

REFERENSMANUAL

ACCOLADE™

ACCOLADE™ MRI

PROPONENT™

PROPONENT™ MRI

ESSENTIO™

ESSENTIO™ MRI

ALTRUA™ 2

FORMIO™

FORMIO™ MRI

VITALIO™

VITALIO™ MRI

INGENIO™

INGENIO™ MRI

ADVANTIO™

ADVANTIO™ MRI

PACEMAKER

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

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Outdated version.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

OM 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 implanterbara pacemakers finns både enkammar- och tvåkammarpulsgeneratorer för atriell och/eller ventrikulär stimulering och avkänning samt ett flertal diagnostiska verktyg.

Den tekniska handboken för läkare som används tillsammans med ZOOMVIEW-programvaran innehåller viktig information om hur pulsgeneratoren implanteras. 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-international.com/manuals.

NYA ELLER FÖRBÄTTRADE FUNKTIONER

Dessa pulsgeneratorsystem har fler eller förbättrade funktioner jämfört med tidigare pacemakers 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och/eller ALTRUA 2.

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).

Patientdiagnostik

- Elektrodens programmerbara Impedansgränser för dagliga mätningar: gränsen för Hög impedans kan programmeras mellan 2 000 och 3 000 Ω , och gränsen för Låg impedans kan programmeras mellan 200 och 500 Ω .
- 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: Visar Räknare för AT/AF % och Total tid i AT/AF. Tillhandahåller Trender för AT-/AF-belastning, RV-frekvens under AT/AF, Pacingprocent, Hjärtfrekvens, Aktivitetsnivå och Andningsfrekv.. 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 FORMIO, VITALIO, INGENIO och/eller ADVANTIO.

Användarerfarenheter

- 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.
- Enkammarenheter: har programmeringsmöjligheter där man kan välja mellan atriella eller ventrikulära moder.
- Stöd för USB-lagringsenheter: data från pulsgeneratoren kan sparas och överföras till ett USB-minne.
- Rapporterna finns även som PDF.

Takydetektion

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

Bradybehandling

- Nya brady-mod som kan användas är bland annat VDDR och AV.
- AV-sökning+: funktionen är avsedd för att minska onödig RV-stimulering för patienter med intakt eller intermitterant AV-överledning. Funktionen tillåter en längre spontan AV-överledning än den programmerade AV-fördröjningen under perioder med normal AV-nodal funktion.
- 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.
- RYTHMIQ: en funktion som är till för att minska onödig högerventrikulär (RV) stimulering för patienter med intakt atrioventrikulär (AV) överledning genom att ett modbyte sker från AA(R)-stimulering med ventrikulär backupstimulering till DDD(R).
- Safety Core: med hjälp av en säkerhetsarkitektur ges grundläggande stimulering vid upprepade felsituationer eller fel som inte kan återställas.
- Diatermiskydd: 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 Ω och 500 Ω .
- 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.
- Det finns en räknare för Total tid i AT/AF.
- Trender: fler trender tillhandahålls, däribland:
 - Hjärtfrekvens
 - Andningsfrekv.
 - AP Scan
 - AT-/AF-belastning (omfattar det totala antalet episoder)
 - Episoder
- Hjärtfrekvens Variabilitet: diagnostik för hjärtsvikt som omfattar trender för HRV Footprint, SDANN och ABM.
- 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 produktfamiljen har enkammars- och tvåkammarmodeller med olika funktioner. I handboken beskrivs modellen med sina samtliga funktioner (t.ex. en tvåkammarmodell med ZIP-telemetri).

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 enheter som inte kan användas vid MRT gäller även motsvarande MRT-enheter. Hänvisningar till "ICD" omfattar alla typer av ICD-enheter (t.ex. ICD, CRT-D, S-ICD).

Skärmbilderna som förekommer i manualen 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 är tillgänglig för följande enheter: ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO MRI, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

En fullständig förteckning över de programmerbara alternativen finns i bilaga ("Programmerbara alternativ" på sida A-1). De faktiska värden som du ser när du interrogerar 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 referensmanual.

A	Atriell
ABM	Autonom Balans Monitor
AF	Förmaksflimmer
AFR	A-fladder respons
AGC	Automatisk förstärkning
APP	Atriell Pacingpreferens
AT	Förmakstakykardi
ATP	Antitakykardistimulering
ATR	Atriell takyrespons
AV	Atrioventrikulär
BPEG	British Pacing and Electrophysiology Group
BTR	Brady takyrespons
CPR	Hjärt-lungräddning
CRT-D	Defibrillator för hjärtresynkroniseringsbehandling
EAS	Elektroniska stödlarm
EKG	Elektrokardiogram
EF	Ejektionsfraktion
EGM	Elektrogram
EL	Förlängd livslängd
EMI	Elektromagnetisk interferens
EP	Elektrofysiologi; elektrofysiologisk
HRV	Hjärtfrekvensvariabilitet
IBP	Indikationsbaserad programmering
IC	Industry Canada
ICD	Implanterbar defibrillator
LRL	Basfrekvens
MI	Hjärtinfarkt
MICS	Medical Implant Communication Service
MPR	Maximal stimuleringsfrekvens
MRT	Magnetresonanstomografi
MSR	Maximal sensorfrekvens
MTR	Maximal trackingfrekvens
MV	Minutventilation
NASPE	North American Society of Pacing and Electrophysiology
NSR	Normal sinusrytm
NSVT	Icke ihållande ventrikulär takykardi

PAC	Prematur förmakskontraktion
PAT	Paroxysmal förmakstakykardi
PES	Programmerad elektrisk stimulering
PMT	Pacemakerförmedlad takykardi
POST	Postoperativt systemtest
PRM	Programmerare
PSA	Pacemakersystemanalysator
PTM	Patienttriggad övervakning
PVARP	Post-ventrikulär atriell refraktärtid
PVC	Prematur kammarkontraktion
RAAT	Automatiskt tröskelvärde för höger atrium
RADAR	Radio Detection and Ranging
RF	Radiofrekvens
RRT	Trenden Andningsfrekvens
RTTE	Radio- och teleterminalutrustning
RV	Höger ventrikel
RVAC	Automatisk capture i höger ventrikel
RVRP	Refraktärtid för höger ventrikel
SBR	Plötslig bradykardirespons
SCD	Plötslig hjärtdöd
SDANN	Standardavvikelse för medelvärdesbildade normala R–R-intervall
S-ICD	Subkutant implanterbar defibrillator
SVT	Supraventrikulär takykardi
TARP	Total atriell refraktärtid
TENS	Transkutän elektrisk nervstimulering
V	Ventrikulär
VF	Kammarflimmer
VRP	Ventrikulär refraktärtid
VRR	Ventrikulär frekvensreglering
VT	Kammartakykardi

