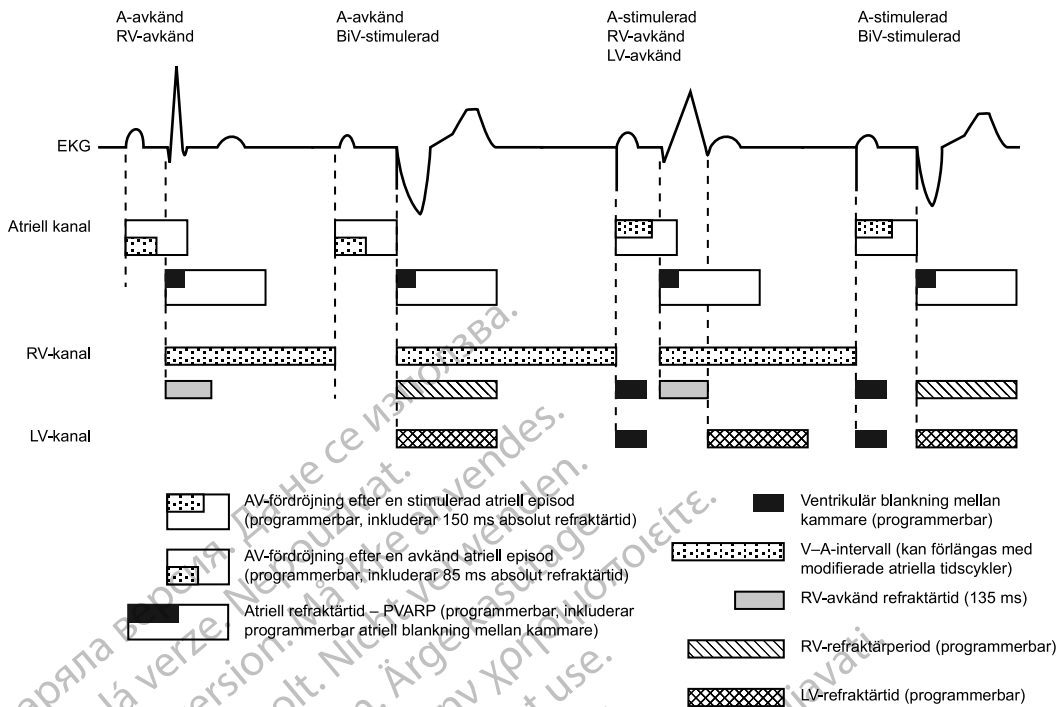
A-blank efter RV-avkänd kan programmeras till värdet Fast eller Smart (används med AGC valt som Avkänningsmetod).

Om värdet programmeras till Smart höjer pulsgeneratoren automatiskt AGC-tröskelvärdet för avkänning när perioden för Smart Blanking tar slut så att RV-episoder mellan kammare avvisas. På så vis förbättras avkänningen av P-vågor som annars hade inträffat under perioden av blankning mellan kammare. Smart Blanking ändrar inte de programmerade inställningarna för Sensitivitet.

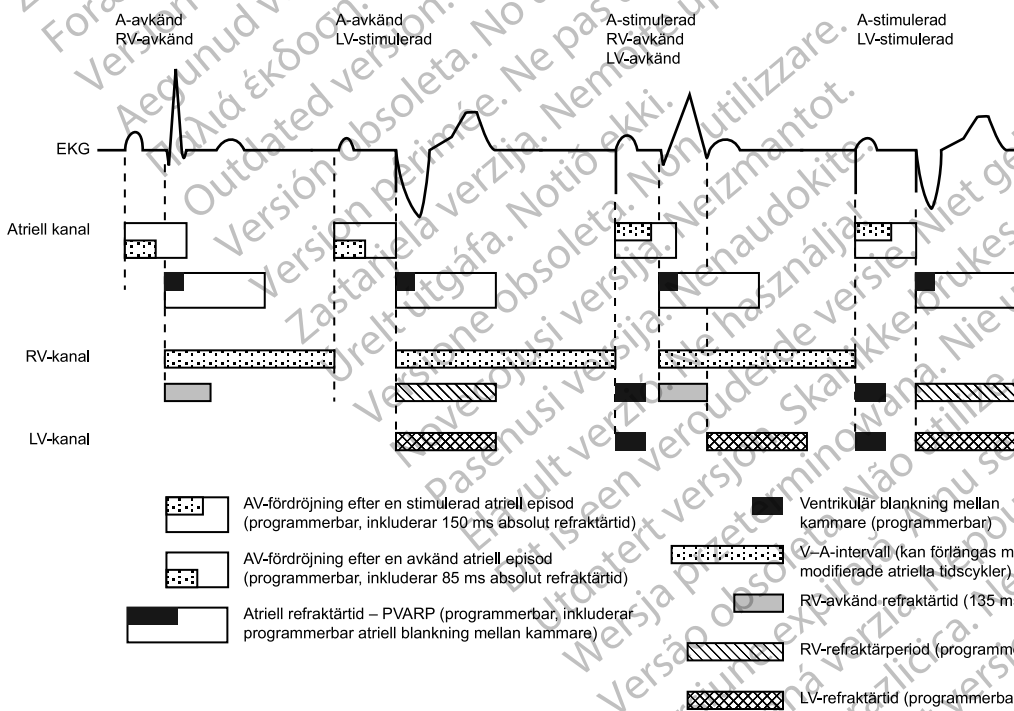
Se följande bilder:



Figur 2-56. Refraktärtider, tvåkammerstimuleringsmod, RV

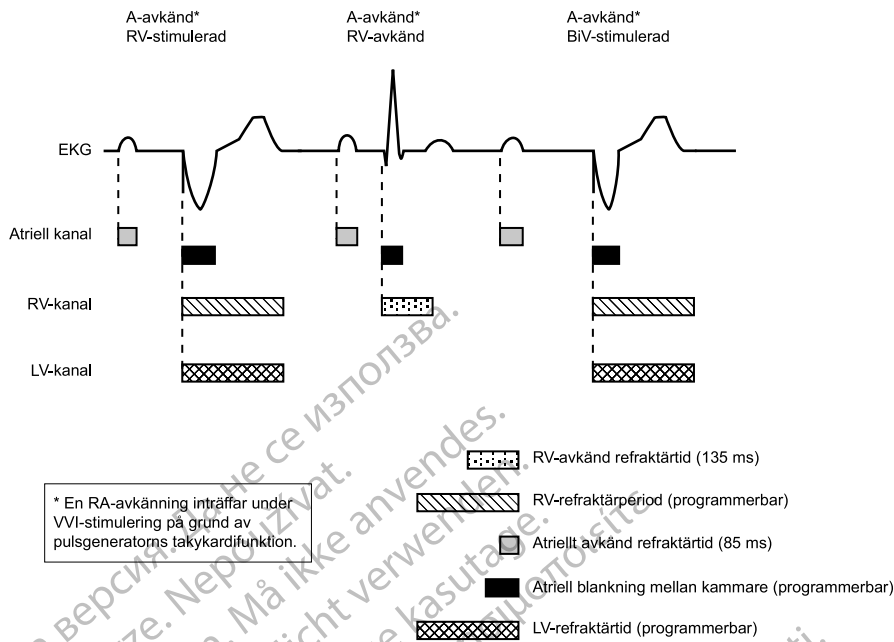


Figur 2-57. Refraktärtider, tvåkammarstimuleringsmod, BiV

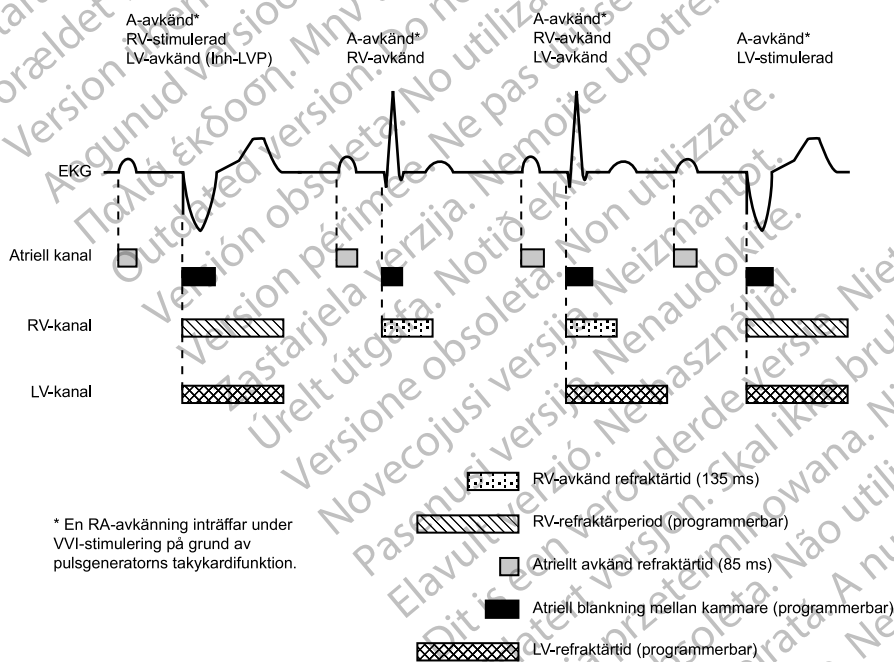


Figur 2-58. Refraktärtider, tvåkammarstimuleringsmod, LV

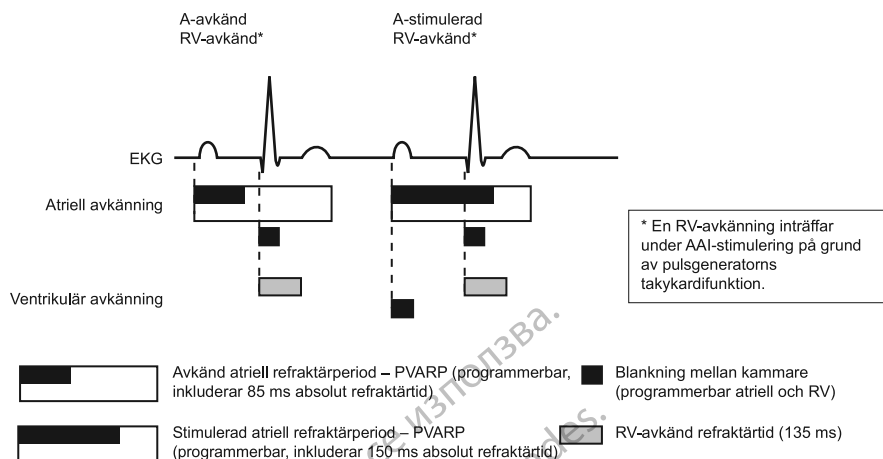




Figur 2-59. Refraktärtider, VVI-stimuleringsmod, RV och BiV



Figur 2-60. Refraktärtider, VVI-stimuleringsmod, LV



Figur 2-61. Refraktärtider, AAI-stimuleringsmod, DR

## STÖRNINGSRESPONS

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

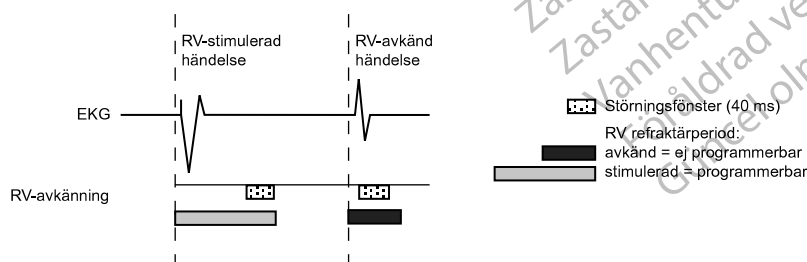
Störningsfönster och blankningsperioder är avsedda för att förhindra att stimuleringen inhiberas på grund av överhörning mellan kammare.

Med hjälp av Störningsrespons kan läkaren välja mellan att stimulera eller inhibera stimulering vid förekomst av störningar.

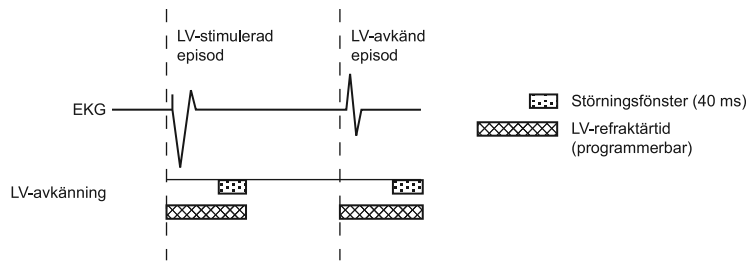
Ett omtriggingsbart störningsfönster på 40 ms ingår i varje refraktärtid och en fast (inte smart) blankningsperiod mellan kammare. Fönstret initieras av antingen en avkänd eller en stimulerad episod. Både störningsfönstret och refraktärtiden för varje hjärtcykel i en kammare måste ha slutförts innan nästa episod kan aktivera en tidscykel i samma kammare. Återkommande störningsaktivitet kan medföra att störningsfönstret aktiveras på nytt så att störningsfönstret förlängs och eventuellt även den effektiva refraktärtiden eller blankningsperioden.

Parametern Störningsrespons kan programmeras till Inhibera stimulering eller en asynkron mod. Den asynkrona mod som kan användas motsvarar automatiskt permanent Brady-mod (dvs. permanent VVI-mod har VOO-störningsrespons). Om Störningsrespons programmeras till en asynkron mod och störningen fortsätter så att störningsfönstret förlängs utöver det programmerade stimuleringsintervallet så stimulerar pulsgeneratoren asynkront med den programmerade stimuleringsfrekvensen tills störningen upphör. Om Störningsrespons har programmerats till Inhibera stimulering och om störningen fortsätter så stimulerar inte pulsgeneratoren den kammare där störningen förekommer förrän störningen har upphört. Moden Inhibera stimulering är avsedd för patienter vars arytm kan triggas av asynkron stimulering.

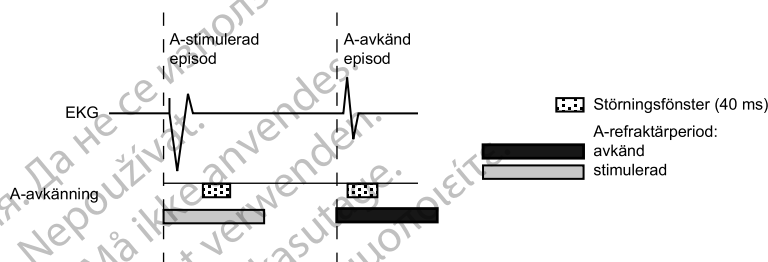
Se följande bilder.



Figur 2-62. Refraktärtider och störningsfönster, RV



Figur 2-63. Refraktärtider och störningsfönster, LV



Figur 2-64. Refraktärtider och störningsfönster, RA

Dessutom är en icke-programmerbar Dynamisk Störningsalgoritm aktiv på frekvenskanaler där AGC-Avkänning används.

Den dynamiska störningsalgoritmen har en separat störningskanal för kontinuerlig mätning av baslinjesignalen och anpassning av miniminivån för avkänningen så att störningsdetektion kan undvikas. Algoritmen ska förhindra överavkänning av myopotentialsignaler och problem som hänger samman med överavkänning.

Om episodmarkörer överförs och beroende på i vilken kammare störningen förekommer används markören [AS], [RVS] eller [LVS] när störningsfönstret triggas initialt efter en stimulering. Om störningsfönstret triggas på nytt i 340 ms används markören AN, RVN eller LVN. Vid flera kontinuerliga triggningar förekommer markören AN, RVN eller LVN ofta. Om asynkron stimulering förekommer på grund av kontinuerliga störningar används markören AP-Ns, RVP-Ns eller LVP-Ns.

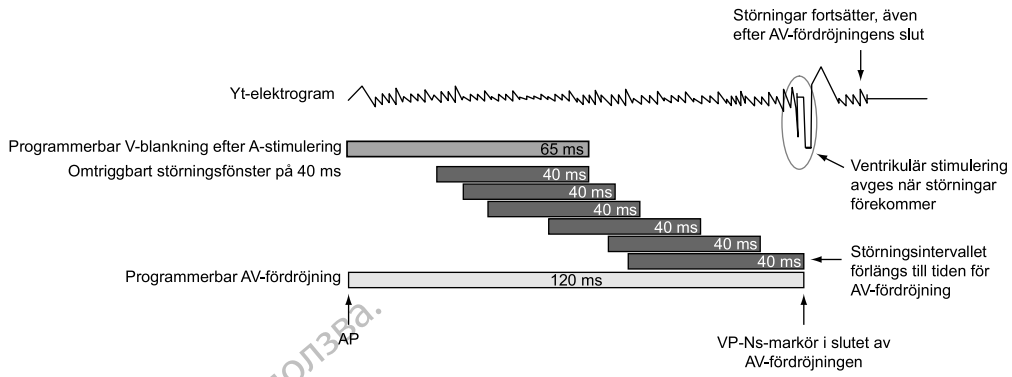
**NOTERA:** Var försiktig när Störningsrespons ställs in på Inhibera stimulering hos pacemakerberoende patienter eftersom detta innebär att ingen stimulering avges vid förekomst av störningar.

**NOTERA:** Om störningen inhiberar under LV så avger enheten en RV-stimulering för bradykardistöd så länge inga störningar förekommer på RV-kanalen.

### Exempel på Störningsrespons

Avkänning mellan kammare som förekommer tidigt under AV-fördröjning kan detekteras av RV-avkänningsförstärkarna under den fasta blankningsperioden men framkallar ingen reaktion förutom att störningsundertrycksintervallet förlängs. Störningsundertrycksintervallet på 40 ms fortsätter att triggas tills störningen inte längre detekteras upp till tiden för AV-fördröjning. Om störningen fortsätter under hela tiden med AV-fördröjning så avger enheten en stimuleringspuls när tiden för AV-fördröjning är slut, vilket förhindrar ventrikulär inhibering som orsakas av störningar. Om en ventrikulär stimuleringspuls avges när kontinuerliga störningar pågår så visas en VP-Ns-episodmarkör på det intrakardiella elektrogrammet (Figur 2-65 Störningsrespons (fast blankning) på sida 2-100).

Om störningen upphör innan tiden för AV-fördröjning är slut kan enheten detektera spontana hjärtslag som inträffar någon gång efter det omtriggingsbara störningsintervallet på 40 ms och initiera en ny hjärtcykel.



Figur 2-65. Störningsrespons (fast blankning)

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívat.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Version obsolete. Mην την χρησιμοποιείτε.  
Outdated version. Do not use.  
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.  
Outdated version. Do not use.  
Version obsolete. Ne pas utiliser.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Úreלט útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsolete. Non utilizzare.  
Zastarjela verzija. Neizmantot.  
Úreלט útgáfa. Notijite.  
Versione obsolete. Nenaudokite.  
Pasenusi versija. Ne pas utilizar.  
Elavult verzió. Ne használja!  
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.  
Wersja przeterminowana. Nie używać.  
Versão obsoleta. Não utilize.  
Versione expirată. Nu se utilizează.  
Zastaraná verzia. Nepoužívať.  
Zastarela različica. Ne uporabite.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

# SYSTEMDIAGNOSTIK

---

## KAPITEL 3

Detta kapitel behandlar följande ämnen

- “Dialogen Översikt” på sida 3-2
- “Batteristatus” på sida 3-2
- “Elektrodstatus” på sida 3-6
- “Postoperativt systemtest” på sida 3-10
- “Elektrodtester” på sida 3-10

## DIALOGEN ÖVERSIKT

Vid interogering visas dialogen Översikt. Den innehåller statusindikationer för Elektroder och POST-information, Batteri-status, ungefärlig tid till explantation och ett meddelande om eventuella Episoder som inträffat sedan senaste nollställningen. Dessutom visas ett meddelande om magnetfunktion om pulsgeneratoren känner av att en magnet används.



Figur 3-1. Dialogen Översikt

Statussymboler som kan visas är OK, Notera och Varning ("Använda Färg" på sida 1-7). De meddelanden som kan visas beskrivs nedan:

- Elektroder – "Elektrodstatus" på sida 3-6
- Batteri – "Batteristatus" på sida 3-2
- Episoder – "Behandlingshistorik" på sida 4-2

När du trycker på knappen Stäng visas inte symbolerna Varning och Notera för Elektroder och Batteri under de efterföljande interogeringarna förrän en ny episod triggar en varningssituation. Episoderna fortsätter att visas tills du trycker på knappen Nollställ för historikräknaren.