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

INNEHÅLLSFÖRTECKNING

ANVÄNDA PROGRAMMERAREN	1-1
KAPITEL 1	
Programmeringssystemet ZOOM LATITUDE	1-2
Programterminologi och navigering	1-2
Huvudskärm	1-2
Modindikator för programmeraren	1-3
EKG/EGM-skärm	1-3
Verktygsfält.....	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
AVBRYT BEHANDLINGEN.....	1-16
AKUT PACE	1-16
Datahantering.....	1-17
Patientinformation.....	1-17
Datalagring.....	1-17
PG minne	1-18
Skriv ut.....	1-18
Säkerhetsmod	1-18
Backup-pacemaker	1-19
STIMULERINGSBEHANDLING	2-1
KAPITEL 2	
Stimuleringsbehandling	2-2
PG-moder	2-2
Diatermskyddsmod.....	2-2
MRT-skyddsmod.....	2-3
Grundläggande parametrar.....	2-5
Brady-mod.....	2-5
Basfrekvens (LRL)	2-8
Maximal trackingfrekvens (MTR).....	2-9
Maximal sensorfrekvens (MSR).....	2-11
Skydd mot Högfrekvent Stimulering.....	2-12

Pulsbredd	2-12
Amplitud	2-13
PaceSafe	2-13
Sensitivitet.....	2-21
Temporär Brady-stimulering	2-25
Sensorstyrd stimulering och Sensortrender	2-26
Sensorstyrd stimulering	2-26
Accelerometer	2-26
Minutventilation (MV).....	2-30
Sensortrender.....	2-39
Atriell takyrespons.....	2-41
ATR-modbyte.....	2-41
Ventrikulär frekvensreglering (VRR).....	2-44
Förmaksfladderrespons (AFR).....	2-45
Avbryt PMT.....	2-45
Atriell pacingpreferens (APP) och ProACT.....	2-47
Frekvensförbättringar	2-49
Frekvenshysteres.....	2-49
Frekvensutjämning.....	2-49
Exempel på Frekvensutjämning i tvåkammrartrackingmod	2-51
Plötslig bradyrespons	2-52
Elektrodkonfiguration.....	2-54
Använda atriell information.....	2-55
Säkerhetsomkopplare för elektrod.....	2-56
AV-fördröjning.....	2-57
Stimulerad AV-fördröjning	2-57
Avkänd AV-fördröjning.....	2-59
AV-sökning +	2-60
RYTHMIQ.....	2-61
Refraktärtid.....	2-62
A-Refraktärperiod – PVARP.....	2-63
A-Refraktärperiod – samma kammare	2-64
RV-refraktärtid (RVRP).....	2-65
Blankning mellan kammare.....	2-66
Störningsrespons	2-69
SYSTEMDIAGNOSTIK	3-1
KAPITEL 3	
Dialogen Översikt.....	3-2
Batteristatus	3-2
Elektrodstatus.....	3-6
Postoperativt systemtest (POST)	3-10
Elektrodtester	3-10
Test av egenamplitud	3-11
Elektrodimpedanstest.....	3-11
Tröskeltest.....	3-12
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
Bradyräknare	4-10
Hjärtfrekvensvariabilitet (HRV)	4-10
Trender	4-13
Post-Implantationsfunktioner	4-18
Patientaktiverad Monitor-episod (PTM)	4-18
Funktionen Magnet	4-19

ELEKTROFYSIOLOGISKA TESTER

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	5-5

PROGRAMMERBARA ALTERNATIV

BILAGA A

SYMBOLER PÅ FÖRPACKNINGEN

BILAGA B

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

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

ANVÄNDA PROGRAMMERAREN

KAPITEL 1

Detta kapitel behandlar följande ämnen

- “Programmeringssystemet ZOOM LATITUDE” på sida 1-2
- “Programterminologi och navigering” på sida 1-2
- “Demonstrationsmod” på sida 1-7
- “Kommunicera med pulsgenerators” på sida 1-8
- “Indikationsbaserad programmering” på sida 1-14
- “Manuell Programmering” på sida 1-15
- “AVBRYT BEHANDLINGEN” på sida 1-16
- “AKUT PACE” på sida 1-16
- “Datahantering” på sida 1-17
- “Säkerhetsmod” på sida 1-18

PROGRAMMERINGSSYSTEMET ZOOM LATITUDE

Programmeringssystemet ZOOM LATITUDE är den externa delen av pulsgeneratorsystemet och innehåller:

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

Med hjälp av programvaran ZOOMVIEW 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 PRM-systemet för att utföra följande:

- Interrogera pulsgeneratör
- Programmera pulsgeneratör för att tillhandahålla en mängd olika terapialternativ
- 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 pulsgeneratören: automatiskt med hjälp av IBP eller manuellt.

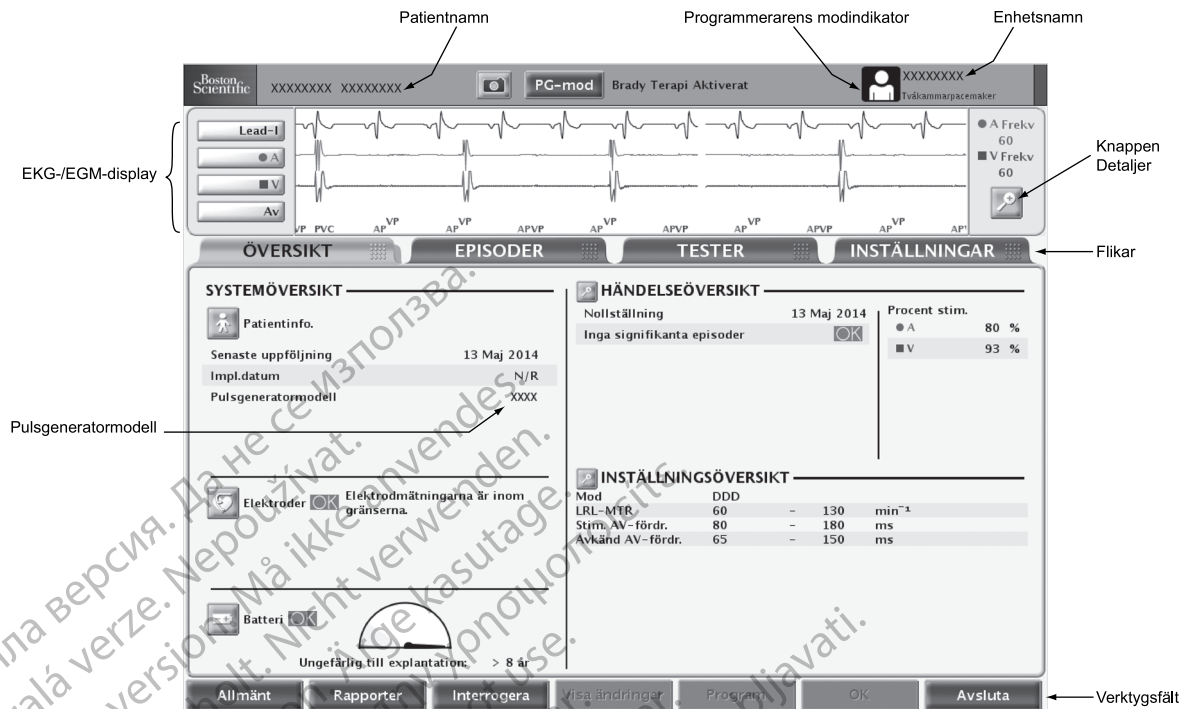
Mer information om hur PRM-enheten eller ZOOM Wireless Transmitter används finns i PRM-enhetens användarhandbok eller referensmanualen till ZOOM Wireless Transmitter.

PROGRAMTERMINOLOGI OCH NAVIGERING

Det här kapitlet ger en översikt över programmerarsystemet.

Huvudskärm

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



Figur 1-1: Huvudsärm

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 pulsgeneratören 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 pulsgeneratören interrogeras.
- EGM i realtid registreras via stimulerings-/avkänningselektroder. Ofta används EGM i realtid för att kontrollera att elektrodsystemet fungerar och som hjälp vid felsökning av t.ex. elektrodbrött, isoleringsbrött eller dislokationer.

EGM i realtid kan endast visas genom att interrogera pulsgeneratören. 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 Lagring när interogeringen startades) så stängs EGM i realtid av. Via en dialogruta på programmeraren kan du återställa EGM i realtid.

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 Rapport i verktygsfältet. Fönstret Rapport 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
- Interogera 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 tillfällen 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.	
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.	
Grön	Visar att ändringen eller tillståndet har godkänts	Du har valt ett värde för parametern som är tillåtet men ännu inte har bekräftats 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 pulsgeneratoren när programmeraren används i Demonstrationsmod. Avsluta Demonstrationsmod om du vill interrogera eller programmera pulsgeneratoren.

KOMMUNICERA MED PULSGENERATORN

Programmeraren kommunicerar med pulsgeneratoren 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 ACCOLADE-, PROPONENT- och ESSENTIO-enheter med en överföringsfrekvens på 402 till 405 MHz. ZIP-telemetri kan användas på FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- och ADVANTIO-enheter med en överföringsfrekvens på 869,85 MHz.

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

- För ACCOLADE-, PROPONENT- och ESSENTIO-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 FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- och ADVANTIO-enheter kontrollerar PRM-enheten pulsgeneratorns 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 interrogera 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 ACCOLADE-, PROPONENT- och ESSENTIO-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 hälsuppgifter 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
- Pulsgeneratoren är inom programmerarens 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
- Pulsgeneratoren är inte i MRT-skyddsmod

För att uppfylla lokala regler och bestämmelser gällande kommunikation ska inte ZIP-telemetri användas när pulsgeneratoren 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 pulsgeneratoren kan störa ZIP-telemetri under interivering 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-telemetrikommunikationen. Programmeraren återupprättar i normala fall ZIP-kommunikationen när RF-störningen upphör eller avtar. Eftersom fortsatta RF-störningar kan förhindra ZIP-telemetrikommunikationen 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 pulsgeneratoren.

Pulsgeneratoren kan inte felprogrammeras på grund av att ZIP-telemetrien avbryts. ZIP-telemetrien kan störas av RF-signaler som fungerar på frekvenser nära pulsgeneratorns 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 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 pulsgenerators
- ZIP-telemetrikanalen är tillgänglig för användning
- Pulsgenerators är inom PRM-enhetens telemetriområde
- Explantation har inte uppnåtts på pulsgenerators. Observera att ZIP-telemetri kan användas i totalt 1,5 timmar efter att Explantation har uppnåtts på pulsgenerators
- Pulsgenerators batteri är laddat
- Pulsgenerators är inte i MRT-skyddsmod

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

Kommunikation stöds mellan en programmerare och en pulsgenerators åt gången. Om en kommunikationssession mellan en programmerare och pulsgenerators 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 pulsgenerators/programmerare när det högsta antalet fristående sessioner har uppnåtts. Andra pulsgenerators 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 pulsgenerators kan störa ZIP-telemetri under interagering eller programmering av pulsgenerators. Denna RF-störning kan minskas genom att avståndet mellan den störande utrustningen och PRM-enheten och pulsgenerators 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 pulsgenerators 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 pulsgenerators.

Pulsgeneratorn kan inte felprogrammeras på grund av att ZIP-telemetrien avbryts. ZIP-telemetrien kan störas av RF-signalerna 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 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 pulsgeneratorn 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 pulsgeneratorn efter att den här perioden är slut.

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

Åtgärder för att minska störningar

Ibland går det att använda ZIP-telemetrikanalen om du ökar avståndet till källan till de störande signalerna. Avståndet från den störande källan (om medeluteffekten är högst 50 mW) till både pulsgeneratorn 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 pulsgeneratorn (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 pulsgeneratorn kan signalens kvalitet förbättras. Kommunikationen kan avbrytas tillfälligt av personer eller föremål som passerar mellan PRM-enheten och pulsgeneratorn 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 interrogering 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.