## BATTERISTATUS

Pulsgeneratoren övervakar automatiskt batteriets kapacitet och funktion. Batteristatusinformationen visas på flera skärmar:

- Dialogen Översikt – visar ett statusmeddelande med grundläggande information om den återstående batterikapaciteten ("Dialogen Översikt" på sida 3-2).
- Fliken Översikt (på huvudskärmen) – visar samma grundläggande statusinformation som dialogen Översikt tillsammans med en batteristatusmätare ("Huvudskärm" på sida 1-3).
- Översiktsskärmen Batteristatus (via fliken Översikt) – visar ytterligare information om återstående batterikapacitet och aktuell Magnetfrekvens ("Översiktsskärmen Batteristatus" på sida 3-3).

- Skärmen Batteri info (via översiktsskärmen Batteristatus) – innehåller utförlig information om batteriets användning, kapacitet och funktion ("Översiktsskärmen Batteri info" på sida 3-5).

### Översiktsskärmen Batteristatus

Översiktsskärmen Batteristatus innehåller följande viktiga information om batteriets kapacitet och funktion.

#### Återstående tid

På den här delen av skärmen visas:

- Batteristatusmätare – visar återstående tid till explantation.

**NOTERA:** Batteristatusen kan bedömas med hjälp av en extern magnet som är starkare än 70 gauss. Med hjälp av den stimuleringsfrekvens som aktiveras av magnetanvändningen visas batteriets status på översiktsskärmen Batteristatus. Mer information finns under Magnetfrekvens nedan.

Ungefärlig tid till explantation – visar den beräknade återstående tiden till status Explantation på pulsgeneratör.

Beräkningen görs utifrån den använda batterikapaciteten, den återstående laddningstiden och den beräknade effektförbrukningen med de aktuella inställningarna.

När inte tillräcklig användningshistorik finns att tillgå kan den beräknade tiden till explantation variera från en interogering till nästa. En sådan variation är normal och sker efter hand som nya data samlas in i pulsgeneratör så att en mer tillförlitlig beräkning kan göras. Den beräknade tiden för explantation blir mer exakt efter några veckors användning. Orsakerna till variationen kan vara att:

- En bradyfunktion som påverkar stimuleringsenergin programmeras om så att den ungefärliga tiden till explantation beräknas utifrån en förväntad effektförbrukning med den nya programmeringen. Nästa gång pulsgeneratör interogeras visar PRM-enheten ett värde för Ungefärlig tid till explantation som beräknas utifrån den aktuella användningshistoriken. Efter hand som nya data samlas in bör Ungefärlig tid till explantation stabiliseras nära den initiala beräkningen.
- PRM-enheten visar under ett antal dagar efter implantationen ett fast värde för Ungefärlig tid till explantation som beräknas utifrån modellberoende data. När en tillräcklig mängd data har samlats in beräknas och visas enhetsspecifik information.

#### Magnetfrekvens

När Magnetfunktion har programmerats till Asynkron Stim och en magnet används växlas pulsgeneratörens Brady-mod till en asynkron mod med en fast stimuleringsfrekvens och en AV-fördröjning för magneten på 100 ms.

Den asynkrona stimuleringsfrekvensen motsvarar aktuell batteristatus och visas på översiktsskärmen Batteristatus:

Mer än ett år kvar	100 min <sup>-1</sup>
Ett år eller mindre återstår	90 min <sup>-1</sup>
Explantation	85 min <sup>-1</sup>

Mer information om Asynkron Stim och funktionen Magnet finns ("Funktionen Magnet" på sida 4-18).

## Ikonen Batteri info

När du väljer den här ikonen visas översiktsskärmen Batteri info ("Översiktsskärmen Batteri info" på sida 3-5).

### Batteristatusindikatorer

Följande batteristatusindikatorer visas i batteristatusmätaren. Det värde för Ungefärlig tid till explantation som visas beräknas utifrån pulsgeneratorns aktuella programmerade parametrar.

Ett år återstår – pulsgeneratorn har cirka ett år kvar med full funktion (Ungefärlig tid till explantation är ett år).

Explantation – batteriet är nästan urladdat och ett pulsgeneratorbyte måste planeras. När enheten får status Explantation finns det tillräcklig batterikapacitet kvar för att stimulera till 100 % under liknande förhållanden i 3 månader. När enheten får status Explantation återstår 1,5 timmar av ZIP-telemetri. Överväg att använda telemetri med telemetrihuvud.

**NOTERA:** När de 1,5 timmarna med telemetri är slut genereras en LATITUDE-varning.

Tog batteriet slut – pulsgeneratorns funktion är begränsad och möjligheten till behandling kan inte längre garanteras. Denna status får enheten 3 månader efter statusen Explantation. Ett enhetsbyte bör planeras för patienten omgående. Vid interrogering visas skärmen Begränsad pulsgeneratorfunktion (inga andra skärmar är aktiverade). På den här skärmen finns information om batteristatus och åtkomst till enhetens återstående funktioner. ZIP-telemetri kan inte längre användas.

**NOTERA:** En LATITUDE-varning genereras. Efter detta kan LATITUDE NXT inte längre avläsa enheten.

När enheten får status Tog batteriet slut begränsas pulsgeneratorns funktion till:

- Brady-mod ändras enligt beskrivningen nedan.

Brady-mod före Tog batteriet slut	Brady-mod efter Tog batteriet slut
DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R)	VVI/BIv
AAI(R)	AAI
Av	Av
DOO, VOO	VOO/BIv
AOO	AOO

- Brady-mod kan programmeras till Av, inga andra parametrar kan programmeras
- Endast telemetri med telemetrihuvud (RF-telemetri är inte aktiverad)
- En LRL på 50 min<sup>-1</sup>

Vid status Tog batteriet slut är följande funktioner inaktiverade:

- Trender för Daglig Mätning
- Brady-förbättringar (t.ex. frekvensrespons och Frekvensutjämning)
- PaceSafeRV Auto tröskel (energin har ett fast värde som motsvarar det aktuella utgångsvärdet)
- PaceSafeRA Automatisk tröskel (energin har ett fast värde som motsvarar det aktuella utgångsvärdet)



- PaceSafeLV Auto tröskel (energin har ett fast värde som motsvarar det aktuella utgångsvärdet)
- Säkerhetsomkopplare för elektrod (elektrodkonfigurationen fortsätter med samma programmering som den hade när enheten fick statusen Tog batteriet slut)
- Episodlagring
- Diagnostik och EP-tester
- EGM i realtid
- MV-sensor
- Accelerometer

Om enheten till slut inte längre har tillräcklig batterikapacitet för att fortsätta driften så växlar enheten mod till Lagring. I moden Lagring kan inga funktioner användas.

**WARNING:** En MRT-undersökning efter att statusen Explantation har uppnåtts kan leda till för tidig batteriurladdning, kortare tidsperiod för byte av enhet eller att stimuleringen plötsligt upphör. Efter en MRT-undersökning av en enhet som har uppnått statusen Explantation ska pulsgeneratorns funktion verifieras och en tid för byte av enheten bokas in.

**NOTERA:** Med hjälp av de senast programmerade parametrarna och den senaste användningshistoriken beräknas en Ungefärlig tid till explantation på enheten. Om batteriet används mer än normalt kan värdet för Ungefärlig tid för explantation vara kortare än beräknat nästa dag.

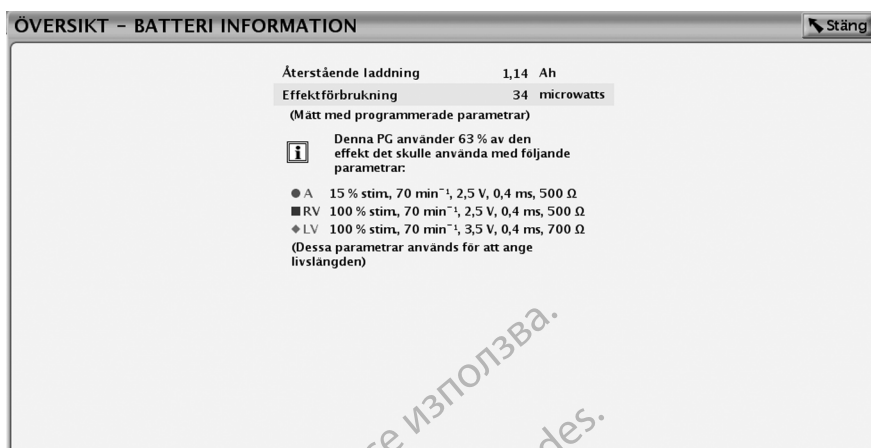
#### Översiktsskärmen Batteri info

Översiktsskärmen Batteri info innehåller följande information om pulsgeneratorns batteristatus (Figur 3-2 Översiktsskärmen Batteri info på sida 3-6):

- Återstående laddning (mäts i amperetimmar) – den återstående laddningstiden beräknad utifrån pulsgeneratorns programmerade parametrar fram till att batteriet är urladdat.
- Effektförbrukning (mäts i mikrowatt) – pulsgeneratorns dagliga effektförbrukning i genomsnitt beräknad utifrån de aktuella parametrarna. Effektförbrukningen ingår i de beräkningar som fastställer Ungefärlig tid till explantation och nålpositionen på batteriets statusmätare.
- Effektförbrukning i procent – ger en jämförelse av effektförbrukningen med pulsgeneratorns aktuella parametrar och effektförbrukningen med de standardparametrar som används för att beräkna enhetens livslängd.

Om någon av följande parametrar (som påverkar stimuleringsenergien) programmeras på nytt anpassas värdena för Effektförbrukning och Effektförbrukning i procent i enlighet med detta:

- Amplitud
- Pulsbredd
- Brady-mod
- LRL
- MSR
- PaceSafe



Figur 3–2. Översiktsskärmen Batteri info.

## ELEKTRODSTATUS

### Dagliga Mätningar

Följande mätningar utförs på enheten en gång var 21 timme och rapporteras dagligen:

- Mätning av Daglig Egenamplitud: enheten gör automatiskt ett försök att mäta egenamplituderna för P- och R-vågorna i respektive hjärtkammare där mätningarna av daglig Egenamplitud har aktiverats, oavsett stimuleringsmod. Mätningen påverkar inte normal stimulering. Enheten övervakar upp till 255 hjärtcykler för att hitta en avkänd signal som kan mätas.
- Dagliga elektrod-mätningar (Impedans):
  - Stimuleringselektrod(er) – enheten gör automatiskt ett försök att mäta elektrodimpedansen i respektive hjärtkammare där dagliga tester av Impedans har aktiverats, oavsett stimuleringsmod. Enhetens Elektrodimpedanstest utförs med hjälp av en signal för stimulering som understiger tröskelvärdet och inte stör normal stimulering eller avkänning.
  - För VISIONIST OCH VALITUDE är gränsen för Hög impedans nominellt inställd på 2 000  $\Omega$ , och kan programmeras mellan 2 000 och 3 000  $\Omega$  i steg om 250  $\Omega$ . Gränsen för Låg impedans är nominellt inställd på 200  $\Omega$ , och kan programmeras mellan 200 och 500  $\Omega$  i steg om 50  $\Omega$ .

För enheterna INLIVEN, INTUA och INVIVE är gränsen för Hög impedans nominellt inställd på 2 000  $\Omega$ , och kan programmeras mellan 2 000 och 2 500  $\Omega$  i steg om 250  $\Omega$ . Gränsen för Låg impedans är nominellt inställd på 200  $\Omega$  och kan programmeras mellan 200 och 500  $\Omega$  i steg om 50  $\Omega$ .

Ta hänsyn till följande faktorer vid val av Impedansgränser:

- För elektroder för kronisk stimulering: tidigare impedansmätningar för elektroden samt andra indikatorer för elektrisk funktion som t.ex. stabilitet över tid
- För nyligen planterade elektroder: startvärdena för uppmätt impedans

**NOTERA:** Beroende på effekten av elektrodinväxning kan läkaren under uppföljningstester välja att programmera nya Impedansgränser.

- Patientens beroende av stimulering

- Rekommenderat impedansintervall för elektrod(er) som används, om tillgängligt
- Dagliga PaceSafe-tröskelvärdesmätningar – när PaceSafe har programmerats till Auto eller Daglig Trend gör enheten automatiskt ett försök att mäta tröskelvärdet i den kammare för vilken PaceSafe har programmerats. När testet ska utföras anpassar enheten de parametrar som behöver användas.

Grundläggande elektrodstatusinformation visas på skärmen Översikt. Detaljerade uppgifter visas grafiskt på översiktsskärmen Elektrodstatus som du kommer till via ikonerna elektroder på skärmen Översikt (Figur 3–3 Översiktsskärmen Elektrodstatus på sida 3-8).

De elektrodstatusmeddelanden som kan visas är (Tabell 3–1 Rapport om elektrodstatusvärden på sida 3-7):

- Elektrodstatusmeddelandena är inom gränserna.
- Kontrollera Elektrod (vilken elektrod framgår av meddelandet) – visar att ett eller flera dagliga elektrodstatusvärden är utanför området. Du kan ta reda på vilket statusvärde som är utanför området genom att analysera respektive dagliga mätresultat för den elektrod det gäller.

**NOTERA:** Vid elektrodstatusvärden som är utanför området kan elektrodstatuskonfigurationen växla till Unipolär ("Säkerhetsomkopplare för elektrod" på sida 2-80).

**NOTERA:** Vid behov finns en närmare beskrivning av PaceSafe-meddelandena som även omfattar meddelandena om elektrodstatusfel och elektrodvarningar ("PaceSafe" på sida 2-18).

Tabell 3–1. Rapport om elektrodstatusvärden

Elektrodstatusvärden	Rapporterade värden	Gränsvärden
A impedans ( $\Omega$ )	200 till maximalt programmerbar Hög impedansgräns <sup>a</sup>	Låg: $\leq$ programmerad gräns för Låg atriell impedans Hög: $\geq$ programmerad gräns för Hög Atriell Impedans
RV impedans ( $\Omega$ )	200 till maximalt programmerbar Hög impedansgräns <sup>a</sup>	Låg: $\leq$ programmerad gräns för Låg impedans för höger kammare Hög: $\geq$ programmerad gräns för Hög impedans för höger kammare)
LV impedans ( $\Omega$ )	200 till maximalt programmerbar Hög impedansgräns <sup>a</sup>	Låg: $\leq$ programmerad gräns för Låg impedans för vänster kammare Hög: $\geq$ programmerad gräns för Hög impedans för vänster kammare)
P-vågsamplitud (mV)	0,1 till 25,0	Låg: $\leq$ 0,5 Hög: ingen
R-vågsamplitud (RV) (mV)	0,1 till 25,0	Låg: $\leq$ 3,0 Hög: ingen
R-vågsamplitud (LV) (mV)	0,1 till 25,0	Låg: $\leq$ 3,0 Hög: ingen

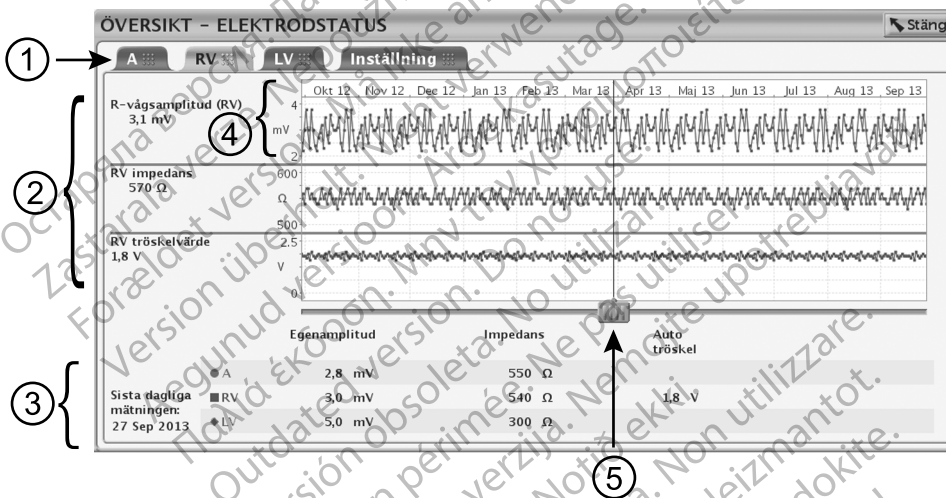
a. Den maximalt programmerbara gränsen för Hög impedans är 2 500 eller 3 000  $\Omega$  beroende på vilken pulsgeneratormodell man har.

På översiktsskärmen Elektrodstatus finns information om de dagliga mätningarna för de elektroder som används (Figur 3–3 Översiktsskärmen Elektrodstatus på sida 3-8):

- Diagrammet visar värden från de senaste 52 veckornas dagliga mätningar.
- Du kan visa data för respektive elektrod med hjälp av flikarna högst upp på skärmen. Välj fliken Inställning om du vill aktivera eller inaktivera särskilda dagliga elektrodstatusmätningar eller ställa in gränsvärden för impedans.

**NOTERA:** Om de dagliga elektrodimpedansmätningarna inaktiveras för en viss kammare inaktiveras även funktionen Säkerhetsomkopplare för elektrod i den kammaren.

- Varje datapunkt representerar den dagliga mätningen eller POST-resultat för en viss dag. Du kan visa resultatet för en dag genom att flytta det horisontella skjutreglaget över motsvarande datapunkt eller lucka.
- Ett mätvärde som ligger utanför området motsvaras av en punkt på det övre eller nedre gränsvärdet.
- Diagrammet har en lucka om enheten inte har kunnat hämta ett giltigt mätvärde för den dagen.
- De senaste dagliga mätningarna eller POST-resultaten visas längst ned på skärmen.



[1] Välj en elektrod med hjälp av flikarna [2] Resultat för den valda dagen [3] Resultat för den senaste dagen [4] Y-axeln anpassas efter mätresultaten [5] Du kan visa data för en dag med hjälp av det horisontella skjutreglaget

Figur 3-3. Översiktsskärmen Elektrodstatus

Om enheten inte lyckas med en eller flera dagliga mätningar vid den schemalagda tidpunkten görs upp till tre nya försök med en timmes intervall. De nya försöken förändrar inte tidscykeln för de dagliga mätningarna. Den efterföljande dagens mätning schemaläggs 21 timmar efter det första försöket.

Om inget giltigt resultat har registrerats efter det första försöket plus tre nya försök, eller efter ett tidsblock på 24 timmar, rapporteras mätningen som Ogiltig data eller Ingen data insamlad (N/R).

När mer än en mätning sker under en dag rapporteras endast en. Om en mätning är giltig och den andra är ogiltig vid mätningar av Amplitud och Impedans så rapporteras den ogiltiga mätningen. Om båda mätningarna är giltiga så rapporteras det senaste mätvärdet. Om en mätning är giltig och den andra är ogiltig vid mätningar av tröskelvärde så rapporteras den giltiga mätningen. Om båda mätningarna är giltiga så rapporteras det högsta mätvärdet.

Om skärmen Översikt visar att en elektrod ska kontrolleras men diagrammen för Egenamplitud och Impedans inte visar något värde utanför området eller någon lucka så gäller testet ett värde utanför området som inträffade de senaste 24 timmarna och ännu inte har sparats i de dagliga mätningarna.

Tabell 3–2. Egenamplitud: Villkor för Daglig Mätning, programmerarskärmen och grafisk representation

Villkor	Programmerarskärmen	Grafisk representation
Amplitudmätvärde inom området	Mätvärde	Ritad punkt
Elektrodkonfigurationen har programmerats till Av/Ingen	Ingen data insamlad	Lucka
Alla episoder under testperioden stimulerades	Stim.	Lucka
Störningar detekterades under testperioden	Störning	Lucka
Avkända episoder som kategoriseras som PVC	PVC	Lucka
Avkända episoder som kategoriseras som PAC	PAC	Lucka
Amplitudmätvärden utanför området (mV)	0,1, 0,2, ..., 0,5 (RA-elektrod) med varningsikon	Ritad punkt
	0,1, 0,2, ..., 3,0 (kammarelektrod) med varningsikon	Ritad punkt vid respektive nedre gränsvärde
	< 0,1 mV med varningsikon	Ritad punkt vid respektive övre gränsvärde <sup>a</sup>

a. När det uppmätta värdet är > 25 mV visas en varningssymbol i diagrammet även om ingen varning genereras på översiktsskärmarna.

Tabell 3–3. Elektrodimpedans: Villkor för Daglig Mätning, programmerarskärmen och grafisk representation

Villkor	Programmerarskärmen	Grafisk representation
Impedansmätvärde inom området	Mätvärde	Ritad punkt
Elektrodkonfiguration har programmerats till Av/Ingen	Ogiltig data	Lucka
Störningar detekterades under testperioden	Störning	Lucka
Impedansmätvärden utanför området (stimuleringselektroder) ( $\Omega$ )	Det uppmätta värdet är högre än eller lika med gränsvärdet för Stimulering Hög impedans med varningsikon	Ritad punkt
	Det uppmätta värdet är mindre än eller lika med gränsvärdet för Stimulering Låg impedans med varningsikon	Ritad punkt vid respektive lägsta eller högsta gränsvärde <sup>a</sup>

a. När du markerar dessa punkter visas inte det numeriska värdet men du informeras om att värdet är högre än det övre gränsvärdet eller lägre än det nedre gränsvärdet, beroende på vilket som är tillämpligt.