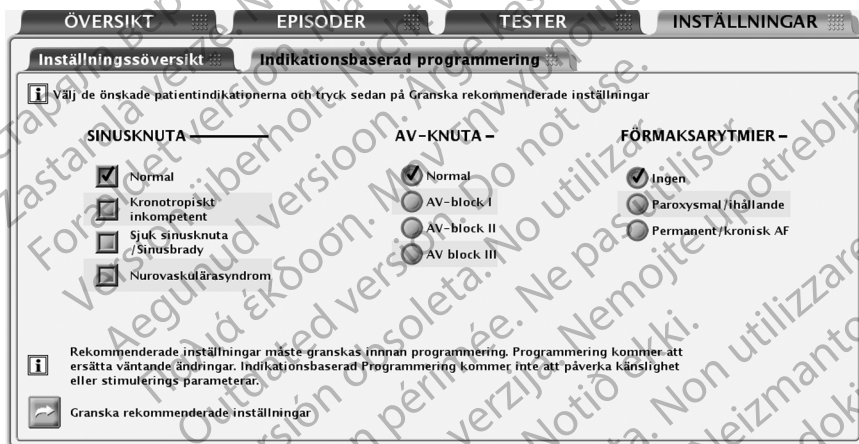
INDIKATIONSBASERAD PROGRAMMERING (IBP)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, FORMIO, VITALIO och INGENIO.

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 RV-stimulering ges vid behov.
 - Om Kronotropiskt inkompetent väljs så ges sensorstyrd stimulering.
 - Om Sjuk sinusknuta väljs så ges atriell stimulering.
 - Om Neurovaskulära syndrom väljs så ges Plötslig bradyrespons.
- AV-knutan
 - Om Normal eller AV-block I väljs så tillåts egen AV-överledning och RV-stimulering ges vid behov.
 - Om AV-block II väljs så tillåts egen AV-överledning och AV-sekventiell stimulering ges när överledning saknas.
 - Om AV block III väljs så ges AV-sekventiell stimulering.

NOTERA: De inställningar som väljs för AF och Sinusknuta kan påverka vilket värde som föreslås för inställningen Normal/AV-block I för 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 RV-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 behandlingsenergi 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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.

AKUT PACE

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 pulsgeneratorns 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 pulsgenerators på nytt.

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

FÖRSIKTIGHET: När en pulsgenerator programmeras till STAT PACE-inställningar kommer den att fortsätta stimulera med STAT PACE-högenergi värden 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 ⁻¹
Intervall	1 000 ms
Amplitud	7,5 V
Pulsbredd	1,0 ms
Stim. Refraktärtid	250 ms
Elektrodkonfiguration (Stimulering/avkänning)	Unipolär

NOTERA: Stimuleringsmod vid STAT PACE är AAI på enkammarenheter som har programmerats till AAI(R) eller AOO.

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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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

- Patient- och läkaruppgifter
- Pulsgeneratorns serienummer
- Implanteringsdatum
- Elektrodkonfigurationer
- Implanteringsmätningar

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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 fliken Datalagrning om du vill komma åt pulsgeneratordata för läkaranvändning ("Datalagrning" 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 ventrikulär stimulering med följande parametrar:

NOTERA: På enkammarpacemakers görs det ingen skillnad mellan elektrodpositionerna i Säkerhetsmod. Stimuleringsbehandling ges med de parametrar som anges nedan oavsett om elektroden sitter i atrium eller ventrikel. Dessutom visar skärmen Säkerhetsmod att ventrikulär behandling ges även om elektroden sitter i höger atrium. På tvåkammarpacemakers avges stimuleringen i Säkerhetsmod endast till kammaren.

- Brady-mod – VVI
- LRL – 72,5 min⁻¹
- Pulsens Amplitud – 5,0 V
- Pulsbredd – 1,0 ms
- RV-refraktärperiod (RVRP) – 250 ms
- RV-sensitivitet – AGC 0,25 mV
- RV-elektrodkonfiguration – Unipolär
- Störningsrespons – VOO

NOTERA: I Säkerhetsmod inaktiveras även Magnetfunktion.

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

- vid frånvaro av en funktionell bipolär ventrikulär 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: Tänk på att följande parametrar för backup-stimulering skiljer sig från normal drift i Säkerhetsmod om pulsgeneratoren var i MRT-skyddsmod (med Stimuleringsmod inställt på ett annat värde än Av) när den återgick till Säkerhetsmod:

- Brady-mod – VOO
- RV-elektrodkonfiguration – Bipolär
- RV-refraktärperiod (RVRP) – inte tillämpligt p.g.a. asynkron stimulering
- RV-Sensitivitet – inte tillämpligt p.g.a. asynkron stimulering

- Störningsrespons – inte tillämpligt på grund av asynkron stimulering

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

STIMULERINGSBEHANDLING

KAPITEL 2

Detta kapitel behandlar följande ämnen

- “Stimuleringsbehandling” på sida 2-2
- “PG-moder” på sida 2-2
- “Grundläggande parametrar” på sida 2-5
- “Temporär Brady-stimulering” på sida 2-25
- “Sensorstyrd stimulering och Sensortrender” på sida 2-26
- “Atriell takyrespons” på sida 2-41
- “Frekvensförbättringar” på sida 2-49
- “Elektrodkonfiguration” på sida 2-54
- “AV-fördröjning” på sida 2-57
- “Refraktärtid” på sida 2-62
- “Störningsrespons” på sida 2-69

STIMULERINGSBEHANDLING

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

Med en enkammar- och tvåkammarpacemaker kan du ge atriell och/eller ventrikulär avkänning och stimulering, inklusive i sensorstyrda moder.

Följande typer av behandlingar kan ges med pulsgeneratoren:

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 pulsgeneratoren 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 2-25).
- AKUT PACE – akut kammarstimulering med hög effekt aktiveras via PRM-enheten med hjälp av telemetrikommunikation ("AKUT PACE" på sida 1-16).
- Diatermskydd – asynkron stimulering med programmerade värden för effekt och LRL aktiveras via programmeraren ("Diatermskyddsmod" på sida 2-2).
- MRT-skydd – vissa av pulsgenerators funktioner anpassas för att begränsa riskerna i samband med att stimuleringssystemet används i en MRT-miljö ("MRT-skyddsmod" på sida 2-3).

PG-MODER

När pulsgeneratoren har programmerats till något annat än moden Lagring kan följande PG-moderna 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.
- Diatermskyddsmod – asynkron stimulering med programmerade värden för effekt och LRL aktiveras via programmeraren. Den här moden aktiveras via knappen PG-mod.
- MRT-skyddsmod – vissa av pulsgenerators funktioner anpassas för att begränsa riskerna i samband med att stimuleringssystemet 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).