Tabell 3–4. PaceSafe Automatiskt Tröskelvärde: Villkor för Daglig Mätning, programmerarskärmen och grafisk representation

Villkor	Programmerarskärmen	Grafisk representation
Tröskelmätvärde inom området	Mätvärde	Ritad punkt
Funktionen är inte aktiverad	Ingen data insamlad	Lucka
Testfel eller mätvärden utanför området	Flera	Lucka

**NOTERA:** Det finns även en utförlig förteckning över felkoder för PaceSafe-tröskelvärdesmätningar ("PaceSafe" på sida 2-18).

Vid följande förhållanden görs inga mätningar av Egenamplitud och Impedans för elektroderna. På programmerarskärmen visas Ingen data insamlad eller Ogiltig data och den grafiska representationen får en lucka:

- Telemetri är aktiv
- Enhetens batterikapacitet är slut
- LATITUDE-interrogering pågår
- Pulsgeneratorn är i Diatermiskyddsmod
- Pulsgeneratorn är i MRT-skyddsmod
- En magnet placeras på pulsgeneratoren (när Magnetfunktion är inställd på Asynkron Stim)

Det finns även en närmare beskrivning av de situationer då inga PaceSafe-mätningar görs ("PaceSafe" på sida 2-18).

## POSTOPERATIVT SYSTEMTEST (POST)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST och VALITUDE.

Funktionen POST tillhandahåller en automatisk kontroll av enheten/elektroden vid en fördefinierad tidpunkt efter implantationen. Detta hjälper till att dokumentera att systemet fungerar som det ska utan att det behövs manuella systemtester, vilket gör det lättare att kunna skriva ut patienten samma dag. Läkaren kan välja hur lång tid efter elektrodfastsättningen man vill ha resultaten från det automatiska elektrodtestet. Eventuella justeringar av tiden för de nominella testresultaten måste programmeras före elektrodfastsättningen.

Om det är aktiverat försöker systemet att utföra automatiska tester av egenamplitud, impedans och tröskelvärde en timme före den tid då testresultat önskas. Vid interrogering visas teststatus (schemalagt, pågående, slutfört) i dialogrutan Översikt och på skärmen Översikt under de första 48 timmarna efter elektrodfastsättning. Testresultaten kan skrivas ut i Quick Notes-rapporter och Uppföljningsrapporter.

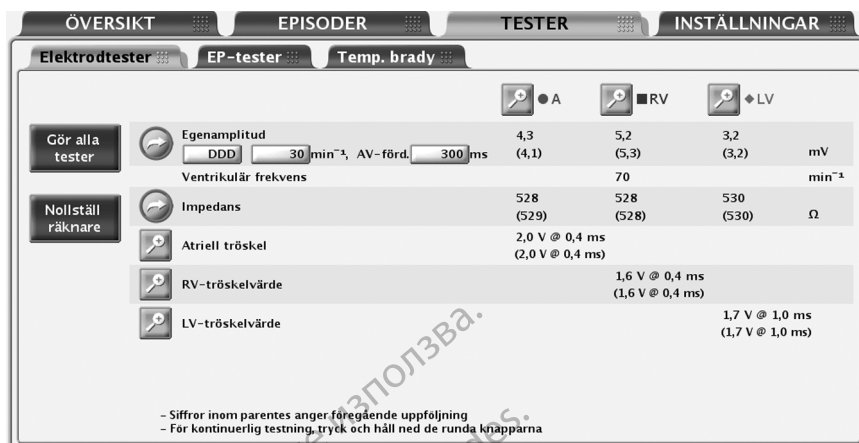
**NOTERA:** *Stimuleringsparametrar kan justeras tillfälligt för att säkerställa giltiga mätresultat.*

Om enheten inte lyckas göra en eller flera giltiga mätningar vid det första försöket görs nya försök. Testningen kan komma att slutföras upp till en timme efter den angivna testresultattiden om det behövs flera nya försök. Om det inte går att erhålla en giltig mätning, och/eller om automatiska dagliga mätningar görs innan rapporten skrivs ut, kan resultatet för den dagliga mätningen spelas in ("Elektrodstatus" på sida 3-6).

## ELEKTRODTESTER

Följande elektrodtester kan användas (Figur 3-4 Skärmen Elektrodtester på sida 3-11):

- Impedans
- Egenamplitud
- Tröskelvärde



Figur 3-4. Skärmen Elektrodtester.

Så här använder du Elektrodtester:

1. Välj fliken Tester på huvudskärmen.
2. Välj fliken Elektrodtester på skärmen Tester.

Elektrodtesterna kan startas på tre sätt:

- Via skärmen Elektrodtester – om ett elektrodttest ska utföras i samtliga kammare
- Genom att trycka på knappen för den kammare du vill använda – om samtliga tester ska utföras på en elektrod
- Genom att trycka på knappen Genomför alla tester – då utförs testerna för Egenamplitud och Elektrodimpedans, och du kan även utföra ett Tröskelvärde-test

### Test av egenamplitud

Med hjälp av ett Test av egenamplitud mäts egenamplituderna för P- och R-vågorna i respektive kammare.

Så här utför du ett Test av egenamplitud från skärmen Elektrodtester:

1. Vid behov kan du ändra följande förvalda värden för att framkalla egen hjärtaktivitet i den eller de kammare som testas:
  - Programmerad Mod, normal
  - LRL på 30 min<sup>-1</sup>
  - AV-fördröjning på 300 ms

2. Tryck på knappen Egenamplitud. Under testet visas ett fönster med information om hur testet fortskrider. Genom att hålla knappen Egenamplitud nedtryckt upprepas mätningarna under upp till 10 sekunder eller tills knappen släpps upp. När fönstret stängs kan du utföra samma test ännu en gång genom att trycka på knappen Egenamplitud. Om du vill avbryta testet trycker du på knappen Avbryt eller på tangenten AVBRYT BEHANDLINGEN på PRM-enheten.
3. När testet har slutförts visas resultatet av Egenamplitud-mätningen som mätvärdet Aktuellt (inte inom parentes). Om testet upprepas under samma session uppdateras mätvärdet Aktuellt med det nya resultatet. Observera att mätvärdet Föregående (visas inom parentes) är från den senast föregående sessionen då samma test kördes.

**NOTERA:** Testresultaten från den senaste mätningen lagras i pulsgeneratorns minne, hämtas under den inledande interrogeringen och visas på skärmen Elektrodtester. Mätvärdena finns även i rapporten Quick Notes.

## Elektrodimpedanstest

A Elektrodimpedanstest kan utföras som ett relativt mått på elektrodens integritet över tiden.

Om elektrodfunktionen ifrågasätts ska elektrodsystemets funktion bedömas med hjälp av standardtester för felsökning av elektroderna.

Felsökningstesterna är bland annat men inte enbart:

- Elektrogramanalys med manipulerad ficka och/eller isometri
- Röntgen eller genomlysning
- Invasiv visuell inspektion

Testresultatet STÖRNING rapporteras om det inte gick att få giltiga mätvärden (troligtvis på grund av EMI).

Så här utför du impedanstester av stimuleringselektroderna via skärmen Elektrodtester:

1. Tryck på knappen för det elektrodimpedanstest du vill använda. Om du håller en knapp nedtryckt upprepas mätningarna under upp till 10 sekunder eller tills knappen släpps upp.
2. Under testet visas ett fönster med information om hur testet fortskrider. När fönstret stängs kan du köra samma test igen genom att ännu en gång trycka på knappen för det elektrodimpedanstest som du vill utföra. Om du vill avbryta testet trycker du på knappen Avbryt eller på tangenten AVBRYT BEHANDLINGEN på PRM-enheten.
3. När testet har slutförts visas resultatet av impedansmätningen som mätvärdet Aktuellt (inte inom parentes). Om testet upprepas under samma session uppdateras mätvärdet Aktuellt med det nya resultatet. Observera att mätvärdet Föregående (visas inom parentes) är från den senast föregående sessionen då samma test kördes.
4. Om testresultatet är STÖRNING, överväg någon av följande åtgärder:
  - Gör om testet
  - Växla telemetrimod
  - Ta bort andra källor till elektromagnetisk interferens

**NOTERA:** Testresultaten från den senaste mätningen lagras i pulsgeneratorns minne, hämtas under den inledande interrogeringen och visas på skärmen Elektrodtester. Mätvärdena finns även i rapporten Quick Notes.



## Tröskeltest

Med hjälp av Tröskelvärde-test fastställs den lägsta energin som behövs för registrering i en kammare.

Tröskelmätningen av ventrikulär och atriell stimuleringsamplitud kan utföras manuellt eller automatiskt. När PaceSafe har programmerats till Auto kan energinivåerna för PaceSafe anpassas med hjälp av resultatet från de beordrade automatiska amplitudmätningarna.

**NOTERA:** På fyrpoliga enheter kan tröskelmätningen av stimuleringsamplituden i vänster kammare endast utföras manuellt.

Om du vill göra en manuell tröskelvärdesmätning av ventrikulär och atriell pulsbredd, välj alternativet Pulsbredd på skärmen Tröskelvärde detaljer.

### Manuellt Tröskeltest

En säkerhetsmarginal på minst 2X spänningens stimuleringsströskelvärde eller 3X pulsbreddens stimuleringsströskelvärde rekommenderas för varje kammare för att ge en tillräcklig säkerhetsmarginal och bidra till ökad batterilivslängd. Startparametervärdena beräknas automatiskt innan testerna påbörjas. Testet börjar vid ett angivet startvärde som minskar stegvis (Amplitud eller Pulsbredd) i takt med att testet fortskrider. PRM-enheten avger en ljudsignal vid varje minskning. De värden som används under tröskeltestet är programmerbara. Parametrarna används endast under testet.

**NOTERA:** Om DDD-mod har valts och du väljer ett atriellt eller ventrikulärt test minskar stimuleringsenergin endast i den valda kammaren.

**FÖRSIKTIGHET:** Under ett manuellt test av LV-tröskelvärde är inte Backup-stim. för RV tillgängligt.

**NOTERA:** När du väljer ett ventrikulärt test minskar stimuleringsenergin endast i den valda kammaren. Den andra kammaren stimuleras inte.

När testet har startat fungerar enheten med de angivna bradyparametrarna. Enheten minskar sedan den valda testparametern (Amplitud eller Pulsbredd) med det antal perioder per steg som har programmerats tills testet slutförs. Elektrogram i realtid och episodmarkörer, som innehåller LV-elektrodkonfigurationen (VISIONIST- och VALITUDE-enheter) och de värden som testas, kan användas under tröskeltestet. Skärmen anpassas automatiskt efter den kammare som testas.

Programmeraren visar testparametrarna i ett fönster så länge som tröskeltestet pågår. Om du vill göra ett uppehåll i testet eller utföra en manuell justering, tryck på knappen Uppehåll i fönstret. Tryck på knappen + eller – för att manuellt öka eller minska det värde som testas. Om du vill fortsätta testet, tryck på knappen Fortsätt.

Tröskeltestet slutförs och alla parametrar återställs till normala programmerade värden när något av följande inträffar:

- Testet avslutas med ett kommando från programmeraren (till exempel om du trycker på knappen Avsluta eller tangenten AVBRYT BEHANDLINGEN).
- Den lägsta inställningen som kan användas för Amplitud eller Pulsbredd uppnås och det programmerade antalet cykler har slutförts.
- Telemetrikkontakten bryts.

Så här utför du ett tröskeltest via skärmen Elektrodtester:

1. Ange vilken kammare som ska testas.
2. Tryck på knappen Tröskelvärde detaljer.
3. Välj testtyp.
4. Ändra om så behövs följande parametervärden för att stimulera i den eller de kammare som testas:
  - Mod
  - LRL
  - Stimulerad AV-fördröjning
  - Elektrodkonfiguration (stimulering)
  - Amplitud
  - Pulsbredd
  - Perioder/steg
  - LVPP Skyddsperiod (stimulering) (kan endast programmeras vid tester av LV-tröskelvärde)

Vid DDD-mod används Normal brady MTR.

**NOTERA:** En lång LVPP kan begränsa stimuleringen i vänster kammare vid höga stimuleringsfrekvenser. LVPP kan programmeras temporärt (till exempel till en kortare LVPP eller Av) via skärmen Tröskeltest.

5. Kontrollera EKG-skärmen och stoppa testet med knappen Avsluta eller knappen AVBRYT BEHANDLINGEN om du observerar förlust av stimulering. Om testet pågår tills det programmerade antalet cykler vid lägsta inställning har slutförts så avslutas testet automatiskt. Det slutliga tröskelvärdet visas (värdet är ett steg högre än värdet då testet avslutades). En 10-sekunderskurva (innan förlust av stimulering) lagras automatiskt och kan visas och analyseras genom att du väljer fliken Skärmkopia ("Skärmkopia" på sida 4-8).

**NOTERA:** Resultatet av tröskeltestet kan redigeras om du trycker på knappen Edit Dagens test på skärmen Tröskeltest.

6. När testet har slutförts visas resultatet av tröskelvärdesmätningen som mätvärdet Aktuellt (inte inom parentes). Om testet upprepas under samma session uppdateras mätvärdet Aktuellt med det nya resultatet. Observera att mätvärdet Föregående (visas inom parentes) är från den senaste föregående sessionen då samma test kördes.
7. För att utföra ett nytt test, ändra vid behov testparametervärdena och starta sedan testet på nytt. Resultatet från det nya testet visas.

**NOTERA:** Testresultatet från den senaste mätningen lagras i pulsgenerators minne, hämtas under den inledande interogeringen och visas på skärmen Elektrodtester samt på skärmen Elektrodtstatus. Mätvärdena finns även i rapporten Quick Notes.

### Beordrat automatiskt tröskeltest

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

En beordrad automatisk tröskelvärdesmätning skiljer sig från de manuella testerna på följande områden:

- Beordrade automatiska tröskelvärdesmätningar kan utföras för Amplitud men inte för Pulsbredd.
- Följande parametrar är fasta (men kan programmeras i manuella tester):

- Stimulerad AV-fördröjning
- Pulsbredd (RAAT och RVAT)
- Perioder/steg
- LVPP Skyddsperiod (LVAT)
- Elektrodkonfiguration (stimulering) (RAAT)

**NOTERA:** Om du vill kan du ändra de programmerbara parametrarna för att stimulera i den kammare som testas.

- Ytterligare episodmarkörer finns, bland annat förlust av stimulering, fusion och backupstimulering (om backupstimulering kan användas).
- När du har startat ett beordrat automatiskt tröskeltest kan det inte stoppas med en paus utan endast genom att avbryta testet.
- PaceSafe fastställer automatiskt när testet har slutförts och stoppar testet automatiskt.
- När testet har slutförts stoppas det automatiskt och tröskelvärdet visas. Detta värde motsvarar den senaste nivå då konsekvent stimulering kunde påvisas. En 10-sekunderskurva (innan förlust av stimulering) lagras automatiskt och kan visas och analyseras genom att du väljer fliken Skärmkopia ("Skärmkopia" på sida 4-8).
- Det går inte att redigera testresultaten.

**NOTERA:** Ingen atriell backupstimulering ges under ett beordrat automatiskt tröskeltest i höger förmak.

**NOTERA:** RV-stimulering ges som backup under ett beordrat automatiskt tröskeltest i vänster ventrikel med LV-offset på –80 ms.

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

# PATIENTDIAGNOSTIK OCH UPPFÖLJNING

---

## KAPITEL 4

Detta kapitel behandlar följande ämnen

- “Behandlingshistorik” på sida 4-2
- “Arytmiloggbok” på sida 4-2
- “Skärmkopia” på sida 4-8
- “Histogram” på sida 4-9
- “Räknare” på sida 4-9
- “Hjärtfrekvensvariabilitet” på sida 4-10
- “Trender” på sida 4-13
- “Post-Implantationsfunktioner” på sida 4-17

## BEHANDLINGSHISTORIK

Pulsgeneratorn registrerar automatiskt data som kan användas för att bedöma patientens tillstånd och hur effektiv pulsgeneratorns programmering är.

Behandlingshistoriken kan granskas på olika nivåer med programmeraren:

- Arytmiloggbok – innehåller mer information om varje detekterad episod ("Arytmiloggbok" på sida 4-2)
- Histogram och Räknare – visar de stimulerade och avkända episoderna under en viss registreringsperiod i antal och procent ("Histogram" på sida 4-9 och "Räknare" på sida 4-9)
- Hjärtfrekvensvariabilitet (HRV) – mäter förändringar i patientens egen hjärtfrekvens under en 24-timmarsperiod ("Hjärtfrekvensvariabilitet" på sida 4-10)
- Trender – innehåller en grafisk översikt över patient-, pulsgenerator- och elektrodspecifika data ("Trender" på sida 4-13)

**NOTERA:** Dialogen Översikt och fliken Översikt visar en prioriteringslista över de episoder som har inträffat sedan den senaste nollställningen. Listan innehåller endast episoderna VT, SVT, Icke ihållande och ATR (om de pågått längre än 48 timmar).

## ARYTMIOLOGGBOK

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

I Arytmiloggbok finns följande information om alla typer av episoder (Figur 4-1 Skärmen Arytmiloggbok på sida 4-3):

- Episodens nummer, datum och tid
- Typen av episod
- En översikt över episodinformationen
- Episodens duration (i förekommande fall)
- Elektrogram med episodmarkörer
- Intervall

**NOTERA:** Dessa data innehåller information från alla aktiva elektrodytor. Enheten komprimerar historiken till högst 14 minuter med elektrogramdata (10 minuter när Patienttriggad Övervakning är aktiverad). Men mängden tid som faktiskt sparas kan variera beroende på vilken typ av data som komprimeras (t.ex. störningar på EGM eller en VT-episod).



Figur 4–1. Skärmen Arytmiloggbok

Prioritet, maximalt antal och minimiantal för de episoder som pulsgenerators lagrar under normala förhållanden varierar med episodtyp (Tabell 4–1 Episodprioritet på sida 4-3). Så länge som det PG-minne som finns tilldelat för episoddata inte är fullt lagras pulsgenerators episoder upp till det maximala antal som tillåts för varje episodtyp. Med hjälp av minimiantalet episoder för varje episodtyp säkerställs att alla episoder finns representerade så att ett litet antal lågprioritetsepisoder inte skrivs över av högprioritetsepisoder när PG-minnet är fullt.

När PG-minnet är fullt försöker pulsgenerators prioritera och skriva över lagrade episoder enligt följande regler:

1. Om PG-minnet är fullt och det finns episoder som är äldre än 18 månader tas de äldsta av lågprioritetsepisoderna bland dessa episoder bort (oavsett om minimiantalet episoder finns lagrat eller inte) (VISIONIST- och VALITUDE-enheter).
  2. Om PG-minnet är fullt och det finns episodtyper med ett högre antal lagrade episoder än minimiantalet tas de äldsta av lågprioritetsepisoderna bland dessa episoder bort. I det här fallet tas inte lågprioritetsepisoderna bort om antalet lagrade episoder är lägre än minimiantalet.
  3. Om PG-minnet är fullt och det inte finns några episodtyper med ett högre antal lagrade episoder än minimiantalet tas de äldsta av lågprioritetsepisoderna bland samtliga episodtyper bort.
  4. Om det maximala antalet episoder har nåtts för en episodtyp tas den äldsta episoden av den typen bort.
- En pågående episod har högsta prioritet tills episodtypen kan fastställas.

**NOTERA:** När historiken har sparats kan den visas när som helst utan att enheten behöver interogas.

Tabell 4–1. Episodprioritet

Typ av episod	Prioritet	Maximalt antal lagrade episoder	Minimiantal lagrade episoder med detaljrapporter	Maximalt antal lagrade episoder med detaljrapporter
VT (V>A)	1	50	5	10
PTM (Patienttriggad övervakning)	1	5	1	1
SAM (Signalartefaktmonitor)	1	2	1	2

Tabell 4–1. Episodprioritet (fortsättning följer)

Typ av episod	Prioritet	Maximalt antal lagrade episoder	Minimiantal lagrade episoder med detaljrapporter	Maximalt antal lagrade episoder med detaljrapporter
SVT (V≤A)	2	50	3	5
NonSustV	3	10	1	2
RA auto	3	1	1	1
RV auto	3	1	1	1
LV Auto	4	1	1	1
ATR	4	10	1	3
PMT	4	5	1	3
SBR	4	10	1	3
APM RT <sup>a</sup>	4	1	1	1

a. Episoder av Advanced Patient Management i realtid (APM RT) visar EGM som hämtats och lagrats i pulsgeneratoren under uppföljningar av LATITUDE Kommunikator.

Så här visar du data från Arytmiloggbok:

1. Välj Arytmiloggbok på fliken Episoder. Vid behov interrogeras pulsgeneratoren automatiskt och aktuella data visas. Sparade patientdata kan också visas ("Datalagring" på sida 1-17).
2. När data hämtas visas ett fönster på programmeraren som anger status för interrogeringen. Om du trycker på knappen Avbryt innan alla lagrade data har hämtats så visas ingen information.
3. Med hjälp av skjutreglaget och knappen Visa kan du styra vilket datumintervall för episoderna som ska visas i tabellen.
4. Tryck på knappen Detaljer för en episod i tabellen om du vill visa information om episoden. Episodinformationen, som kan visas om knappen Detaljer är aktiverad, är användbar vid analysen av en episod. Skärmen Lagrad episod visas. Här kan du bläddra mellan följande flikar för att få mer information om episoden:
  - Händelseöversikt
  - EGM
  - Intervall
5. Tryck på knappen för en kolumnrubrik om du vill sortera episoderna i den kolumnen. Om du vill ändra ordningen så trycker du på kolumnrubriken på nytt.
6. Om du vill spara en episod så markerar du episoden och trycker på knappen Spara. Om du vill skriva ut en episod så markerar du episoden och väljer Rapporten i verktygsfältet. Välj rapporten Valda episoder och tryck på knappen Skriv ut.

**NOTERA:** En pågående episod sparas inte. Episoden måste ha slutförts för att kunna sparas i programmet.

Om du vill visa information om en episod trycker du på knappen Detaljer för den episoden på skärmen Arytmiloggbok. Skärmen Lagrad episod visas. Här kan du bläddra mellan flikarna Översikt, EGM och Intervall.



## Händelseöversikt

På skärmen Händelseöversikt visas ytterligare information från Arytmiloggbok om den valda episoden.

Översiktsdata kan innehålla:

- Nummer, datum, tid och typ för episoden (t.ex. VT, SVT eller PTM)
- Atriella och ventrikulära medelfrekvenser
- Duration
- Medelvärde för Ventrikulär frekvens i ATR (endast för ATR-episoder, kan vara till hjälp för att fastställa om patientens ventrikulära respons på förmaksarytmier kontrolleras på rätt sätt)
- Atriell frekvens vid start av PMT (endast för PMT-episoder)

## Lagrade Elektrogram med Episodmarkörer

Pulsgeneratorn kan lagra markerade elektrogram som känts av via följande kanaler:

- RV stimulerings-/avkänningselektrod
- LV stimulerings-/avkänningselektrod

**NOTERA:** LV-elektrogram lagras endast vid PTM-episoder. LV-markörer lagras alltid när de förekommer, oberoende av episodtyp.

- Atriell stimulerings-/avkänningselektrod
- PaceSafe Evoked Response (ER) (endast PaceSafe-episoder)

Vilket markerat elektrogram som lagras beror på episodtypen. I det här avsnittet står EGM för både elektrogram och de tillhörande episodmarkörerna. EGM-lagringskapaciteten varierar beroende på EGM-signalens status och hjärtfrekvensen. Den sammanlagda mängd EGM-data som kan lagras för en episod är ibland begränsad. EGM från mitten av episoden kan tas bort för att ge plats för episoder som är längre än 4 minuter.

När det tilldelade minnet för EGM-lagring är fullt skriver enheten över äldre EGM-datasegment för att kunna lagra nya EGM-data. EGM sparas i segment som består av episodernas Onset och Slut EGM-lagring. Mer information om segmentet Onset kan visas när vänster markör är i det området.

Episod startad är tidsperioden (mätt i sekunder) av EGM före den första konstaterade episoden.

Onset innehåller information om:

- Typen av episod
- Genomsnittlig RA-Frekvens vid starten av en Episod
- Genomsnittlig RV-Frekvens vid starten av en Episod
- V-frekvens, medel under ATR (endast för ATR-episoder)

Om du vill visa EGM-data trycker du på knappen Detaljer för den episoden på skärmen Arytmiloggbok.

Så här visar du specifik information om varje episod:

1. Tryck på fliken EGM.

- EGM-remsor visas för de källor det gäller. Varje remsa innehåller de EGM som känts av under episoden med tillhörande episodmarkörer. Blå vertikala staplar visar segmentgränserna (Onset och Slut).

**NOTERA:** Om du vill ha en definition av markörerna, tryck på knappen *Rapporter på programmeraren* och visa rapporten *Förklaring av markörer*.

- Med hjälp av skjutreglaget under det översta visningsfönstret kan du visa olika delar av ett lagrat EGM.
- Justera Hastighet för utskriften efter behov (10, 25, 50, 100 mm/s). Med ökad Hastighet ökas tiden (den horisontella skalan).

**NOTERA:** Du kan endast justera utskriftens Hastighet vid visning på skärmen. Utskriftshastigheten för ett sparad EGM är inställd på 25 mm/s.

- Använd de elektroniska markörerna (skjutreglaget) för att mäta avståndet/tiden mellan signalerna samt signalernas amplitud.
  - Du kan mäta avståndet mellan signalerna genom att flytta varje markör till de önskade punkterna på EGM:et. Tiden (i millisekunder eller sekunder) mellan de två markörerna visas.
  - Du kan mäta signalens amplitud genom att flytta den vänstra markören över den önskade signalens toppvärde. Signalens värde (i millivolt) visas till vänster som EGM:et. Signalen mäts från baslinjen till toppvärdet, som antingen är positivt eller negativt. Justera Hastighet för utskriften och/eller amplitudskalan efter behov för att underlätta amplitudmätningen.
- Justera amplituden (den vertikala skalan) efter behov (0,2, 0,5, 1, 2, 5 mm/mV) för varje kanal med uppåt- och nedåtknapparna som sitter till höger om visningen av elektrogramkurvan. Med ökad förstärkning förstoras signalens amplitud.

2. Tryck på knappen *Förra episod* eller *Nästa episod* för att visa en annan episod.

3. Om du vill skriva ut hela episodrapporten trycker du på knappen *Skriv ut episod*. Om du vill spara hela episodrapporten trycker du på knappen *Spara*.

### Intervall

Pulsgeneratorn lagrar episodmarkörer och tillhörande tidsstämplar. Programmeraren härleder episodintervall från episodmarkörerna och tidsstämplarna.

Så här visar du episodintervallen:

1. Välj fliken *Intervall* på skärmen *Lagrad episod*. Du kan bläddra fram mer information med rullningslistan om inte alla episoddata visas i fönstret.
2. Tryck på knappen *Tidigare Episod* eller *Nästa Episod* för att visa en tidigare eller senare episod. En episod visas åt gången.
3. Tryck på knappen *Episodutskrift* om du vill skriva ut hela episodrapporten.
4. Tryck på knappen *Spara* om du vill spara hela episodrapporten.

## Ventrikulär Taky EGM lagring

Funktionen Ventrikulär Taky EGM lagring detekterar och lagrar en episod i arytmi-loggboken när patientens ventrikulära egenfrekvens stiger över ett programmerbart tröskelvärde. Enheterna VISIONIST och VALITUDE påbörjar lagring av en episod som svar på 8 av 10 snabba hjärtslag. Enheterna INLIVEN, INTUA och INVIVE påbörjar lagring av en episod som svar på 3 snabba hjärtslag i följd. Episoden kategoriseras till sist som: VT ( $V > A$ ), SVT ( $V < A$ ) eller en icke ihållande episod. Pulsgeneratorn aktiverar inte någon takybehandling (t.ex. chocker eller ATP).

Funktionen kan användas i alla Brady-mod. På tvåkammarenheter som har programmerats till AAI(R) används ventrikulär avkänning för VT-detektion utöver den atriella avkänningen, så länge inte EGM-lagringsparametern för VT är inställd på Av.

Taky-EGM lagras under följande förhållanden:

1. För att en episod ska lagras måste tre på varandra följande snabba hjärtslag som överstiger VT-detektionsfrekvensen förekomma. EGM-segmentet Onset i perioden startar fem sekunder före det tredje snabba hjärtslaget och stannar 10 sekunder efter det tredje snabba hjärtslaget.
2. Därefter övervakar pulsgeneratorn med hjälp av ett rörligt detektionsfönster om det förekommer åtta snabba hjärtslag av tio. Detektionsfönstret innehåller de tio senaste detekterade ventrikulära intervallen. När ett nytt intervall inträffar rör sig fönstret så att det nya intervallet kommer med samtidigt som det äldsta intervallet försvinner.
3. När åtta snabba slag av tio har detekterats visas en V-Epsd-markör och en icke-programmerbar tid för Duration på tio sekunder startar.
4. En ihållande VT-episod konstateras om sex snabba slag av tio fortsätter att detekteras under tiden för Duration. Om frekvensen är fortsatt hög i slutet av perioden Duration så tillämpar pulsgeneratorn  $V > A$ -detektionsförbättring för att fastställa om episoden är VT ( $V > A$ ) eller SVT ( $V \leq A$ ):
  - a. I slutet av perioden Duration beräknar pulsgeneratorn medelvärden för de 10 senaste V–V-intervallen och de 10 senaste A–A-intervallen.

**NOTERA:** Om färre än tio atriella intervall finns registrerade används de tillgängliga intervallen för att fastställa den atriella medelfrekvensen. De ventrikulära intervallen är alltid minst tio.
  - b. Dessa medelvärden jämförs. Om den ventrikulära medelfrekvensen är  $10 \text{ min}^{-1}$  högre än den atriella medelfrekvensen eller mer så kategoriseras episoden som VT. I annat fall kategoriseras den som SVT.

**NOTERA:** Pulsgeneratorn reagerar på atriell avkänning oavsett om en atriell elektrod är implanterad eller inte. Om ingen atriell elektrod finns implanterad eller om inte avkänningen fungerar som den ska, programmera Elektrodkonfiguration för atriell avkänning till Av ("Använda atriell information" på sida 2-76).
5. En icke ihållande episod konstateras om inte åtta snabba slag av tio detekteras eller om sex snabba slag av tio inte fortsätter att detekteras under Duration. Episoden kategoriseras som NonSustV.
6. En episod förklaras vara avslutad vid följande förhållanden:
  - Timertiden för Episodslut upphör. Efter att åtta snabba slag av tio har detekterats startar en icke-programmerbar timer för Episodslut på tio sekunder när de snabba slagen är färre än sex slag av tio. Timern nollställs endast om åtta snabba slag av tio detekteras på

nytt innan timertiden tar slut. Om timertiden tar slut förklaras episoden vara avslutad och en V-EpsdEnd-markör visas.

- Om 8 av 10 snabba slag inte har detekterats, men 10 på varandra följande långsamma slag detekteras under enhetens VT-detektionsfrekvens. I den här situationen genereras ingen episodmarkör.
- Ett EP-test initieras.
- Ventrikulär Taky EGM lagring programmeras på nytt.

EGM-segmentet Slut för episoden startar 20 sekunder före episodens slut (det kan vara mindre än 20 sekunder om segmenten Onset och Slut överlappar varandra) och upphör vid episodens slut.

## SKÄRMKOPIA

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Du kan när som helst spara 12 sekunders inspelning av EKG/EGM-displayen genom att trycka på knappen Skärmkopia på valfri skärm. En elektrogramkurva sparas även automatiskt efter ett Tröskeltest. När en elektrogramkurva har sparats kan den visas och analyseras på fliken Skärmkopia.

De aktuella elektrogramkurvorna som är valda på EKG/EGM-displayen samt episodmarkörer spelas in i upp till 10 sekunder före och upp till 2 sekunder efter att du trycker på knappen Skärmkopia. Om en Skärmkopia sparas automatiskt under ett Tröskeltest är den 10 sekunder lång och slutar när testet avslutas.

**NOTERA:** Längden på en Skärmkopia blir kortare om kurvorna på EKG/EGM-displayen förändras eller om sessionen startade inom 10 sekunder efter att du valde knappen Skärmkopia.

Upp till 6 tidsstämplade skärmkopior av den aktuella sessionen sparas i programmerarens minne. När sessionen har avslutats genom att programvaran har stängts eller interrogering av en ny patient har påbörjats försvinner informationen. Om fler än 6 tidsstämplade skärmkopior sparas under en session skrivs den äldsta över.

Så här visar du en sparad Skärmkopia:

1. På fliken Episoder väljer du fliken Skärmkopia.
2. Tryck på knappen Föregående skärmkopia eller Nästa skärmkopia för att visa en annan elektrogramkurva.
3. Med hjälp av skjutreglaget under det översta visningsfönstret kan du visa olika delar av en sparad Skärmkopia.
4. Justera Hastighet efter behov (10, 25, 50, 100 mm/s). Med ökad Hastighet utökas tiden (den horisontella skalan).

**NOTERA:** Du kan endast justera Hastighet vid visning på skärmen. Utskriftshastigheten för en sparad Skärmkopia är inställd på 25 mm/s.

5. Använd de elektroniska markörerna (skjutreglaget) för att mäta avståndet/tiden mellan signalerna samt signalernas amplitud.

- Du kan mäta avståndet mellan signalerna genom att flytta varje markör till de önskade punkterna på en Skärmkopia. Tiden (i millisekunder eller sekunder) mellan de två markörerna visas.
  - Du kan mäta signalens amplitud genom att flytta den vänstra markören över den önskade signalens toppvärde. Signalens värde (i millivolt) visas till vänster om en Skärmkopia. Signalen mäts från baslinjen till toppvärdet, som antingen är positivt eller negativt. Justera Hastighet och/eller amplitudskalan efter behov för att underlätta amplitudmätningen.
6. Justera amplituden (den vertikala skalan) efter behov (0,2, 0,5, 1, 2, 5 mm/mV) för varje kanal med uppåt- och nedåtknapparna som sitter till höger om visningen av elektrogramkurvan. Med ökad förstärkning förstöras signalens amplitud.
  7. Om du vill skriva ut den Skärmkopia som visas för tillfället väljer du knappen Utskrift. Om du vill spara den Skärmkopia som visas för tillfället väljer du knappen Spara. Välj Spara alla skärmkopior om du vill spara alla lagrade Skärmkopia-elektrogramkurvor.

## HISTOGRAM

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Funktionen Histogram hämtar information från pulsgeneratoren och visar det totala antalet och procentandelen stimulerade och avkända episoder i kammaren.

Data för Histogram kan innehålla följande kliniska information:

- Fördelningen av patientens hjärtfrekvens
- Hur andelen stimulerade och avkända slag varierar med frekvensen
- Hur kammaren svarar på stimulerade och avkända förmaksslag vid olika frekvenser
- Episoder med RV-frek. under AT/AF (VISIONIST- och VALITUDE-enheter)

I kombination med bekräftad biventrikulär stimulering kan Histogram användas för att fastställa hur mycket CRT-behandling som ängivits. Det procentuella antalet stimulerade och avkända ventrikulära episoder representerar andelen ängiven biventrikulär stimulering i procent.

Så här öppnar du skärmen Histogram:

1. Välj fliken Patientdiagnostik på skärmen Episoder.
2. Startskärmen visar stimulerad och avkänd information sedan den senaste nollställningen av räknarna.
3. Tryck på knappen Detaljer om du vill visa datatyp och tidsperiod.
4. Tryck på knappen Räknare på skärmen Detaljer om du vill visa räknare per kammare samt RV-frekvensantal under AT/AF-episoder (VISIONIST- och VALITUDE-enheter).

Alla Histogram kan återställas med hjälp av knappen Återställ på valfri skärm inom Patientdiagnostik Detaljer. Histogramdata kan sparas i PRM-enheten och skrivas ut via fliken Rapporter.

## RÄKNARE

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Följande räknare spelas in av pulsgeneratoren och visas på skärmen Patientdiagnostik:

- Taky
- Brady/CRT

## Ventrikulära takyräknare

Information om Ventrikulära episodräknare kan visas via knappen Takyräknare Detaljer. På varje räknare visas antalet episoder sedan senaste nollställning och det totala antalet episoder för enheten. Ventrikulära episodräknare innehåller information om:

- Totalt antal episoder
- VT-episoder ( $V > A$ )
- SVT-episoder ( $V \leq A$ )
- Icke innehållande episoder

## Brady-/CRT-räknare

Du kan visa information om Brady-/CRT-räknare genom att trycka på knappen Brady-/CRT-räknare Detaljer. På den här skärmen visas Brady-/CRT-episodräknarna. På varje räknare visas antalet episoder sedan senaste nollställning och näst senaste nollställning. Brady-/CRT-räknare innehåller information om:

- Atriell stimulering i procent
- RV-stimulering i procent

**NOTERA:** Episoden av RV-stimulering vid stimulering med Biventrikulär trigger räknas som en RV-avkänning.

- LV-stimulering i procent
- Egenrytmpreferens – innehåller Frekvenshysteres % lyckad
- Atriell arytmi – innehåller tiden i procent som enheten har varit i AT/AF, Total tid i AT/AF (minuter, timmar eller dagar), Episoder efter duration och Totala PAC. När minst en ATR-episod har lagrats sedan den senaste återställningen visas data för Längsta AT/AF och Snabbaste RVS-frekvens i AT/AF på skärmen Översikt och i utskrivna rapporter (VISIONIST- och VALITUDE-enheter).

**NOTERA:** I AT/AF % och Total tid i AT/AF registreras och visas data för högst ett år.

- Ventrikulära räknare – innehåller Totala PVC och Tre eller fler PVC

Alla Räknare kan återställas med hjälp av knappen Nollställ på valfri skärm inom Patientdiagnostik Detaljer. Räknarens data kan sparas i PRM-enheten och skrivs ut via fliken Rapporter.

## HJÄRTFREKVENSVARIABILITET (HRV)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

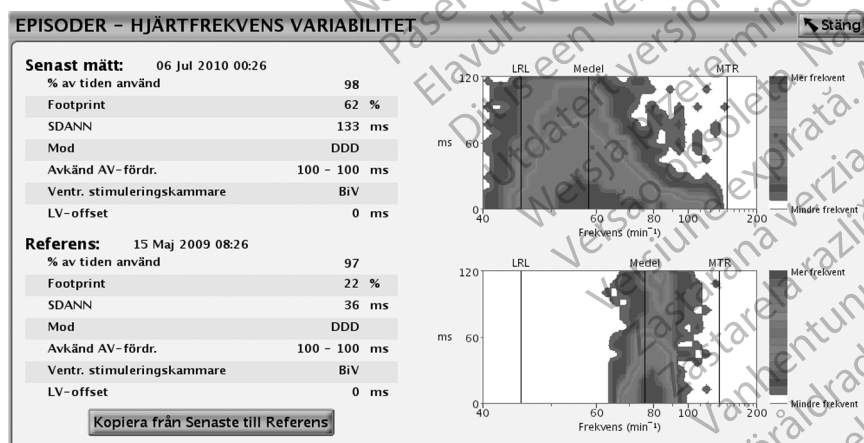
Hjärtfrekvensvariabilitet (HRV) är en mätning av ändringarna i en patients egna hjärtfrekvens under en 24 timmar lång insamlingsperiod.

Funktionen kan vara till hjälp vid klinisk bedömning av hjärtsviktspatienter.