Diatermskyddsmod

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 Bradymod 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 AKUT PACE tillåts inga beordrade behandlingar, diagnostiska tester eller rapportutskrifters medan Diatermiskydd är aktiverat.

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

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 BEHANDLINGEN på PRM-enheten.

MRT-skyddsmod

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE MRI, PROPONENT MRI, ESSENTIO MRI, FORMIO MRI, VITALIO MRI, INGENIO MRI och ADVANTIO MRI.

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

WARNING: Såvida inte alla användarvillkor för MRT är uppfyllda går det inte att genomföra en MRT-undersökning av patienten som följer kraven för det implanterade systemet med beteckningen MR med villkor. Det kan leda till allvarlig patientskada eller dödsfall och/eller skada på det implanterade systemet.

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^{-1} 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^{-1} .

- Den atriella pulsamplituden och den ventrikulära pulsamplituden är nominellt inställda på 5,0 V och kan programmeras i normala inkrement mellan 2,0 V och 5,0 V.
- AV-fördröjning har ett fast värde på 100 ms
- Pulsbredd har ett fast värde på 1,0 ms för båda kamrarna
- En timeout-funktion är nominellt inställd på 24 timmar med värden som kan programmeras till Av, 12, 24 och 48 timmar

När MRT-skyddsmod är aktiv stängs följande funktioner av:

- PaceSafe RV Automatisk capture
- PaceSafe RA Automatisktröskel
- Hjärtavkänning
- Dagliga mätningar (Elektrodimped., Egenamplitud, Tröskelvärde)
 - Rörelse- och andningssensor
 - Magnetfunktion
 - ZIP-telemetri
 - Batteriövervakning

Vid följande förhållanden kan användaren inte välja MRT-skyddsmod:

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

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

- Pulsgeneratorn har detekterat att en ventrikulär episod pågår
- Magnetsensorn har detekterat att en magnet används
- Pulsgeneratorn är i moden AKUT PACE
- Stimuleringskonfigurationen i en eller båda kammare där stimulering förekommer i MRT-skyddsmod är unipolär

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.

GRUNDLÄGGANDE PARAMETRAR

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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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

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.

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.

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.

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.

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 triggar 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.

VOO

Stimuleringspulser avges asynkront till kammaren med LRL. Spontan aktivitet varken inhiberar eller triggar 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.

AOO

Stimuleringspulser avges asynkront till förmaket med LRL. Spontan aktivitet varken inhiberar eller triggar 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.

Moder för enkammarssystem

Enkammarpulsgeneratorer kan programmeras till moderna VVI(R), AAI(R), VOO eller AOO för att ange elektrodens placering.

NOTERA: Om en elektrodplacering anges på skärmen Patientinformation måste inställningarna för Brady-mod följa den elektrodplaceringen.

Vissa funktioner kan påverkas eller går inte att använda vid följande förhållanden:

- Tvåkammarheter som har programmerats till enkammarmod

- Enkammarenheter som har programmerats till AAI(R)

Tvåkammarmoder

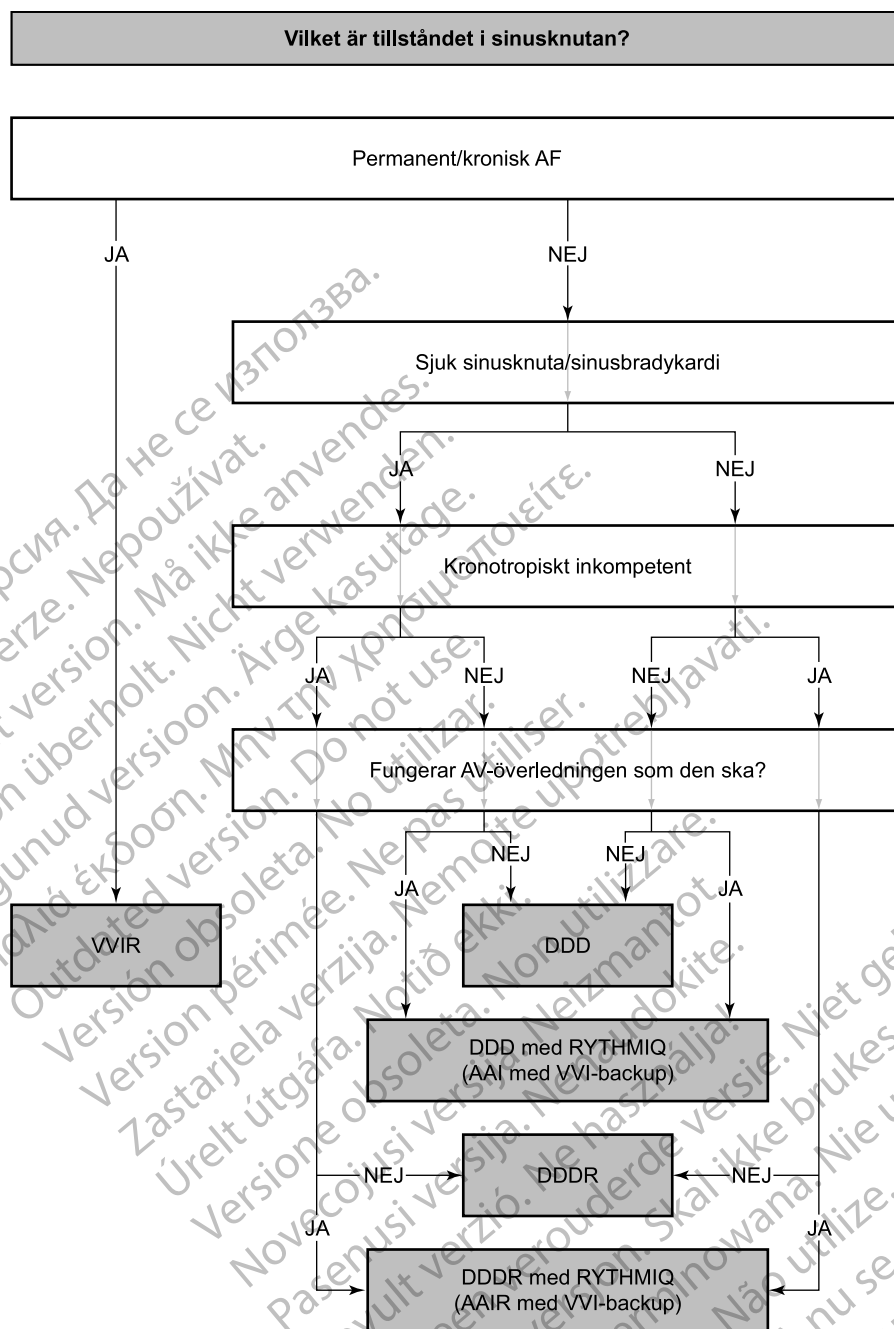
DDD(R) och VDD(R)-mod får inte användas:

- 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 överledningsrubbningsar.