Det HRV som mäts genom SDANN och HRV Footprint är ett objektiva fysiologiska måttvärde med hjälp av vilket hjärtsviktspatienter med högre risk för mortalitet kan identifieras. Särskilt kan låga HRV-värden användas som prediktor för mortalitet efter en akut hjärtinfarkt.<sup>1</sup> Ett normalt SDANN-värde är 127 plus eller minus 35 ms.<sup>1</sup> Högre SDANN-värden (tyder på större hjärtfrekvensvariabilitet) har kopplats till en lägre risk för mortalitet.<sup>2,3,4</sup> Likaså, ett större HRV Footprint tyder på större hjärtfrekvensvariabilitet och har kopplats till en lägre risk för mortalitet.<sup>2,3,4</sup>

Funktionen HRV-övervakning innehåller följande information utifrån spontana intervalldata under 24-timmarsinsamlingen som uppfyller insamlingskriterierna för HRV (Figur 4–2 Skärmen Hjärtfrekvensvariabilitet på sida 4-11):

- Datum och tid då 24-timmarsinsamlingen avslutades.
- % av tiden använd – visar tiden i procent under 24-timmarsinsamlingen då giltiga egenslag förekom. Om % av tiden använd är under 67 % så visas inte data från den insamlingsperioden.
- Diagram för HRV Footprint visar hur stor del av diagramområdet i procent som används för HRV-diagrammet. Diagramområdet visar en "ögonblicksbild" av fördelningen av variabilitet kontra hjärtfrekvens under en 24-timmarsperiod. Procentandelen i trenden är ett normaliserat värde med utgångspunkt från diagrammets "footprint".
- Standardavvikelsen för medelvärdet för normala R–R-intervall (SDANN) – HRV-insamlingsperioden omfattar 288 femminuterssegment (24 timmar) med spontana intervall. SDANN är standardavvikelsen för medelvärdet för spontana intervall i dessa 288 femminuterssegment. Detta måttvärde finns även i Trender.
- Aktuella parametrar för Normal Brady/CRT – Mod, LRL, MTR, Avkänd AV-fördröjning och Stimuleringskammare med LV-offset.
- På ett HRV-diagram för aktuella och tidigare insamlingsperioder finns en linje som visar medelhjärtfrekvensen. HRV-diagrammet ger en översikt över variationer i hjärtverksamhet från en cykel till nästa. X-axeln visar hjärtfrekvensområdet, y-axeln visar variabiliteten från ett slag till nästa i millisekunder. Färgen visar slagfrekvensen vid olika kombinationer av hjärtfrekvens och hjärtfrekvensvariabilitet.



Figur 4–2. Skärmen Hjärtfrekvensvariabilitet

1. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, 93:1043-1065, 1996.
2. F.R. Gilliam et al., *Journal of Electrocardiology*, 40:336-342, 2007.
3. F.R. Gilliam et al., *PACE*, 30:56-64, 2007.
4. J.P. Singh et al., *Europace*, 12:7–8, 2010.

Ta hänsyn till följande information när HRV används:

- Hjärtcykeln (R–R-intervallet) i HRV fastställs genom RV-avkända och -stimulerade episoder (LV-stimulerade episoder när Stim.kammare har programmerats till LV).
- När stimuleringsparametrarna programmeras blir de data som erhållits under den aktuella 24-timmarsinsamlingen ogiltiga.
- På enheten sparas endast en uppsättning värden med det tillhörande HRV-diagrammet under Referens på skärmen. När de nya värdena har kopierats från Senast mätt till Referens går det inte längre att hämta äldre data.
- Första gången som HRV-funktionen används visas data från den första giltiga 24-timmarsinsamlingen på skärmen Referens.

Så här visar du HRV:

1. Välj fliken Episoder för att öppna HRV-övervakningsskärmen.
2. Välj fliken Patientdiagnostik på skärmen Episoder.
3. Tryck på knappen Hjärtfrekvensvariabilitet Detaljer för att visa data för Senast mätt och Referens.
4. Om du vill kopiera Senast mätt för HRV-mätvärdena till Referens, tryck på knappen Kopiera från Senaste till Referens.

På HRV-övervakningsskärmen visas en uppsättning mätvärden och ett HRV-diagram utifrån värdena från den senaste 24-timmarsinsamlingen under Senast mätt. Mätvärden från sparade insamlingsperioder visas under Referens på skärmen. Båda insamlingsperioderna kan visas samtidigt om du vill jämföra data som kan visa trender i patientens HRV-förändring under en tidsperiod. Genom att spara värden för Senast mätt under Referens på skärmen kan du visa dessa mätningar vid ett senare tillfälle.

#### HRV-insamlingskriterier

Endast giltiga intervall med sinusrytm används vid beräkningarna av HRV-data. Vid HRV är giltiga intervall de som endast innehåller HRV-episoder.

Giltiga HRV-episoder är:

- AS med intervall som är långsammare än MTR följt av en VS
- AS följt av VP med den programmerade tiden för AV-fördröjning

Ogiltiga HRV-episoder är:

- AP/VS eller AP/VP
- AS med intervall som är snabbare än MTR
- VP-episoder utan tracking
- Flera på varandra följande AS-episoder (utan mellankommande V-episoder)
- VP-Ns
- Episoder med Frekvensutjämning (t.ex. RVP↑)

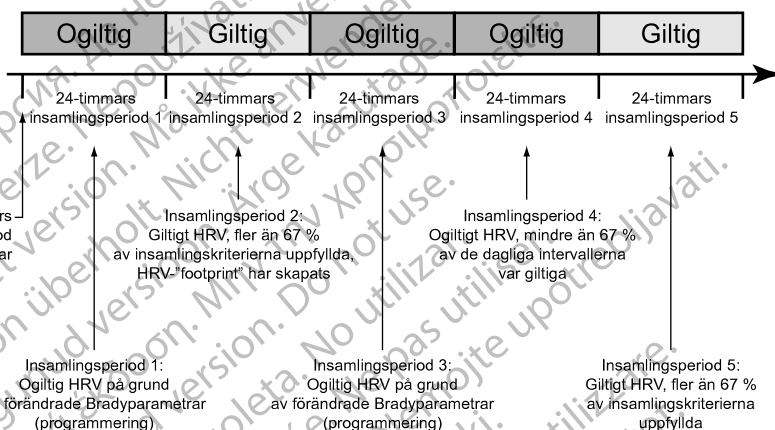


- PVC

Av flera anledningar rapporteras inte alltid HRV-data, de vanligaste är:

- Mindre än 67 % av 24-timmarsinsamlingen (cirka 16 timmar) innehåller giltiga HRV-episoder
- Bradyparametrar har programmerats de senaste 24 timmarna

Här visas ett exempel på hur HRV-data registreras (Figur 4–3 Exempel på insamling av HRV-data på sida 4-13). I det här exemplet är HRV-data från den första insamlingen ogiltiga eftersom bradyparametrarna har programmerats efter att enheten växlade från Lagring. HRV-data beräknas och rapporteras efter den andra 24-timmarsinsamlingen. Efterföljande HRV-data rapporteras inte förrän efter insamlingsperiod 5.



Figur 4–3. Exempel på insamling av HRV-data

## TRENDER

Trender innehåller en grafisk översikt över patientdata, enhetsdata och elektrodspecifika data. Denna information kan vara användbar för att bedöma patientens tillstånd och hur effektiva de programmerade parametrarna är. Om inte annat anges nedan rapporteras data för samtliga trender var 24 timme. De finns sedan tillgängliga i upp till 1 år. För många trender rapporteras värdet "N/R" om insamlingsperioden innehåller en otillräcklig mängd data eller ogiltiga data.

Följande trender kan användas:

- Episoder – visar både de atriella och de ventrikulära episoder som har lagrats i Arytmiloggbok ordnade efter datum och typ ("Arytmiloggbok" på sida 4-2). Den här trenden uppdateras varje gång en episod slutförs och kan innehålla data som är äldre än 1 år.
- Aktivitetsnivå – visar ett mått för patientens dagliga aktivitet representerad av "Procentandel av dagen aktiv".
- AT-/AF-belastning – visar en trend över det totala antalet episoder av ATR-modbyte och den totala tid som ATR-modbyte har använts per dag.
- RV-frekv. under AT/AF (VISIONIST- och VALITUDE-enheter) – visar en trend för patientens Medel-frekvens och högsta RV-frekvens under ATR-episoder. Medel-frekvensen beräknas med hjälp av både stimulerade och avkända slag medan den högsta frekvensen är ett rullande medelvärde av avkända slag. I vissa fall kan Medel-frekvensen vara högre än den högsta frekvensen.

- Pacingprocent (VISIONIST- och VALITUDE-enheter) – visar procentuell fördelning av stimulerade episoder för varje kammare.
- Andningsfrekv. – visar en trend över patientens dagliga lägsta, högsta och genomsnittliga värden för andningsfrekvens ("Trenden Andningsfrekvens" på sida 4-15).
- AP Scan – visar en trend över det genomsnittliga antalet episoder med andningsstörningar som pulsgeneratoren har registrerat per timme under den programmerade sömnperioden ("AP Scan" på sida 4-16).
- Hjärtfrekvens – visar en trend över patientens dagliga högsta, genomsnittliga och lägsta hjärtfrekvens. De intervall som används i beräkningen måste vara giltiga intervall med sinusrytm.

Vilka intervall som är giltiga och vilka trenddata för Hjärtfrekvens som samlas in under 24-timmarsinsamlingen fastställs genom HRV-insamlingskriterierna ("Hjärtfrekvensvariabilitet" på sida 4-10).

- SDANN (Standardavvikelsen för medelvärdet för normala R–R-intervall) – visar en trend över standardavvikelsen för medelvärdet för de spontana intervallen under 24-timmarsinsamlingen (omfattar 288 femminuterssegment). Endast de intervall som uppfyller HRV-insamlingskriterierna räknas som giltiga.

Ett normalt SDANN-värde är 127 plus minus 35 ms.<sup>5</sup>

- HRV Footprint – visar hur stor del av diagramområdet i procent som används för HRV Footprint, vilket representerar fördelningen av variabilitet kontra hjärtfrekvens under en 24-timmarsperiod. Procentandelen i trenden är ett normaliserat värde med utgångspunkt från diagrammets "footprint". Se ytterligare information om HRV ("Hjärtfrekvensvariabilitet" på sida 4-10).
- ABM (Autonom balansmonitor) – visar en trend över LF/HF-förhållandet.<sup>6</sup> Ett normalt område för LF/HF-förhållandet är 1,5 – 2,0 ms.<sup>7</sup> ABM beräknas av enheten med utgångspunkt från mätvärdena för R–R-intervallet, vilket är det matematiska uttrycket för ett alternativt mätvärde för LF/HF-förhållandet. De intervall som används i beräkningen måste vara giltiga intervall med sinusrytm enligt HRV-insamlingskriterierna. Om HRV-data för 24-timmarsinsamlingen är ogiltiga så beräknas inte något ABM utan i stället visas värdet N/R.
- Elektrodimpedans och -amplitud – visar trender för daglig egenamplitud och mätvärden för elektrodimpedans ("Elektrodstatus" på sida 3-6).
- A Tröskelvärde – visar en trend över de dagliga tröskelvärdena i höger förmak.
- RV Tröskelvärde – visar en trend över de dagliga tröskelvärdena i höger kammare.
- LV Tröskelvärde – visar en trend över de dagliga tröskelvärdena i vänster kammare.

Så här öppnar du Trender:

1. Välj fliken Trender på skärmen Episoder.

5. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043-1065, 1996.
6. Parasympatiska signaler reflekteras främst i spektralanalysens högfrekventa (HF) komponent. Den lågfrekventa (LF) komponenten påverkas av både det sympatiska och det parasympatiska nervsystemet. Förhållandet mellan LF och HF anses utgöra ett mått på sympatovagal balans och återspeglar modulering i det sympatiska systemet. (Källa: ACC/AHA Guidelines for Ambulatory Electrocardiography—Part III, JACC VOL. 34, No. 3, September 1999:912–48).
7. Electrophysiology Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Circulation, 93:1043-1065, 1996.

2. Tryck på knappen Välj Trender för att ange vilka trender du vill visa. Du kan välja mellan följande kategorier:
  - Hjärtsvikt – innehåller trenderna Hjärtfrekvens, SDANN och HRV Footprint.
  - Atriell arytm – innehåller AT-/AF-belastning, RV-frek. under AT/AF och Andningsfrekv. (VISIONIST- och VALITUDE-enheter). I andra modeller innehåller kategorin Atriell arytm Episoder, Hjärtfrekvens och AT-/AF-belastning.
  - Aktivitet – innehåller trenderna Hjärtfrekvens, Aktivitetsnivå och Andningsfrekv.
  - Anpassa – här kan du välja mellan ett flertal trender för att anpassa informationen som visas på skärmen Trender.

Så här visar du informationen på skärmen:

- Ange hur länge trenddata ska visas genom att markera tiden på knappen Visa.
- Ställ in start- och slutdatum genom att flytta det horisontella skjutreglaget högst upp i fönstret. Du kan även ställa in dessa datum genom att trycka på vänsterpilen och högerpilen.
- Flytta den vertikala axeln över diagrammet med hjälp av skjutreglaget längst ned i visningsfönstret.

Data i Trender kan sparas i PRM-enheten och skrivas ut via fliken Rapporter. Utskrivna Trender visar en tidslinje som visar interaktioner mellan PRM-enheten och pulsgeneratoren, bland annat programmering, särskilda interrogeringar och återställningar av räknaren (VISIONIST, VALITUDE).

#### Trenden Andningsfrekvens

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Trenden Andningsfrekv. visar ett diagram över patientens dagliga lägsta, högsta och genomsnittliga värden för andningsfrekvens. Dessa dagliga värden lagras i upp till ett år för att fysiologiska data ska kunna visas longitudinellt.

**NOTERA:** Riktlinjerna från *The American College of Cardiology (ACC)/American Heart Association (AHA)* är att fysiologiska vitala tecken, inklusive andningsfrekvens, ska mätas och dokumenteras hos hjärtpatienter.<sup>8</sup>

Se till att MV-/andningssensorn har programmerats till På (eller Passiv för MV-sensorn) så att trenddata för Andningsfrekvens kan samlas in och visas.

För en detaljerad beskrivning av funktionen Minutventilations-/andningssensor, se Minutventilations-/andningssensor ("Minutventilations-/andningssensor" på sida 2-34).

Genom att flytta det horisontella skjutreglaget över en datapunkt kan du visa värdena för ett visst datum. Minst 16 timmar data måste samlas in för att värden ska kunna beräknas och ritas in i trenden Andningsfrekvens. Om det saknas tillräckligt med data ritas ingen datapunkt utan trendlinjen får en lucka. Luckan markeras med N/R för att visa att inga eller en otillräcklig mängd data har samlats in.

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

## AP Scan

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

AP Scan är en trend över det genomsnittliga antalet episoder med andningsstörningar som pulsgeneratoren har registrerat per timme under den programmerade sömnperioden. Trenden är inte till för att diagnostisera patienter med sömnapné. Kliniska metoder som polysomnografi ska användas för att ställa en korrekt diagnos. De data som visas med trenden kan användas tillsammans med annan klinisk information för att följa förändringar hos patienter som har hög risk för sömnrelaterade andningsstörningar.

AP Scan har utformats efter vedertagna bedömningsmetoder som används vid sömnkliniker för att detektera apné och hypopné.<sup>9</sup> På pulsgeneratoren motsvarar en andningsstörningsepisod en minskning på 26 % eller mer av andningssignalens amplitud som varar i minst 10 sekunder. Medelvärdet beräknas genom att det sammanlagda antalet episoder med andningsstörningar som har observerats under den programmerade sömnperioden divideras med antalet timmar i sömnperioden. Dessa medelvärden ritas in i trenden AP Scan en gång om dagen.

Ta hänsyn till följande information när AP Scan används:

- Som en hjälp för att tolka trenden visas ett tröskelvärde på diagrammet vid ett genomsnitt på 32 episoder per timme. Detta tröskelvärde ska på ett ungefär motsvara det kliniska tröskelvärdet för svår apné. Datapunkter ovanför detta tröskelvärde kan tyda på ett behov av att ytterligare utreda förekomsten av svåra sömnrelaterade andningsstörningar.
- Andningssignalens amplitud kan påverkas av faktorer som patientens kroppsställning eller rörelser.
- Noggrannheten för trenden AP Scan kan minska när:
  - Patienten är vaken under delar av eller hela den fastställda sömnperioden
  - Patienten har lindriga sömnrelaterade andningsstörningar som pulsgeneratoren inte detekterar på ett tillförlitligt sätt
  - Patientens andningssignal har en låg amplitud vilket försvårar detektionen av andningsstörningsepisoder på pulsgeneratoren
  - Patienten behandlas för sömnapné (t.ex. behandling med kontinuerligt positivt luftvägstryck)

Så här aktiverar du AP Scan:

1. Se till att MV-/Andningssensor har programmerats till På (eller Passiv för MV-sensor) ("Minutventilations-/andningssensor" på sida 2-34).
2. Programmera följande parametrar för Schema för sovtid (finns under fliken Allmän på skärmen Patientinformation):
  - Start på sovtid – det klockslag då patienten förväntas somna om kvällarna
  - Sovtidens längd – så lång tid som patienten förväntas sova om nätterna

**NOTERA:** Se till att MV-/Andningssensor har programmerats till På (eller Passiv för MV-sensor) om du vill aktivera AP Scan. De programmerade parametrarna för Schema för sovtid används inte om MV-/Andningssensorn är Av.

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

För att öka sannolikheten för att patienten sover under datainsamlingen börjar pulsgeneratorsamla in data 1 timme efter Start på sovtid och upphör att samla in data 1 timme före slutet på Sovtidens längd.

*Exempel:* Om du väljer 22:00 som Start på sovtid och 8 timmar som Sovtidens längd så startar övervakningen av andningsstörningsepisoder på pulsgeneratorsamlingen 23:00 och upphör 05:00.

Genom att flytta det horisontella skjutreglaget över en datapunkt kan du visa medelvärdet för ett visst datum. Minst 2 timmar data måste samlas in för att ett medelvärde ska kunna beräknas och ritas in i trenden AP Scan. Om det saknas tillräckligt med data ritas ingen datapunkt utan trendlinjen får en lucka. Luckan markeras med N/R för att visa att inga eller en otillräcklig mängd data har samlats in.

## POST-IMPLANTATIONSFUNKTIONER

### Patienttriggad övervakning (PTM)

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Patienttriggad övervakning kan patienten trigga lagringen av EGM-intervall och episodmarkörer under en symtomatisk episod genom att placera en magnet över enheten. Instruera patienten att placera magneten på enheten en kort stund och endast en gång.

Du aktiverar Patienttriggad övervakning genom att välja Spara EGM som alternativ för Magnetfunktion. Denna funktion finns under Tidscykler, Frekvensförbättringar, Magnet, Störning på skärmen Brady/CRT-inställningar.

När PTM är aktiverad kan patienten trigga datalagring genom att hålla en magnet över enheten i minst två sekunder. Enheten lagrar data från upp till 2 minuter före och upp till 1 minut efter magnetaktiveringen. De data som lagras är bland annat episodnummer, frekvenser vid magnetaktiveringen samt starttid och datum för magnetaktiveringen. När ett EGM har genererats och lagrats inaktiveras PTM. Om du vill lagra ytterligare ett EGM måste PTM-funktionen aktiveras på nytt med hjälp av programmeraren. Om patienten inte har triggat någon datalagring när 60 dagar har gått så inaktiveras PTM automatiskt.

När data lagras registreras episodtypen som PTM i Arytmiloggbok.

**FÖRSIKTIGHET:** Var försiktig när du använder Patienttriggad övervakning eftersom följande gäller när funktionen är aktiverad:

- Alla övriga magnetfunktioner inaktiveras, inklusive asynkron stimulering. Funktionen Magnet kommer inte avge ljudsignal vid magnetplaceringen.
- Enhetens livslängd påverkas. För att minska påverkan på livslängden lagras endast en episod med PTM och PTM inaktiveras automatiskt efter 60 dagar om ingen datalagring har triggats.
- När EGM har lagrats (eller 60 dagar har gått) inaktiveras PTM och enhetens Magnetfunktion ställs automatiskt in på Asynkron Stim. Men om en magnet används måste du ta bort magneten i 3 sekunder och sedan sätta tillbaka den på enheten för att pulsgeneratorsamlingen ska kunna växla till asynkron funktion.

Så här programmerar du funktionen Patienttriggad övervakning:

1. Välj Inställningsöversikt på fliken Inställningar på huvudskärmen.
2. Tryck på knappen Brady-inställningar på fliken Inställningsöversikt.

3. Välj Tidscykler, Frekvensförbättringar, Magnet, Störning på skärmen Brady-inställningar.
4. Programmera Magnetfunktion till Spara EGM.
5. Bedöm om patienten klarar att aktivera den här funktionen innan patienten har fått magneten och innan Patienttriggad övervakning är aktiverad. Påminn patienten om att undvika starka magnetfält så att funktionen inte utlöses oavsiktligt.
6. Låt eventuellt patienten initiera en EGM-lagring när Patienttriggad övervakning aktiveras, som ett led i instruktionerna till patienten och för att kontrollera att funktionen fungerar. Kontrollera att funktionen aktiveras på skärmen Arytmiloggbok.

**NOTERA:** Se till att Patienttriggad övervakning är aktiverad innan patienten skickas hem genom att bekräfta att Magnetfunktion har programmerats till Spara EGM. Om funktionen oavsiktligt har kvar inställningen Asynkron Stimulering finns det en risk för att patienten aktiverar asynkron stimulering på enheten med hjälp av magneten.

**NOTERA:** När funktionen Patienttriggad övervakning har triggats med magneten och ett EGM har lagrats, eller 60 dagar efter den dag då Spara EGM aktiverades, så programmeras Magnetfunktion automatiskt till Asynkron Stimulering.

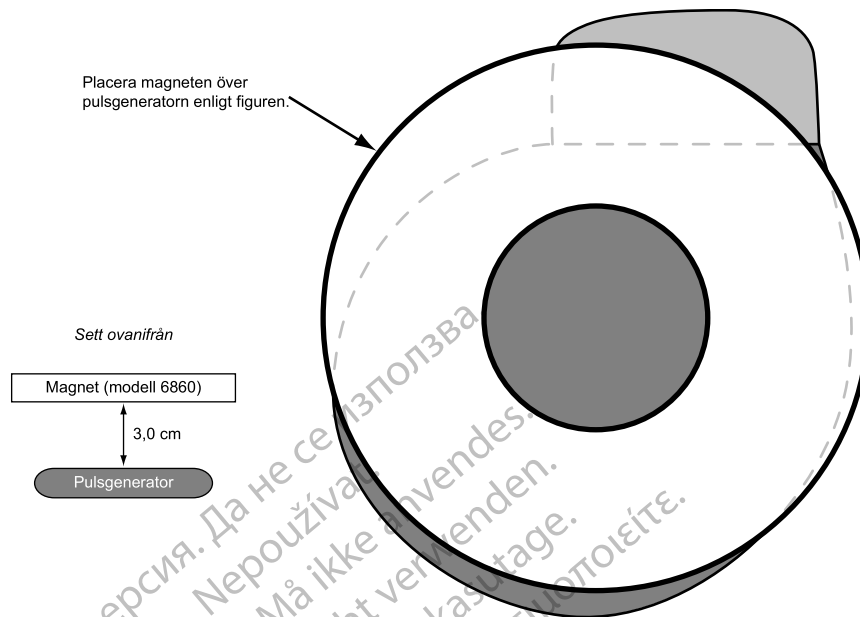
7. Patienttriggad övervakning kan inte vara aktiverad i mer än 60 dagar. Om du vill inaktivera funktionen innan 60 dagar har gått, programmera Magnetfunktion till en annan inställning än Spara EGM. När 60 dagar har gått efter aktiveringen av Patienttriggad övervakning inaktiveras funktionen automatiskt och Magnetfunktion växlar till Asynkron Stimulering. Upprepa ovanstående steg om du vill aktivera funktionen på nytt.

För ytterligare information, kontakta Boston Scientific med hjälp av informationen på omslagets baksida.

## Funktionen Magnet

Den här funktionen kan användas på enheterna VISIONIST, VALITUDE, INLIVEN, INTUA och INVIVE.

Med hjälp av magnetfunktionen kan vissa funktioner triggas på enheten genom att en magnet placeras i närheten av pulsgeneratoren (Figur 4–4 Rätt placering av magnet Modell 6860 för att aktivera pulsgenerators magnetfunktion på sida 4-19).



Figur 4-4. Rätt placering av magnet Modell 6860 för att aktivera pulsgeneratorms magnetfunktion

Du kan programmera pulsgeneratorms inställningar för Magnetfunktion för att styra hur pulsgeneratorm ska reagera när en magnet har detekterats. Inställningarna för Magnetfunktion finns under Tidscykler, Frekvensförbättringar, Magnet, Störning på skärmen Brady-inställningar.

Inställningar som kan användas för Magnetfunktion är:

- Av – ingenting sker
- Spara EGM – övervakningsdata för patienten lagras
- Asynkron Stimulering – stimuleringen sker asynkront vid en frekvens som motsvarar aktuell batteristatus ("Översiktsskärmen Batteristatus" på sida 3-3)

#### Av

När Magnetfunktion har programmerats till Av påverkas inte pulsgeneratorm av att en magnet används.

#### Spara EGM

När Magnetfunktion har programmerats till Spara EGM aktiveras funktionen Patienttriggad övervakning när en magnet används ("Patienttriggad övervakning" på sida 4-17).

#### Asynkron Stim

När Magnetfunktion har programmerats till Asynkron Stimulering och en magnet används växlar pulsgeneratorm Brady-mod till en asynkron mod med en fast stimuleringsfrekvens som motsvarar batteristatus ("Översiktsskärmen Batteristatus" på sida 3-3) och en AV-fördröjning för magneten på 100 ms.

Om Magnetfunktion har programmerats till Av växlar inte pulsgeneratorm till asynkron funktion när en magnet används. Om Magnetfunktion har programmerats till Spara EGM måste du först ta bort magneten i 3 sekunder och sedan placera den på enheten på nytt för att pulsgeneratorm ska växla till asynkron funktion.

Nedan finns en förteckning över initiala Brady-mod med respektive magnetmod:

- Brady-mod DDD, DDDR, DDI och DDIR växlar till Magnetmod DOO

- Brady-mod VDD, VDDR, VVI och VVIR växlar till Magnetmod VOO
- Brady-mod AAI och AAIR växlar till Magnetmod AOO

Den tredje pulsen vid Asynkron stimulering Magnetfunktion ges med 50 % av den Pulsbredd som har programmerats. Om förlust av capture observeras vid det tredje slaget efter att magneten har börjat användas, överväg en ny bedömning av säkerhetsmarginalen.

Stimuleringskammare ställs in på BiV och LV-offset på 0 ms.

Pulsgeneratorn fortsätter att använda Magnetfunktion så länge en magnet är placerad mitt över pulsgeneratorn parallellt med enhetens anslutningsblock. När magneten tas bort fortsätter pulsgeneratorn automatiskt att fungera enligt de parametrar som finns programmerade.

**NOTERA:** Om sensorstyrd stimulering har programmerats så inaktiveras den under den tid som magneten används. Om PaceSafe Automatiskt Tröskelvärde för höger ventrikel har programmerats så används samma energinivå som tidigare under den tid magneten används.

**NOTERA:** Magnetfunktionen är avstängd medan pulsgeneratorn är i MRT-skyddsmod.



# ELEKTROFYSIOLOGISKA TESTER

---

## KAPITEL 5

Detta kapitel behandlar följande ämnen

- “EP-testfunktioner” på sida 5-2
- “Induktionsmetoder” på sida 5-3

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

## EP-TESTFUNKTIONER

Med hjälp av EP-testerna kan du noninvasivt inducera och bryta arytmier.

**WARNING:** Extern defibrilleringssutrustning skall alltid finnas tillgänglig vid implantation och elektrofysiologisk testning. Om en inducerad kammartakyarytmi inte avbryts i tid kan den leda till att patienten avlider.

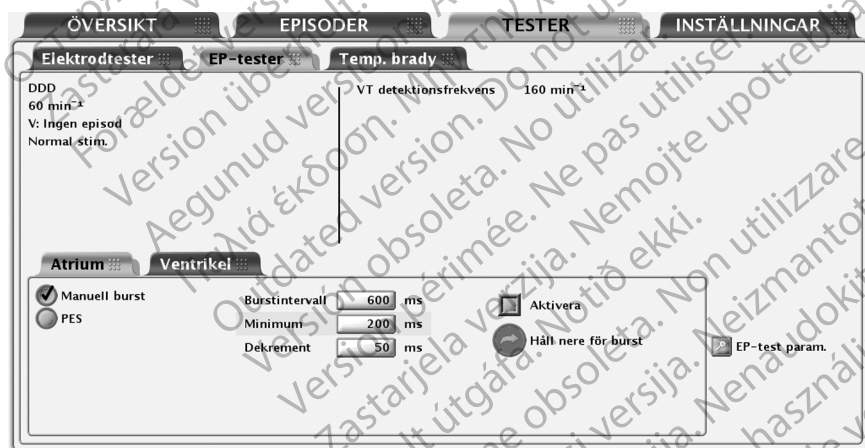
De funktioner som medger noninvasiva EP-tester av arytmi är bland annat:

- Induktion/avbrott av programmerad elektrisk stimulering (PES)
- Induktion/avbrott av Manuell Burst-stimulering

### Skärmen EP-test

När telemetrikommunikation pågår visas status för pulsgeneratorns episoddetektion och bradystimulering i realtid i statusvisningsdelen på skärmen EP-test.

Se skärmen EP-test (Figur 5–1 Skärmen EP-test på sida 5-2):



Figur 5–1. Skärmen EP-test

På skärmen finns följande information:

- Status för ventrikulär episod – om en episod förekommer visas episodens duration (upp till 10 minuter, därefter visas > 10:00 m:s)
- Status för förmaksepisod – om en episod förekommer visas episodens duration (upp till 100 minuter, därefter visas > 99:59 m:s)
- Bradystimuleringsstatus

Så här använder du funktionerna för EP-test:

1. Välj fliken Tester och därefter fliken EP-tester.
2. Upprätta telemetrikontakt. Telemetrikontakten mellan programmeraren och pulsgeneratorm måste upprätthållas så länge EP-testet pågår.
3. Ställ in Backup-stimulering och EP-test avgedd energi på önskat sätt.

## INDUKTIONSMETODER

Nedan finns en beskrivning av varje metod för EP-test som kan väljas från skärmen EP-test, tillsammans med instruktioner om hur den används. Oavsett typen av induktion/avbrott avbryter pulsgeneratoren all annan aktivitet tills testet upphör. Då aktiveras den programmerade moden och pulsgeneratoren ger åter normal respons.

Beakta följande information när du använder dessa metoder:

- Ventrikulär PES är BiV
- Ventrikulär Manuell burst är RV
- Stimuleringspulser under induktion avges vid de programmerade stimuleringsparametrarna för EP-test

### Ventrikulär backupstimulering vid atriella EP-tester

Biventrikulär backupstimulering kan användas under atriella EP-tester (PES, Manuell burst) oberoende av vilken Brady-mod, normal som har programmerats.

**NOTERA:** Backupstimulering utförs i VOO-mod.

Parametrarna för backupstimulering programmeras med knappen EP-test param..

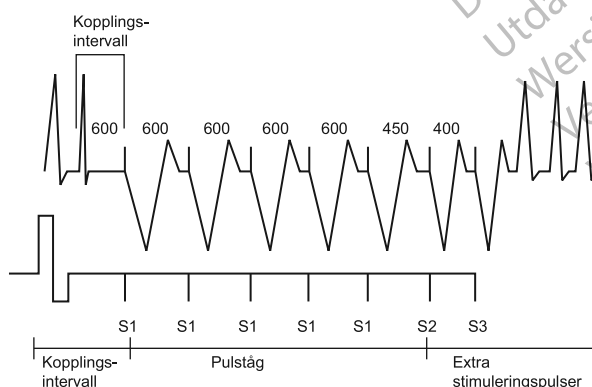
Parametrarna för Backupstimulering kan programmeras oberoende av de permanenta stimuleringsparametrarna. Backupstimulering kan även inaktiveras genom att moden Backupstimulering programmeras till Av.

### Programmerad elektrisk stimulering (PES)

Vid PES-induktion kan pulsgeneratoren avge upp till 30 stimuleringspulser med samma intervallängd (S1), följda av upp till 4 prematura stimuleringspulser (S2–S5), för att inducera eller bryta arytmi. Pulståg, eller S1-pulser, aktiverar hjärtmuskeln och driver upp hjärtfrekvensen så att den blir något högre än egenfrekvensen. Detta garanterar att tidscyklerna för de prematura extra stimuleringspulserna kopplas till hjärtcykeln (Figur 5–2 PES-induktion, pulståg på sida 5-3).

Den initiala S1-pulsen kopplas till det senast avkända eller stimulerade hjärtslaget i S1-Intervall. Alla pulser avges i XOO-mod (där X är kammaren) med programmerade stimuleringsparametrar för EP-test.

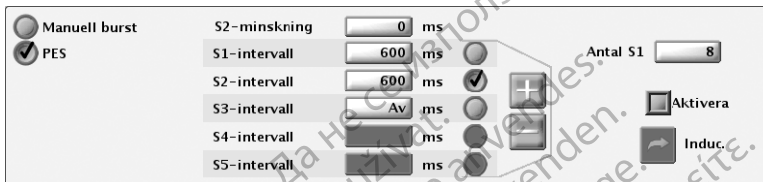
Backupstimuleringsparametrar tillhandahålls för Atriell PES.



Figur 5–2. PES-induktion, pulståg

### Utföra PES-induktion

1. Välj fliken Atrium eller Ventrikel beroende på vilken kammare som ska stimuleras
2. Välj alternativet PES. Knappar för S1–S5-pulser och motsvarande burstcykellängder visas.
3. Välj önskat värde för intervallen S1–S5 (Figur 5–3 Alternativ för PES-induktion på sida 5-4). Du kan antingen markera värderutan för det önskade S-intervallet och välja ett värde i rutan eller använda plus- och minustecknen för att ändra värdet i rutan.



Figur 5–3. Alternativ för PES-induktion

4. Markera kryssrutan Aktivera.
5. Välj knappen Induce (håll den inte nedtryckt) för att börja avge ett pulståg. När det programmerade antalet S1-pulser har avgivits avger pulsgeneratoren de programmerade S2–S5-pulserna. Pulsgeneratoren avger pulserna i tur och ordning tills den kommer till en puls som är programmerad till Av (om till exempel S1 och S2 är inställda på 600 ms och S3 på Av så avges inte S3, S4 och S5). När en induktion har initierats avges PES även om telemetrikommunikationen avbryts. (Medan telemetrikommunikationen är aktiv stoppas induktionen om du trycker på knappen AVBRYT BEHANDLINGEN.)
6. PES-induktionen har slutförts när det inducerade pulståget och de extra stimuleringspulserna har avgivits. Då återaktiveras detektionen automatiskt på pulsgeneratoren.

**NOTERA:** Se till att PES-induktionen har slutförts innan du startar nästa induktion.

**NOTERA:** När PES används för att bryta en arytm som har detekterats (och en episod har startat) avbryts episoden på beordran om PES oavsett om den har slutförts eller inte. En ny episod kan fastställas när PES-induktionen har slutförts. En PES registreras inte i behandlingshistoriken. Detta kan leda till att flera episoder räknas med i behandlingshistoriken.

**NOTERA:** EGM i realtid och episodmarkörer visas under hela testsekvensen.

### Manuell burststimulering

Manuell burst-stimulering används för att inducera eller bryta arytm då de avges till den önskade kammaren. Stimuleringsparametrarna för Manuell burst är programmerbara.

Stimuleringspulserna för Manuell burst avges i XOO-mod (där X är kammaren) med programmerade stimuleringsparametrar för EP-test. Backupstimuleringsparametrar finns för Atriell Manuell burst.

#### Använda Manuell burst-stimulering

1. Välj fliken Atrium eller Ventrikel beroende på vilken kammare som ska stimuleras.
2. Välj alternativet Manuell burst.

3. Välj det värde som du vill använda för Burstintervall, Minimum och Dekrement. Genom detta anges cykellängden för pulstågets intervall.
4. Markera kryssrutan Aktivera.
5. För att avge en burst, tryck och håll ned knappen Håll nere för burst.

Ventrikulär Manuell burst avges i upp till 30 sekunder så länge knappen Håll nere för burst hålls nedtryckt och telemetrianslutningen upprätthålls.

Atriell Manuell burst avges i upp till 45 sekunder så länge knappen Håll nere för burst hålls nedtryckt och telemetrianslutningen upprätthålls.

Intervallförkortningen fortsätter tills Minimum för intervallen har uppnåtts. De följande pulserna avges därefter med Minimum för intervallen.

6. Avbryt burstsekvensen genom att släppa upp knappen Håll nere för burst. Då inaktiveras knappen Håll nere för burst på nytt.
7. Upprepa ovanstående steg om du vill avge ytterligare Manuell burst-stimulering.

**NOTERA:** EGM i realtid och episodmarkörer visas under hela testsekvensen.

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

# PROGRAMMERBARA ALTERNATIV

## BILAGA A

Tabell A-1 . Inställningar för ZIP-telemetri

Parameter	Programmerbara värden	Nominella <sup>a</sup>
Kommunikationsmod	Möjliggör användandet av ZIP telemetri (kan kräva begränsad användning av telemetrihuvudet); Använd telemetrihuvudet för all telemetri	Möjliggör användandet av ZIP-telemetri (kan kräva begränsad användning av telemetrihuvudet)

- a. Om du väljer Kommunikationsmod via knappen Allmänt på PRM-enhetens startskärm motsvarar den nominella inställningen i ZOOMVIEW-programmerarens programvara det värde som anges på startskärmen.

Tabell A-2 . PG-mod

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
PG-mod	Lämna Lagringsmod; Aktivera diatermiskydd; Aktivera MRT-skydd <sup>a</sup>	Lagring

- a. Finns på modeller med MRT-skyddsmod.

Tabell A-3 . Parametrar för stimuleringsbehandling (specificerade för 750  $\Omega$  belastning)

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Mod <sup>a c</sup>	DDD(R), DDI(R), DOO, VDD(R), VVI(R), VOO, AAI(R), AOO, Av Temporär: DDD, DDI, DOO, VDD, VVI, VOO, AAI, AOO, Av	DDD
Ventr. stimuleringskammare <sup>a c</sup>	RV, LV, BiV	BiV
LV-offset <sup>a c</sup> (ms)	-100, -90, ..., 100	0 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Bivent trigger <sup>e</sup>	Av, På	Av
Bivent trigger/VRR Max stim.frekvens <sup>f</sup> (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	130 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Basfrekvens (LRL) <sup>a b c</sup> (min <sup>-1</sup> )	30, 35, ..., 185	45 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Maximal trackingfrekvens (MTR) <sup>a c</sup> (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	130 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Maximal sensorfrekvens (MSR) <sup>e</sup> (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	130 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Pulsamplitud <sup>a c d j</sup> (förmak) (V)	Auto: 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 5,0; Temporär: 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	3,5 (tolerans $\pm$ 15 % eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
Pulsamplitud <sup>a c d</sup> (höger kammare) (V)	Auto: 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5; Temporär: 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	3,5 (tolerans $\pm$ 15 % eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
Pulsamplitud <sup>a c d j</sup> (vänster kammare) (V)	Auto: 0,1; 0,2; ..., 3,5; 4,0; ..., 7,5; Temporär: 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	3,5 (tolerans $\pm$ 15 % eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
Maximalt auto tröskelvärde för PaceSafe LV Amplitud (V)	2,5, 3,0, ..., 7,5	5,0
Säkerhetsmarginal PaceSafe LV auto tröskelvärde (V)	0,5, 1,0, (...), 2,5	1,0
Daglig Trend för pulsamplitud <sup>f</sup> (kan programmeras separat för respektive kammare som har PaceSafe-funktionen)	Ej aktiv, Aktiverad	Aktiverad (VISIONIST och VALITUDE) Ej aktiv (INLIVEN, INTUA och INVIVE)
Pulsbredd <sup>a c d g</sup> (förmak, höger kammare, vänster kammare) (ms)	0,1; 0,2; ..., 2,0	0,4 (tolerans $\pm$ 0,03 ms vid < 1,8 ms; $\pm$ 0,08 ms vid $\geq$ 1,8 ms)
Accelerometer <sup>e</sup>	På, Passiv	Passiv
Accelerometer aktivitetströskelvärde	Mycket låg, Låg, Medellåg, Medel, Medelhög, Hög, Mycket hög	Medel

Tabell A-3. Parametrar för stimuleringsbehandling (specificerade för 750  $\Omega$  belastning) (fortsättning följer)