Med hjälp av diagrammet nedan kan du fastställa vilken mod som är lämpligast för en patient.



Figur 2-1. Beslutsträd för optimal stimuleringsmod

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

FÖRSIKTIGHET: Säkerställ, om en tvåkammarenhet 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 2-2 LRL-tidsövergångar på sida 2-9). 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.

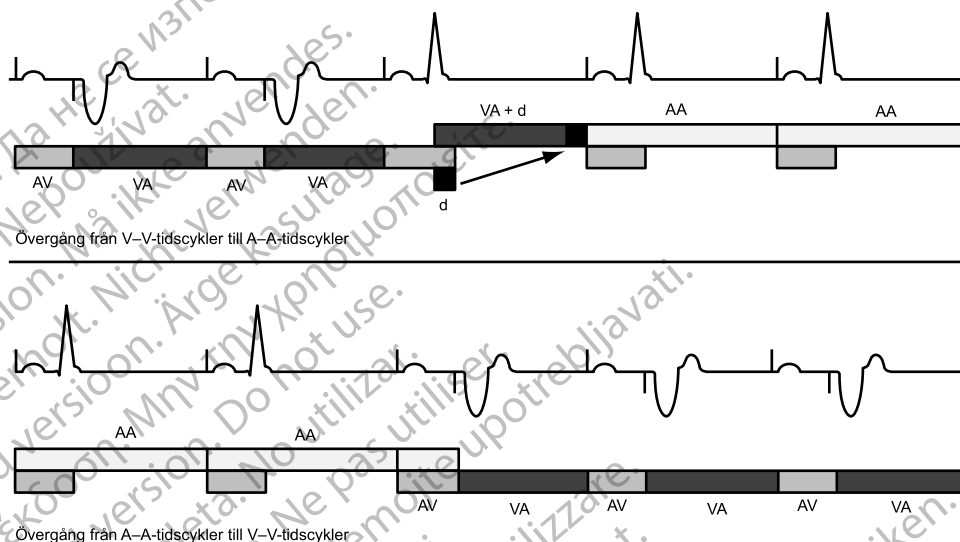


Illustration av tidsövergångar (d = differensen mellan AV-fördröjning och AV-intervall i den första cykeln under vilken egen överledning inträffar. Värdet för d tillämpas på det efterföljande V-A-intervallet så att övergången blir mjuk och inte påverkar A-A-intervallen).

Figur 2-2 LRL-tidsövergångar

Maximal trackingfrekvens (MTR)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 symtom på myokardischemi vid höga frekvenser

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

Övre frekvensbeteende

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-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.

PRM-enheten tar inte hänsyn till AV-fördröjning som är kopplad till AV-sökning + när TARP-intervallet beräknas ("AV-sökning +" på sida 2-60).

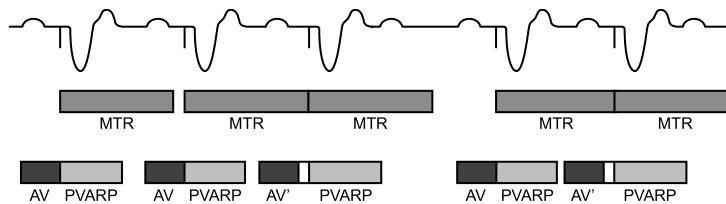
Snabba förändringar i den stimulerade ventrikulära frekvensen (t.ex. Wenckebach-funktion och 2:1-block) på grund av avkända atriella frekvenser som är högre än MTR kan begränsas eller helt förhindras med någon av följande metoder:

- 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 2–3 Wenckebach-funktion vid MTR på sida 2-11). Detta resulterar i att 1:1-förhållandet tillfälligt upphör när pulsgeneratoren synkroniserar sin ventrikulära stimulationsfrekvens med nästa trackade P-våg (pacemakerinducerad Wenckebach).



Figur 2–3. 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 2–4 Pacemaker 2:1-block på sida 2-11). 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.

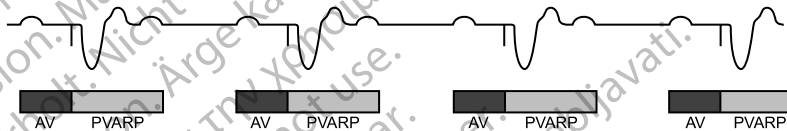


Illustration av pacemakerinducerad 2:1-block där varannan P-våg faller inom PVARP-intervallet.

Figur 2–4. Pacemaker 2:1-block

Maximal sensorfrekvens (MSR)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 2–5 VA-intervallsförlängning och MSR på sida 2-12).

Stimulering utan modifierad atriell tidsbas



Stimulering med modifierad atriell tidsbas



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

Figur 2–5. VA-intervallsförlängning och MSR

Skydd mot Högfrekvent Stimulering

Skyddet 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 blir högre än 205 min⁻¹.

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.

Pulsbredd

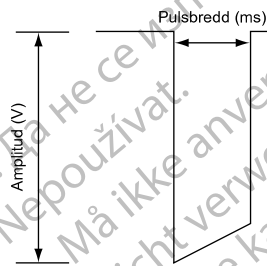
Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 capture ska du vara försiktig med att programmera permanenta värden för Pulsbredd som är lägre än 0,3 ms (Figur 2-6 Pulsvågform på sida 2-13).



Figur 2-6. Pulsvågform

Amplitud

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Pulsamplituden, eller pulsspänningen, mäts i utpulsens framkant (Figur 2-6 Pulsvågform på sida 2-13).

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.
- Ett lägsta värde för säkerhetsmarginalen på 2X tröskelvårdesspänningen rekommenderas för varje kammare. 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO och VITALIO.

Funktionen PaceSafe RAAT är avsedd för att dynamiskt anpassa den atriella stimuleringsenergin så att capture i förmak säkerställs genom att utgångsspänningen optimeras till 2X säkerhetsmarginalen (vid tröskelvärdet som är lägre än eller lika med 2,5 V). RAAT mäter tröskelvärdet 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 stimuleringsselektrodkonfiguration 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.

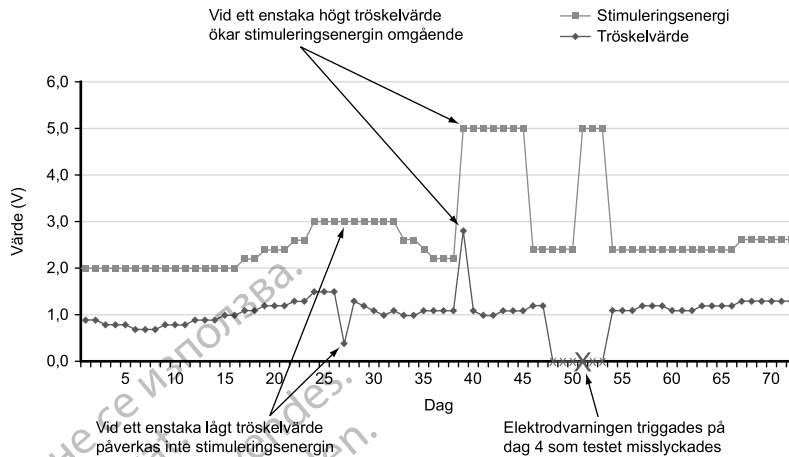
Med hjälp av RAAT-algoritmen beräknas sedan det atriella tröskelvärdet per dag och utspänningen justeras. Under mätningen mäter RAAT ett retnings svar för att bekräfta att hela den atriella stimuleringsenergin når förmaket. Om enheten upprepade gånger inte uppmäter ett retnings svar med tillräcklig amplitud 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 elektrodinväxningen 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 2-15).

NOTERA: Eftersom energin är inställd på en 2X-säkerhetsmarginal och RV-stimulering inträffar kort efter den atriella stimuleringen sker inte någon capturebekräftelse 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 positiv fixering).



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

Ambulatorisk mätning av automatiskt tröskelvärde i förmak

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

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

- Den aktuella modinställningen behålls om inte RYTHMIQ är aktiverad och i AAI(R)-mod, i sådana fall sker ett modbyte till DDD(R) för mätning.
- 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 min^{-1} (den kan ökas ännu en gång), men den blir inte högre än MTR, MSR, MPR, 110 min^{-1} eller 5 min^{-1} lägre än värdet för VT-detektionsfrekvens.

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

NOTERA: För att förlust av capture under RAAT inte ska framkalla PMT (och därmed avbryta testet i förtid på grund av för många atriella avkännningar) används en PMT-algoritm på pulsgeneratoren. Efter förlust av capture 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 Koderna för tröskeltest på sida 2-17).

NOTERA: Vid ett första test av Atriell tröskel efter att pulsgeneratoren har planterats ställs fältet Testtyp in på Auto. Välj den Testtyp som du vill använda bland fältalternativen och justera 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 capture 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 Koderna för tröskeltest på sida 2-17).

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. Koderna för tröskeltest

Kod	Orsak
N/R: PG telemetri	Telemetri startades under en ambulatorisk mätning
N/R: tappad kommunikation	Telemetri avbröts under ett beordrat test
N/R: ingen capture	Capture uteblev vid det beordrade testets startamplitud eller capture 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 capture 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 Atergångsmod, 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 egenlag	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: liten ER	Det gick inte att göra en ordentlig bedömning av retningssvaret
Auto N/R	Antingen uppnåddes det lägsta värdet för pacingamplituden utan att capture uteblev vid ett beordrat test eller så avbröts telemetri manuellt under ett beordrat test
Ogiltig felkod	Oväntat fel

PaceSafe Automatisk capture i höger kammare (RVAC)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Funktionen PaceSafe RVAC är avsedd för att dynamiskt anpassa stimuleringsenergin till höger kammare så att capture i kammaren säkerställs genom att utgångsspänningen optimeras till 0,5 V över tröskelvärdet för capture. Vid RVAC behålls denna energinivå samtidigt som capture bekräftas slag för slag. RVAC mäter tröskelvärderna mellan 0,2 V och 3,0 V vid 0,4 ms. Energin är minst 0,7 V och högst 3,5 V med en fast pulsbredd på 0,4 ms.

NOTERA: RVAC är endast avsedd för ventrikulär användning. Den ska inte användas med en Amplitud som har programmerats till Auto på enkammarenheter implanterade i förmaket.

NOTERA: RVAC 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 RVAC 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.

Det ventrikulära tröskelvärdet måste mätas innan RVAC kan växla till moden capturebekräftelse slag för slag. Denna mätning kan utföras med ett beordrat test, i annat fall utförs den automatiskt inom en timme efter att programmeringen är slutförd. Båda metoderna beskrivs nedan.

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

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

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

Om förlust av capture förekommer vid slag till slag-funktion avger pulsgeneratoren en backupstimulering inom cirka 70 ms efter den primära stimuleringspulsen. Backuppulsens amplitud är minst 3,5 V och högst 5,0 V. Om förlust av capture har bekräftats (C-LOC; 2 av 4 hjärtcykler ger ingen capture i kammaren) så växlar RVAC till Uppehåll och ett nytt testförsök görs vid nästa entimmesintervall.

Om du väljer Daglig Trend tillsammans med en fast Amplitud mäts ventrikulär automatisk capture ambulatoriskt var 21 timme utan att det påverkar den programmerade energin.

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

Mer information om hur RVAC återupptas efter MRT-skyddsmod finns i den tekniska manualen för MRT.

Ambulatorisk mätning av ventrikulär Automatisk Capture

När RVAC är inställd på Auto eller Daglig Trend utförs ambulatoriska mätningar av ventrikulär automatisk capture var 21 timme eller, när förlust av capture detekteras i slag till slag-mod, upp till en gång i timmen fram till nästa dagliga mätning.

I atriella trackingmoder justeras följande parametrar efter automatisk capture-mätvärdena 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.
- Initial ventrikulär pacingamplitud är 3,5 V och minskar i steg om 0,1 V.
- En backupstimulering mellan 3,5 V och 5,0 V avges cirka 70 ms efter varje stimuleringspuls.