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Accelerometer reaktionstid (sek)	10, 20, ..., 50	30
Accelerometer responsfaktor	1, 2, ..., 16	8
Accelerometer återgångstid (min)	2, 3, ..., 16	2
Minutventilation <sup>e</sup>	På, Passiv, Av	Passiv
Minutventilationsresponsfaktor	1, 2, ..., 16	8
Konditionsnivå för Minutventilation	Stillasittande, Aktiv, Spänstig, Uthållighetssport	Aktiv
Patientens Ålder <sup>k</sup>	≤ 5, 6–10, 11–15, ..., 91–95, ≥ 96	56–60
Patientens Kön <sup>k</sup>	Man, Kvinna	Man
Ventilationströskel (min <sup>-1</sup> )	30, 35, (...), 185	115 (tolerans ± 5 ms)
Ventilationströskel Responsfaktor (%)	Av, 85, 70, 55	70
Andningsrelaterade trender <sup>h</sup>	Av, På	På
Trackingpreferens <sup>e</sup>	Av, På	På
Frekvenshysteres Hysteresoffset <sup>e</sup> (min <sup>-1</sup> )	-80, -75, ..., -5, Av	Av (tolerans ± 5 ms)
Frekvenshysteres Sökningshysteres <sup>e</sup> (cykler)	Av, 256, 512, 1 024, 2 048, 4 096	Av (tolerans ± 1 cykel)
Frekvensutjämning (Upp, Ned) <sup>e</sup> (%)	Av, 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 25	Av (tolerans ± 1 %)
Max stimfrekvens vid frekvensutjämning (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	130 (tolerans ± 5 ms)
Plötslig bradyrespons (SBR) <sup>e</sup>	Av, På	Av
SBR atriella stimuleringar innan terapi	1, 2, ..., 8	3
SBR Atriell stimuleringsfrekvens höjning (min <sup>-1</sup> )	5, 10, ..., 40	20
SBR Terapi Duration (min)	1, 2, ..., 15	2
SBR Inhibering under vila	Av, På	På
Konfiguration av atriell stimulering/avkänning <sup>a c</sup>	Unipolär, Bipolär, Bipolär/Unipolär, Unipolär/Bipolär, Unipolär/Av, Bipolär/Av	Bipolär
Konfiguration för Stimulering/avkänning i höger kammare <sup>a c</sup>	Unipolär, Bipolär, Bipolär/Unipolär, Unipolär/Bipolär	Bipolär
Elektrodkonfiguration för vänster kammare <sup>a</sup>	Bipolär, Enkel, Ingen	Ingen
Elektrodkonfiguration för vänster kammare <sup>a</sup>	Fyrpolig (icke-programmerbar)	Fyrpolig
Konfiguration av stimulering i vänster kammare <sup>a c</sup>	Enkel eller Bipolär: LVtip>>Dosa LVtip>>RV Bipolär endast: LVring>>Dosa LVring>>RV LVtip>>LVring LVring>>LVtip	Enkel: LVtip>>RV Bipolär: LVtip>>LVring
Konfiguration av stimulering i vänster kammare <sup>a c</sup>	Fyrpolig: LVTip1>>LVRing2 LVTip1>>LVRing3 LVTip1>>LVRing4 LVTip1>>RV LVTip1>>Dosa LVRing2>>LVRing3 LVRing2>>LVRing4 LVRing2>>RV LVRing2>>Dosa	LVTip1>>LVRing2



Tabell A-3. Parametrar för stimuleringsbehandling (specificerade för 750  $\Omega$  belastning) (fortsättning följer)

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
	LVRing3>>LVRing2 LVRing3>>LVRing4 LVRing3>>RV LVRing3>>Dosa LVRing4>>LVRing2 LVRing4>>LVRing3 LVRing4>>RV LVRing4>>Dosa	
Konfiguration av avkänning i vänster kammare <sup>a c</sup>	Enkel eller Bipolär: LVtip>>Dosa LVtip>>RV Av Bipolär endast: LVring>>Dosa LVring>>RV LVtip>>LVring	Enkel: LVtip>>RV Bipolär: LVtip>>LVring
Konfiguration av avkänning i vänster kammare <sup>a c</sup>	Fyrpolig: LVTip1>>LVRing2 LVTip1>>LVRing3 LVTip1>>LVRing4 LVTip1>>RV LVTip1>>Dosa LVRing2>>LVRing3 LVRing2>>RV LVRing2>>Dosa Av (Avaktivera avkänning)	LVTip1>>LVRing2
Säkerhetskopplare (kan programmeras separat i varje kammare)	Av, På	På
Automatisk identifiering av elektrod	Av, På	På
Högsta Stimulerad AV-fördröjning <sup>a c</sup> (ms)	30, 40, ..., 300	180 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Lägsta Stimulerad AV-fördröjning <sup>a c</sup> (ms)	30, 40, ..., 300	180 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Högsta Avkänd AV-fördröjning <sup>a c</sup> (ms)	30, 40, ..., 300	120 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Lägsta Avkänd AV-fördröjning <sup>a c</sup> (ms)	30, 40, ..., 300	120 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Maximal A-refraktärtid (PVARP) <sup>a c</sup> (ms)	150, 160, ..., 500	280 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Minsta A-refraktärtid (PVARP) <sup>a c</sup> (ms)	150, 160, ..., 500	240 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Maximal RV-refraktärtid (RVRP) <sup>a c</sup> (ms)	150, 160, ..., 500	250 (tolerans $\pm$ 5 ms)
Minsta RV-refraktärtid (RVRP) <sup>a c</sup> (ms)	150, 160, ..., 500	230 (tolerans $\pm$ 5 ms)
LV-refraktärtid (LVRP) <sup>a c</sup> (ms)	250, 260, ..., 500	250 (tolerans $\pm$ 5 ms)
LVPP Skyddsperiod (LVPP) <sup>a</sup> (ms)	300, 350, ..., 500	400 (tolerans $\pm$ 5 ms)
PVARP efter PVC <sup>a</sup> (ms)	Av, 150, 200, ..., 500	400 (tolerans $\pm$ 5 ms)
A-blank efter V-stimulering <sup>a c l</sup> (ms)	Smart, 85, 105, 125, 150, 175, 200	125 (tolerans $\pm$ 5 ms)
A-blank efter RV-avkänning <sup>a c l</sup> (ms)	Smart, 45, 65, 85	45 (tolerans $\pm$ 5 ms)
RV-blank efter A-stimulering <sup>a c</sup> (ms)	45, 65, 85	65 (tolerans $\pm$ 5 ms)
LV-blank efter A-stimulering <sup>a c l</sup> (ms)	Smart, 45, 65, 85	65 (tolerans $\pm$ 5 ms)

Tabell A-3. Parametrar för stimuleringsbehandling (specificerade för 750  $\Omega$  belastning) (fortsättning följer)

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Störningsrespons <sup>a</sup>	AOO, VOO, DOO, Inhibera stimulering	DOO för DDD(R)- och DDI(R)-moder; VOO för VDD(R)- och VVI(R)-moder; AOO för AAI(R)-mod
Magnetfunktion	Av, Spara IEGM, Asynkron Stim	Asynkron Stim

- a. De programmerade värdena för Normal brady används som nominella värden vid stimulering med Temporär brady.  
b. Den grundläggande pulsperioden är lika med stimuleringsfrekvensen och pulsintervallet (ingen hysteres). Rusningsskyddskretsen förhindrar att bradykardistimuleringen ökar över 205 min<sup>-1</sup>. Om en magnet används kan det påverka stimuleringsfrekvensen (testpulsintervallet).  
c. Kan programmeras separat för Temporär brady.  
d. Värdena påverkas inte av temperaturvariationer inom området 20 °C–43 °C för enheterna INLIVEN, INTUA och INVIVE. Värdena påverkas inte av temperaturvariationer inom området 20 °C–45 °C för enheterna VISIONIST och VALITUDE.  
e. Denna parameter är inaktiverad vid Temporär brady.  
f. Denna parameter aktiveras automatiskt om Auto har valts för pulsens Amplitud.  
g. När pulsamplituden är inställd på Auto eller Daglig trend för pulsamplitud är aktiverad så har Pulsbredd en fast inställning på 0,4 ms.  
h. Det här värdet finns på skärmen Inställning för elektrod.  
i. BiV/VRRMax stim.frekvens används gemensamt för Bivent trigger och VRR. Om du ändrar värdet för BiVMPR så ändras även VRRMPR.  
j. Auto kan användas på modeller med funktionen Pacesafe.  
k. Den här parametern används för att beräkna Ventilationströskel Responsfaktor.  
l. Smart kan användas när AGC har valts som Avkänningsmetod.

Tabell A-4. MRT-skyddsparametrar

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Brady-mod vid MRT	Av, VOO, AOO, DOO	DOO för DDD(R), DDI(R) eller DOO normala Brady-moder; VOO för VDD(R), VVI(R) eller VOO normala Brady-moder; AOO för AAI(R) eller AOO normal Brady-mod; Av för Normal bradymodAv
Basfrekvens vid MRT (LRL) (min <sup>-1</sup> )	30; 35; ...; 100	20 min <sup>-1</sup> över LRL i normalmod
Ventrikulär stimuleringskammare vid MRT	RV; BiV	Om Stim.kammare i normalmod är Endast RV eller BiV, samma som Stim.kammare i normalmod; Om Stim.kammare i normalmod är LV, BiV
Atriell amplitud (V) vid MRT	2,0, 2,1, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	5,0 (tolerans $\pm 15\%$ eller $\pm 100$ mV, beroende på vilket som är högst)
Höger ventrikulär amplitud vid MRT (V)	2,0, 2,1, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	5,0 (tolerans $\pm 15\%$ eller $\pm 100$ mV, beroende på vilket som är högst) <sup>a</sup>
Vänster ventrikulär amplitud vid MRT (V)	2,0, 2,1, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	Samma som LV-amplitud i normalmod, spärrat mellan 2,0 och 5,0 (Tolerans $\pm 15\%$ eller $\pm 100$ mV, beroende på vilket som är högst) <sup>a</sup>
Vänsterventrikulär pulsbredd (ms) vid MRT	0,1; 0,2; ...; 2,0	Samma som LV-pulsbredd i normalmod (Tolerans $\pm 0,03$ ms vid $< 1,8$ ms; $\pm 0,08$ ms vid $\geq 1,8$ ms)
Timeout MRT-skydd (timmar)	Av; 3; 6; 9; 12; 24; 48	24

- a. Under övergången till MRT-skyddsmod kan det ta upp till 15 hjärtstimuleringscykler för stimuleringsamplituden att hamna inom det angivna toleransområdet.

Tabell A-5. Sensortrender

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Inspelningsmetod	Från slag till slag; Av; 30 sekunders medelvärde	30 sekunders medelvärde
Datalagring	Kontinuerlig; Fast	Kontinuerlig

Tabell A-6 . Ventrikulär Taky EGM lagring

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Ventrikulär Taky EGM lagring	Av, På	På
VT-detektionsfrekvens <sup>a</sup> (min <sup>-1</sup> )	90, 95, ..., 210, 220	160 (tolerans ± 5 ms)

- a. VT-detektionsfrekvens måste vara  $\geq 5 \text{ min}^{-1}$  högre än Maximal trackingfrekvens, Maximal sensorfrekvens och Max stim.frekvens, och måste vara  $\geq 15 \text{ min}^{-1}$  högre än inställd Basfrekvens.

Tabell A-7 . Parametrar för förmakstakykardi

parameter	Programmerbara värden	Nominella
ATR-modbyte <sup>a</sup>	Av, På	På
ATR-detektionsfrekvens <sup>a e</sup> (min <sup>-1</sup> )	100, 110, ..., 300	170 (tolerans ± 5 ms)
ATR-duration <sup>a</sup> (cykler)	0, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, 1 024, 2 048	8 (tolerans ± 1 hjärtcykel)
ATR antal för modbyte <sup>a</sup> (cykler)	1, 2, ..., 8	8
ATR antal för återgång <sup>a</sup> (cykler)	1, 2, ..., 8	8
ATR-återgångsmod <sup>f</sup>	VDI, DDI, VDIR, DDIR	DDI
ATR-återgångstid <sup>a</sup> (min:sek)	00:00, 00:15, 00:30, 00:45, 01:00, 01:15, 01:30, 01:45, 02:00	00:30
ATR-återgång-LRL <sup>a</sup> (min <sup>-1</sup> )	30, 35, ..., 185	70 (tolerans ± 5 ms)
ATR Ventrikulär Frekvensreglering (VRR) <sup>a</sup>	Av, Min, Med, Max	Min
ATR BiV Trigger <sup>a</sup>	Av, På	På
Maximal stimuleringsfrekvens (MPR) för ATR <sup>a d</sup> (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	130 (tolerans ± 5 ms)
A-fladder respons <sup>b</sup>	Av, På	På
A-fladderrespons triggingsfrekvens <sup>e</sup> (min <sup>-1</sup> )	100, 110, ..., 300	170 (tolerans ± 5 ms)
Avbryt PMT <sup>b</sup>	Av, På	På
Ventrikulär frekvensreglering (VRR) <sup>b</sup>	Av, Min, Med, Max	Av
Max stim.frekvens (MPR) för BiV/VRR <sup>b c</sup> (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	130 (tolerans ± 5 ms)
APP/ProACT <sup>b</sup>	Av, På	Av
Max stim.frekvens för APP/ProACT (min <sup>-1</sup> )	50, 55, ..., 185	80 (tolerans ± 5 ms)

- a. De programmerade värdena för Normal brady används som nominella värden vid stimulering med Temporär brady.  
b. Denna parameter inaktiveras vid Temporär brady.  
c. MPR för BiV/VRR används gemensamt för VRR och Bivent trigger. Om du ändrar denna parameter för VRR så ändras MPR-värdet även för Bivent trigger.  
d. MPR för ATR används gemensamt för ATR VRR och ATR BiV Trigger. Om du ändrar denna parameter för ATR VRR så ändras MPR-värdet även för ATR BiV Trigger.  
e. ATR-detektionsfrekvens och A-fladderrespons triggingsfrekvens är kopplade till varandra. Om en av dessa frekvenser programmeras på nytt så ändras den andra automatiskt till samma värde.  
f. Om Normal brady ATR Återgångsmod är DDIR eller DDI så är ATR-återgångsmod för Temporär brady DDI. Om Normal brady ATR Återgångsmod är VDIR eller VDI så är ATR-återgångsmod för Temporär brady VDI.

Tabell A-8 . Sensitivitet

Parameter <sup>a b</sup>	Programmerbara värden	Nominella
Avkänningsmetod <sup>c</sup>	AGC; Fast	Fast
Atriell känslighet (AGC) (mV)	AGC 0,15, AGC 0,2, AGC 0,25, AGC 0,3, AGC 0,4, (...), AGC 1,0, AGC 1,5	AGC 0,25
Högerventrikulär känslighet (AGC) (mV)	AGC 0,15, AGC 0,2, AGC 0,25, AGC 0,3, AGC 0,4, (...), AGC 1,0, AGC 1,5	AGC 0,6
Vänsterventrikulär känslighet (AGC) (mV)	AGC 0,15, AGC 0,2, AGC 0,25, AGC 0,3, AGC 0,4, (...), AGC 1,0, AGC 1,5	AGC 1,0

Tabell A-8. Sensitivitet (fortsättning följer)

Parameter <sup>a b</sup>	Programmerbara värden	Nominella
Atriell känslighet (Fast) (mV)	Fast 0,15, Fast 0,25, Fast 0,5, Fast 0,75, Fast 1,0, Fast 1,5, ..., Fast 8,0, Fast 9,0, Fast 10,0	Fast 0,75
Högerventrikulär känslighet (Fast) (mV)	Fast 0,25, Fast 0,5, Fast 0,75, Fast 1,0, Fast 1,5, ..., Fast 8,0, Fast 9,0, Fast 10,0	Fast 2,5
Vänsterventrikulär känslighet (Fast) (mV)	Fast 0,25, Fast 0,5, Fast 0,75, Fast 1,0, Fast 1,5, ..., Fast 8,0, Fast 9,0, Fast 10,0	Fast 2,5

a. Kan programmeras separat för Temporär brady.

b. De programmerade värdena för Normal brady används som nominella värden vid stimulering med Temporär brady.

c. Det programmerade värdet för Avkänningsmetod bestämmer de tillämpliga värdena (AGC eller Fast) i varje kammare.

Tabell A-9. Dagliga Elektrod-mätningar

Parameter	Programmerbara värden	Nominell
Atriell egenamplitud	På, Av	På
Höger ventrikulär egenamplitud	På, Av	På
Vänster ventrikulär egenamplitud	På, Av	På
Atriell impedans	På, Av	På
Höger Ventrikulär impedans	På, Av	På
Vänster Ventrikulär impedans	På, Av	På
Atriell gräns för Låg impedans ( $\Omega$ )	200, 250, (...), 500	200
Gräns för Hög impedans för förmak ( $\Omega$ )	2000; 2250, ..., 3000 (enheterna VISIONIST och VALITUDE) 2000; 2250; 2500 (enheterna INLIVEN, INTUA och INVIVE)	2 000
Gräns för Låg impedans för höger kammare ( $\Omega$ )	200, 250, (...), 500	200
Gräns för Hög impedans för höger kammare ( $\Omega$ )	2000; 2250, ..., 3000 (enheterna VISIONIST och VALITUDE) 2000; 2250; 2500 (enheterna INLIVEN, INTUA och INVIVE)	2 000
Gräns för Låg impedans för vänster kammare ( $\Omega$ )	200, 250, (...), 500	200
Gräns för Hög impedans för vänster kammare ( $\Omega$ )	2000; 2250, ..., 3000 (enheterna VISIONIST och VALITUDE) 2000; 2250; 2500 (enheterna INLIVEN, INTUA och INVIVE)	2 000
Postoperativa systemtester (POST) (timmar)	Av, 2, 3, (...), 24	4

Tabell A-10. EP-test-backup

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Mod för Backup-stim. <sup>a</sup>	Av, På	På
Backup-stim. Basfrekvens <sup>a b</sup> ( $\text{min}^{-1}$ )	30, 35, ..., 185	45 (tolerans $\pm 5$ ms)
Backup-stim. RV-refraktärperiod <sup>a b</sup> (ms)	150, 160, ..., 500	250 (tolerans $\pm 5$ ms)
Backup-stim. Ventr. stimuleringskammare <sup>a</sup>	BiV (icke-programmerbar)	BiV

**Tabell A-10. EP-test-backup** (fortsättning följer)

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
EP-test avgedd energi Atriell amplitud (när testet utförs i förmak) (V)	Av; 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	5,0 (tolerans $\pm 15\%$ eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
EP-test avgedd energi RV-amplitud (V)	Av; 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	7,5 (tolerans $\pm 15\%$ eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
EP-test avgedd energi LV-amplitud (V)	Av; 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	7,5 (tolerans $\pm 15\%$ eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
EP-test avgedd energi Atriell pulsbredd (när testet utförs i förmak) (ms)	0,1, 0,2, ..., 2,0	1,0 (tolerans $\pm 0,03$ ms vid $< 1,8$ ms $\pm 0,08$ ms vid $\geq 1,8$ ms)
EP-test avgedd energi RV-pulsbredd (ms)	0,1, 0,2, ..., 2,0	1,0 (tolerans $\pm 0,03$ ms vid $< 1,8$ ms $\pm 0,08$ ms vid $\geq 1,8$ ms)
EP-test avgedd energi LV-pulsbredd (ms)	0,1, 0,2, ..., 2,0	1,0 (tolerans $\pm 0,03$ ms vid $< 1,8$ ms $\pm 0,08$ ms vid $\geq 1,8$ ms)

- a. Denna parameter gäller endast när testet utförs i förmak.  
 b. Det programmerade värdet för Normal brady används som nominellt värde.

**Tabell A-11. PES (Programmerad Elektrisk Stimulering)**

Parameter <sup>a</sup>	Programmerbara värden	Nominell
Antal S1-intervall (pulser)	1, 2, ..., 30	8
S2-minskning (ms)	0, 10, ..., 50	0
S1-intervall (ms)	120, 130, ..., 750	600 (tolerans $\pm 5$ ms)
S2-intervall (ms)	Av, 120, 130, ..., 750	600 (tolerans $\pm 5$ ms)
S3-intervall (ms)	Av, 120, 130, ..., 750	Av (tolerans $\pm 5$ ms)
S4-intervall (ms)	Av, 120, 130, ..., 750	Av (tolerans $\pm 5$ ms)
S5-intervall (ms)	Av, 120, 130, ..., 750	Av (tolerans $\pm 5$ ms)

- a. Tillämpas antingen i atrium eller ventrikel enligt programmerarens kommando.

**Tabell A-12. Manuell burststimulering**

Parameter <sup>a</sup>	Programmerbara värden	Nominella
Burstintervall (ms)	100, 110, ..., 750	600 (tolerans $\pm 5$ ms)
Kortaste intervall (ms)	100, 110, ..., 750	200 (tolerans $\pm 5$ ms)
Dekrement (ms)	0, 10, ..., 50	50 (tolerans $\pm 5$ ms)

- a. Tillämpas antingen i förmak eller kammare beroende på vilken kammare som väljs.

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

# SYMBOLER PÅ FÖRPACKNINGEN

## BILAGA B




### SYMBOLER PÅ FÖRPACKNINGEN

Följande symboler kan finnas på förpackning och etikett (Tabell B-1 Symboler på förpackningen på sida B-1):

Tabell B-1 . Symboler på förpackningen

Symbol	Beskrivning
	Referensnummer
	Förpackningens innehåll
	Pulsgenerator
	Momentnyckel
	Medföljande litteratur
	Serienummer
	Sista förbrukningsdatum
	Lot nummer
	Tillverkningsdatum
	Steriliserad med etylenoxidgas
	Får ej resteriliseras
	Får ej återanvändas
	Använd inte om förpackningen är skadad
	Se bruksanvisningen på följande webbplats: <a href="http://www.bostonscientific-e-labeling.com">www.bostonscientific-e-labeling.com</a>
	Temperaturbegränsning
	CE-märkning för överensstämmelse med identifieringen av det registrerade organ som godkänner användning av märkningen
	Placera telemetrihuvudet här

Tabell B-1. Symboler på förpackningen (fortsättning följer)

Symbol	Beskrivning
	Öppna här
	Auktoriserad representant inom Europeiska Unionen
	Tillverkare
	C-bock med leverantörskoder
	ACMA-överensstämmelsemärkning (Australian Communications and Media Authority) för radiokommunikationsutrustning
R-NZ	RSM-överensstämmelsemärkning (New Zealand Radio Spectrum Management) för radiokommunikationsutrustning
	Adress till australiensisk sponsor
	MR med villkor
	Pacemaker RV
	Pacemaker RA, RV
	CRT-P RA, RV, LV
	Enhet utan överdrag
	RF-telemetri



## INDEX

### Symboler

- stimulering
- CRT (hjärtresynkroniseringsbehandling) 2-7

## A

- A-blank
  - efter RV-avkänd 2-95
- A-blankning
  - efter V-stimulering 2-94
- A-takyrespons (ATR)
  - modbyte 2-60
- ABM (Autonom balansmonitor) 4-14
- Accelerometer 2-43
  - aktivitetströskel 2-44
  - återgångstid 2-46
  - reaktionstid 2-45
  - responsfaktor 2-43
- AGC (automatic gain control, automatisk förstärkning) 2-31
- Aktivitetströskel 2-44
- Amplitud 2-18
  - egentest 3-11
- Antal för återgång 2-61
- Antal för modbyte 2-61
- AP Scan 4-16
- Arytmiloggbok 4-2
  - episodinformation 4-5
  - händelseöversikt 4-5
  - intervall 4-6
  - lagrat EGM 4-5
  - Ventrikulär taky EGM-lagring 4-7
- Återgång, atriellt modbyte
  - LRL 2-62
  - mod 2-62
  - tid 2-62
- Återgångstid 2-46
- ATR (atriell takyrespons)
  - antal för återgång 2-61
  - antal för modbyte 2-61
  - Avbryt PMT 2-65
  - biventrikulär trigger 2-63
  - duration 2-61
  - frekvenströskel 2-61
  - LRL, återgång 2-62
  - maximal stimuleringfrekvens 2-63
  - mod, återgång 2-62
  - modbyte 2-60
  - slut på ATR-episod 2-62
  - tid, återgång 2-62
  - ventrikulär frekvensreglering 2-63
- ATR (Atriell takyrespons)
  - a-fladder respons 2-64
- ATR-detektionsfrekvens 2-61
- Atriell
  - användning av atriell information 2-76
  - refraktärtid, post-ventrikulär atriell (PVARP) 2-88
  - refraktärtid, samma kammare 2-91
- Atriell överväxling 2-66

- Atriell pacingpreferens (APP) 2-66–2-67
  - maximal stimuleringsfrekvens 2-68
- Atriell taky
  - a-fladder respons 2-64
  - ATR-modbyte 2-60
  - atriell pacingpreferens 2-66–2-67
  - Avbryt PMT 2-65
  - ProAct 2-66, 2-68
  - ventrikulär frekvensreglering 2-63
- Atriellt fladder respons 2-64
- Att tänka på rörande episoddata från och programmering av signalartefaktmonitorn 2-41
- Automatisk identifiering av elektrod 2-81
- Automatiskt tröskelvärde
  - LVAT 2-26
  - RAAT 2-18
  - RVAT 2-22
- AV-fördröjning 2-83
  - avkänd 2-84
  - stimulerad 2-83
- AVBRYT BEHANDLINGEN 1-16
- Avbryt PMT (pacemakerförmedlad takykardi) 2-65
- Avsluta
  - avsluta en telemetrisession 1-9

## B

- Basfrekvens (LRL) 2-12
- Batteri
  - Explantationsstatus 3-4
  - ikon 1-5
  - indikator 3-4
  - status 3-2
- Behandlings
  - stimulering 2-2
- Behandlingshistoria
  - hjärtfrekvensvariabilitet (HRV) 4-10
- Behandlingshistorik 4-2
  - arytmiloggbok 4-2
  - histogram 4-9
  - räknare 4-10
- BehandlingshistorikMed hjälp av patienttriggad övervakning 4-17
- Biventrikulär trigger 2-63
  - maximal stimuleringfrekvens 2-64
- Blankning 2-93
  - A-blank efter RV-avkänd 2-95
  - A-blankning efter V-stimulering 2-94
  - LV-blankning efter A-stimulering 2-94
  - RV-blankning efter A-stimulering 2-94
- Brady-takyrespons (BTR) 2-94
- Burst
  - stimulering, manuell burst 5-4

## D

- Dagliga mätningar 3-6

Data  
disk 1-17  
lagring 1-17  
patient 1-17  
USB 1-17

Demonstration  
Mod för Programmeraren (PRM) 1-3, 1-7

Detaljerad ikon 1-5

Diagnostisk  
batteristatus 3-2  
hjärtfrekvensvariabilitet (HRV) 4-10  
patienttriggad övervakning 4-17

Diagnostiskt  
elektrodstest 3-10  
histogram 4-9

Diatermi  
mod 2-3

Disk  
data 1-17  
läs 1-17  
spara 1-17

Dubbelsensorkombination 2-55

Duration  
ATR (atriell takyrespons) 2-61

Dynamisk störningsalgoritm 2-33, 2-99

## E

EGM (elektrogram)  
display 1-3  
realtid 1-3  
vänster kammare (LV) 2-77

EKG (elektrokardiogram)  
display 1-3  
yta 1-3

Elektrod  
Dagliga mätningar 3-6  
egenamplitud 3-11  
Elektrodstatus 3-6  
ikon 1-5  
impedans 3-12  
konfiguration 2-75  
test 3-10  
tröskelvärde 3-13

Elektrod, elektrodkonfiguration 2-75, 2-77

Enhet  
programmeringsrekommendationer 2-5

Enhetens beteende när SAM är Av 2-39

Enhetens beteende när SAM är På 2-38

Enhetsminne 1-18

Enhetsmoder 2-3

EP-test (elektrofysiologiskt test) 5-2  
burststimulering, manuell 5-4  
induktion 5-3  
programmerad elektrisk stimulering (PES) 5-3  
ventrikulär backup-stimulering vid atrial  
stimulering 5-3

Episod  
behandlad 4-10  
behandlingshistorik 4-2  
ikon 1-5  
obehandlad 4-10

översikt 4-5  
slut på ATR 2-62  
Episoder i signalartefaktmonitorn 2-40

## F

Flikar, programvara 1-5

Förpackning  
symbol på B-1

Fortsätt  
ikon 1-6

Frekvens  
magnet 3-3  
maximal sensor 2-15  
maximal tracking 2-13  
nedre gräns (LRL) 2-12

Frekvensförbättring, stimulering  
frekvenshysteres 2-69  
frekvensutjämning 2-70  
ProACt 2-68  
trackingpreferens 2-68

Frekvensförstärkning, stimulering  
atriell pacingpreferens (APP) 2-66  
ProACt 2-66

Frekvenshysteres 2-69  
hysteresoffset 2-69

sökningshysteres 2-69  
Frekvenströskel, ATR 2-61

Frekvensutjämning 2-70  
Maximal stimuleringsfrekvens 2-72  
nedåt 2-72  
uppåt 2-71

## G

Gul notera 1-7

## H

Händelse  
räknare 4-10  
Histogram 4-9  
Hjärtfrekvensvariabilitet (HRV) 4-10  
Hjärtsvikt 2-5  
Höger kammare refraktärtid (RVRP) 2-91  
Horisontellt skjutreglage  
ikon 1-6  
Huvud, telemetri 1-8  
Hysteres, frekvens 2-69

## I

Ikon  
batteri 1-5  
detaljerad 1-5

elektrod 1-5  
episod 1-5  
fortsätt 1-6  
horisontellt skjutreglage 1-6  
information 1-6  
inkrement och dekrement 1-6  
kör 1-6  
kryssruta 1-5  
Modindikator för programmeraren (PRM) 1-3  
patient 1-5  
patientinformation 1-17  
POST slutfört 1-6  
rullning 1-6  
skärmkopia 1-6  
sortering 1-6  
vänta 1-6  
vertikalt skjutreglage 1-6  
Impedanstest, elektrod 3-12  
Implantation  
post, information 4-17  
Indikationsbaserad programmering (IBP) 1-14  
Induktion, EP-test 5-3  
Information  
elektrod 1-17  
ikon 1-6  
implantation 1-17  
patient 1-17  
Information post-implantation  
magnetfunktion 4-18  
Inkrement och dekrement  
ikon 1-6  
Interrogera 1-9  
Intervall  
arytmiloggbok 4-6

## K

Knappar, programvara 1-5  
Kombinerade sensorer 2-55  
Kommunikation, telemetri  
Radiofrekvens (RF) 1-8  
Konditionsnivå 2-52  
Kör  
ikon 1-6  
Kryssruta  
ikon 1-5

## L

Lagrat EGM  
arytmiloggbok 4-5  
Läsa data 1-17  
LATITUDE programmeringssystem  
komponenter 1-2  
Loggbok 4-2  
LV-blankning efter A-stimulering 2-94  
LV-offset 2-17  
LVAT (automatiskt tröskelvärde vänster kammare) 2-26

## M

Magnet  
frekvens 3-3  
funktionsinställning 4-18  
Manuell burststimulering 5-4  
Manuell programmering 1-15  
Maximal  
sensorfrekvens (MSR) 2-15  
stimuleringsfrekvens 2-63–2-64, 2-68  
trackingfrekvens (MTR) 2-13  
Maximal stimuleringsfrekvens  
frekvensutjämning 2-72  
Minne, enhet 1-18  
Minutventilation 2-47  
Responsfaktor 2-50  
Ventilationströskel 2-51  
Ventilationströskel Responsfaktor 2-51  
Minutventilationkonditionsnivå  
konditionsnivå 2-52  
Minutventilations-/andningssensor 2-34  
Mod  
återgång ATR (atriell takyrespons) 2-62  
Demonstration 1-7  
diatermi 2-3  
Programmerare (PRM) 1-3  
stimulering 2-9  
MRT-skyddsmod 2-4  
MTR (maximal trackingfrekvens) 2-7

## N

Notera, gul 1-7

## O

Optimera frekvensrespons vid fysisk aktivitet 2-53  
Optimering av SmartDelay 2-86  
Övre frekvensbeteende 2-13

## P

PaceSafe  
LVAT 2-26  
RAAT 2-18  
RVAT 2-22  
Patient  
informationsikon 1-5  
Patientinformation 1-17  
Patienttriggad övervakning 4-17  
PES (programmerad elektrisk stimulering) 5-3  
Plötslig bradyrespons 2-73  
POST 3-10  
Post implantationsinformation 4-17  
POST Slutfört  
ikon 1-6  
Postoperativt

systemtest 3-10  
Prematur förmakskontraktion (PAC) 2-66, 2-68  
Prematur kammarkontraktion (PVC) 2-90  
ProACT 2-68  
Program 1-14  
Programmerare (PRM)  
  använda färg 1-7  
  Demonstrationsmod 1-7  
  kontroller 1-2–1-3, 1-15  
  moder 1-3  
  terminologi 1-2  
Programmerare/inspelningsapparat/monitor (PRM)  
  1-2  
Programmerbara parametrar för MV-/  
  andningssensorn 2-36  
Programmeringsrekommendation 1-14–1-15  
Programmeringsrekommendationer 2-5  
Programskärm 1-3  
Programvaruapplikation 1-2  
Programvarutillämpningens  
  syfte 1-2  
Pulsamplitud 2-18  
Pulsbredd 2-17  
Pulsgenerator (PG)  
  minne 1-18  
  utbytesindikatorer 3-4  
PVARP (post-ventrikulär atriell refraktärtid) 2-88  
  dynamisk PVARP 2-89  
PVARP (postventrikulär atriell refraktärtid)  
  efter PVC (prematur kammarkontraktion) 2-90  
PVC (prematur kammarkontraktion) 2-90

## R

RAAT (för höger kammare och höger förmak) 2-18  
Radiofrekvens (RF)  
  driftstemperatur, telemetri 1-10, 1-12  
  starta telemetri 1-9  
  störning 1-12  
  telemetri 1-8  
Räknare  
  behandlingshistorik 4-10  
  brady/CRT 4-10  
  ventrikulär 4-10  
Rapport, utskriven 1-3, 1-17  
  EKG/EGM 1-3  
Reaktionstid 2-45  
Refraktär  
  blankning 2-93  
Refraktärtid  
  atriell, post-ventrikulär (PVARP) 2-88  
  atriell, samma kammare 2-91  
  höger kammare (RVRP) 2-91  
  PVARP efter PVC 2-90  
  vänster ventrikel (LVRP) 2-92  
  vänster ventrikulär skyddsperiod 2-92  
Refraktärtid för vänster kammare (LVRP) 2-92  
Refraktärtid; stimulering  
  refraktärtid 2-88  
Responsfaktor, accelerometer 2-43  
Responsfaktor, Minutventilation 2-50  
RightRate Stimulering 2-47

Röd varning 1-7  
Rullning  
  ikon 1-6  
RV-blankning efter A-stimulering 2-94  
RVAT (automatiskt tröskelvärde för höger kammare)  
  2-22

## S

Safety core 1-18  
Säkerhet  
  ZIP-telemetri 1-9, 1-11  
Säkerhetsmod 1-18  
Säkerhetsomkopplare 2-80  
Säkerhetsomkopplare för elektrod 2-80  
SBR 2-73  
Sensitivitet 2-30  
  AGC (automatic gain control, automatisk  
  förstärkning) 2-31  
  fast avkänning 2-33  
  unipolär avkänning 2-31  
Sensor och trendanalys, stimulering 2-57  
  accelerometer 2-43  
  minutventilation 2-47  
  Optimering av SmartDelay 2-86  
  sensorstyrd 2-42  
Sensor och trendmätning, stimulering  
  maximal sensorfrekvens (MSR) 2-15  
Sensorstyrd stimulering 2-42  
Signalartefaktmonitorns enhetsdiagnostik 2-37  
Skärm, programmerare program 1-3  
Skärmkopia 4-8  
  ikon 1-6  
Skriv ut  
  rapport 1-18  
Skrivare  
  extern 1-18  
Skydd mot högfrekvent 2-16  
Skydds  
  period, vänster ventrikel (LVPP) 2-92  
Slut på ATR-episod 2-62  
Sortering  
  ikon 1-6  
Spara data 1-17  
STAT PACE 1-16  
Status för MV-/andningssensor 2-37  
Stimulera  
  STAT PACE 1-16  
  stimulering 2-16  
  Skyddet mot högfrekvent 2-16  
Stimulering  
  ATR-modbyte 2-60  
  AV-fördröjning 2-83  
  backup vid atriell stimulering 5-3  
  backup-pacemaker i säkerhetsmod 1-19  
  burst, manuell 5-4  
Indikationsbaserad programmering (IBP) 1-14  
LV-offset 2-17  
maximal sensorfrekvens (MSR) 2-15  
maximal trackingfrekvens (MTR) 2-13  
  mod 2-9  
nedre frekvensgräns (LRL) 2-12

Optimering av SmartDelay 2-86  
PaceSafe LVAT 2-26  
PaceSafe RAAT 2-18  
PaceSafe RVAT 2-22  
programmeringsrekommendationer 2-5  
pulsbredd 2-17  
refraktärtid 2-88  
sensor 2-57  
sensorstyrd 2-42  
störningsrespons 2-98  
tillfällig 2-34  
Stimulering, PES-induktion 5-3  
Stimulerings  
-parametrar, grundläggande 2-8  
behandling 2-2  
kammare, ventrikulär 2-16  
sensitivitet 2-30  
Stimuleringsamplitud 2-18  
Störning  
Dynamisk störningsalgoritm 2-33, 2-99  
Störnings  
respons 2-98  
Symbol  
på förpackning B-1  
Systemtest  
Postoperativt 3-10  
**T**  
Telemetri  
avsluta en telemetrisession 1-9  
drifttemperatur, ZIP 1-10, 1-12  
huvud 1-8  
med huvud 1-9  
starta ZIP 1-9  
ZIP 1-8  
Telemetrihuvud 1-2  
Telemetrihuvud, telemetri 1-9  
Terminologi 1-2  
Test  
egenamplitud 3-11  
elektrod 3-10  
elektrodimpedans 3-12  
EP (elektrofysiologiskt) 5-2  
tröskelvärden 3-13  
Test av egenamplitud 3-11  
Tidmätning  
PVARP efter PVC 2-90  
Tidscykler  
vänster ventrikulär skyddsperiod (LVPP) 2-92  
Tidscykler, stimulering 2-88  
Tidsinställning  
blankning 2-93  
Tillfällig  
stimulering 2-34  
Töskel, aktivitet 2-44  
Trackingpreferens 2-68  
Trend  
andningsfrekvens 4-15  
Trendanalys  
sensor 2-57  
Trender 4-13

AP Scan 4-16  
Tröskeltest 3-13

## U

Underhålla hjärtresynkroniseringsbehandling  
underhålla CRT 2-7  
Uppföljande bedömningar av enheten 2-56  
Uppföljning  
Elektrodstatus 3-6  
USB 1-17  
Utbytesindikatorer 3-4  
Utvärdering av fysisk aktivitet 2-53

## V

Vänster ventrikulär skyddsperiod (LVPP) 2-92  
Vänta  
ikon 1-6  
Varning, röd 1-7  
Ventilationströskel 2-51  
Ventilationströskel Responsfaktor 2-51  
Ventr. stimuleringskammare 2-16  
Ventrikulär backup-stimulering vid atriell stimulering,  
EP test 5-3  
Ventrikulär frekvensreglering 2-63  
maximal stimuleringsfrekvens 2-63  
Ventrikulär taky EGM-lagring 4-7  
Verktysfält 1-4  
Vertikalt skjutreglage  
ikon 1-6

## W

Wenckebach 2-7, 2-70

## Z

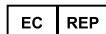
ZIP-telemetri 1-8  
drifttemperatur 1-10, 1-12  
fördelar 1-8  
indikatorlampa 1-9  
radiofrekvens (RF) 1-9  
säkerhet 1-9, 1-11  
session 1-9  
störning 1-12  
ZOOMVIEW programvara  
skärmar och ikoner 1-2  
ZOOMVIEW programvaruapplikation  
använda färg 1-7

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívat.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Aegunud versioön. Myn þyn Χρησιμοποιείτε.  
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.  
Outdated version. Do not use.  
Version obsoleta. No utilizar.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Úrelt útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsoleta. Non utilizzare.  
Zastarjela verzija. Neizmantot.  
Novcojusi versija. Nenaudokite.  
Pasenusi versija. Ne használja!  
Elavult verzió. Ne használja!  
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.  
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.  
Wersja przeterminowana. Nie używać.  
Versão expiratã. A nu se utiliza.  
Zastaranã verzia. Nepoužívat.  
Zastarela različica. Ne uporabite.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

Остаряла версия. Да не се използва.  
Zastaralá verze. Nepoužívát.  
Forældet version. Må ikke anvendes.  
Version überholt. Nicht verwenden.  
Aegunud versioön. Myn þyn Χρησιμοποιείτε.  
Παλιά έκδοση. Μην την Χρησιμοποιείτε.  
Outdated version. Do not use.  
Version obsoleta. No utilizar.  
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.  
Úrelt útgáfa. Notið ekki.  
Versione obsolete. Non utilizzare.  
Zastarjela verzija. Neizmantot.  
Pasenuji versija. Nenaudokite.  
Elavult verzió. Ne használja!  
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.  
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.  
Wersja przeterminowana. Nie używać.  
Versão expiratã. A nu se utiliza.  
Zastaraná verzia. Nepoužívát.  
Zastarela različica. Ne uporabite.  
Vanhentunut versio. Älä käytä.  
Föråldrad version. Använd ej.  
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.



Boston Scientific Corporation  
4100 Hamline Avenue North  
St. Paul, MN 55112-5798 USA



Guidant Europe NV/SA; Boston Scientific  
Green Square, Lambroekstraat 5D  
1831 Diegem, Belgium

[www.bostonscientific.com](http://www.bostonscientific.com)

1.800.CARDIAC (227.3422)

+1.651.582.4000

© 2018 Boston Scientific Corporation or its affiliates.

All rights reserved.  
359244-039 SV Europe 2020-02

## CE 2797

Authorized 2014 (VISIONIST, VALITUDE)

Produkter som inte längre säljs inom EU, men som fortfarande får support. 2013 (INLIVEN, INTUA), 2011 (INVIVE)