I moder utan tracking justeras följande parametrar efter mätvärdena för automatisk capture för att säkerställa giltiga mätresultat:

- Stimulerad AV-fördröjning har ett fast värde på 60 ms.
- Initial ventrikulär pacingamplitud är 3,5 V och minskar i steg om 0,1 V.
- En backupstimulering mellan 3,5 V och 5,0 V avges cirka 70 ms efter varje stimuleringspuls.
- Den ventrikulära stimuleringsfrekvensen ökar med 10 min^{-1} över den aktuella frekvensen (stimuleringsfrekvens eller egenfrekvens) och hindras vid den lägsta inställningen av MPR, MSR, 110 min^{-1} eller 5 min^{-1} 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 fusionsslag från capture 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 capture. Tröskelvärde fastställs till den föregående energinivå då kontinuerlig capture kunde påvisas.

Om det dagliga testet misslyckas växlar RVAC till Uppehåll och enheten gör upp till tre nya försök med en timmes intervall. Om inget test har lyckats efter fyra dagar aktiveras en elektroddvarning och RVAC fortsätter i moden Uppehåll.

Uppehåll av automatisk capture för höger kammare

RVAC växlar till moden Uppehåll när något av följande inträffar:

- Förlust av capture bekräftas i moden capturebekräftelse slag till slag
- Misslyckade ambulatoriska eller beordrade tester
- Batteriets status är Tog batteriet slut

Stimuleringsenergin är 2X det senast uppmätta tröskelvärdet mellan 3,5 V och 5,0 V vid 0,4 ms (Tabell 2–2 Stimuleringsenergi vid Uppehåll av Automatisk Capture på sida 2-19). Ambulatoriska mätningar utförs varje dag med upp till tre nya försök med en timmes intervall för att mäta det ventrikulära tröskelvärdet. Om testet lyckas återgår RVAC till slag till slag-mod. Om inget test har lyckats efter fyra dagar fortsätter RVAC i moden Uppehåll men de dagliga tröskelmätningarna fortsätter. Vid ett lyckat test justerar pulsgeneratoren ned energin till en lägre nivå.

Tabell 2–2. Stimuleringsenergi vid Uppehåll av Automatisk Capture

Senast uppmätta tröskelvärde (V)	Utgångsspänning under Uppehåll (V)
0,5	3,5
1,0	3,5
2,0	4,0
3,0	5,0

Även om RVAC är avsedd att fungera med ett stort antal elektroder kan elektrodsignalerna hos vissa patienter förhindra att det ventrikulära tröskelvärdet fastställs. I dessa fall fortsätter RVAC i moden Uppehåll med ett lägsta värde för ventrikulär energi på 3,5 V och ett högsta värde på 5,0 V. I situationer då moden Uppehåll pågår under en längre tid bör du stänga av RVAC genom att programmera ett fast värde för ventrikulär energi.

Beordrad mätning av automatisk capture i höger kammare

En mätning av automatisk capture kan beordras via skärmen Tröskeltest genom att Autoamplitud anges som Testtyp. Om mätningen lyckas och RVAC är aktiverad växlar enheten till capturebekräftelse slag för slag med en energinivå på 0,5 V över tröskelvärdet (om testet utförs med den aktuella programmeringen för elektrodkonfiguration). Detta kan du bekräfta genom att kontrollera utgångsspänningen på skärmen Brady-inställningar som visar den faktiska arbetsspänningen enligt RVAC-algoritmen (det ventrikulära tröskelvärdet + 0,5 V).

Backupstimulering mellan 3,5 V och 5,0 V avges cirka 70 ms efter den primära stimuleringen varje gång förlust av capture inträffar under beordrade mätningar.

Om mätningen misslyckas visas orsaken på skärmen Tröskelvärdesmätning och RVAC växlar till moden Uppehåll (Tabell 2–3 Felkoder för tröskeltest på sida 2-20).

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 elektroddvarningar

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 capture inträffade.

Upp till 12 månaders resultat av ambulatoriskt Tröskeltest tillsammans med respektive felkoder och elektroddvarningar 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 en beordrad mätning av automatisk capture misslyckas. En förteckning över felkoderna för Tröskeltest finns nedan (Tabell 2–3 Felkoder för tröskeltest på sida 2-20).

I följande situationer triggas varningen Kontrollera RV-elektrod:

- Tröskelvärdet > Programmerad amplitud visas om RVAC är i moden Daglig trend och de fyra senaste dagarnas ambulatoriska mätresultat är högre än den manuellt programmerade fasta energinivån.
- Uppehåll av Automatisk Capture 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	Telemetri avbröts under ett beordrat test
> 3,0 V	Ett tröskelvärdet mellan 3,5 och 3,1 V uppmättes för beordrade eller ambulatoriska tester
N/R: ingen capture	Capture 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 capture 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

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

Kod	Orsak
N/R: störning	Antalet på varandra följande störningar i avkänningskanalen eller antalet störningscykler i retningssvaret 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
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 RVAC aktiverades medan enheten var i moden Lagring
N/R: andning	För hög andningsartefakt
N/R: liten ER	Det gick inte att göra en ordentlig bedömning av retningssvaret
Auto N/R	Antingen uppnåddes det lägsta värdet för pacingamplituden utan att capture uteblev vid ett beordrat test eller så avbröts telemetrin manuellt under ett beordrat test
Ogiltig felkod	Oväntat fel

Sensitivitet

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 FastSensitivitet eller den ökande sensitiviteten för AGC. Genom att justera värdet Sensitivitet flyttas det atriella och/eller ventrikulära avkänningsintervall 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 manualen för MRT.

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 sensitivitetsvärdet 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 pulsgeneratorhölet. 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 2-66).

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 AGCAvkänningsmetod gäller den metoden för samtliga kammare.

Eftersom hjärtsignaler kan variera stort i storlek och frekvens måste pulsgeneratoren 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 sensitivetsvärde (nedre gräns) som kan nås mellan ett slag och nästa. Värdet är inte fast under hela hjärtcykeln utan sensitivetsnivån 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 2–8 AGC-avkänning på sida 2-24).

Vid Fast avkänning känner inte enheten av signalamplituder som är lägre än inställningen FastSensitivitet 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.

På enkammarpulsgenerators anpassas AGC (med associerad Refraktärtid) automatiskt så att en lämplig kammerspecifik AGC-profil används med utgångspunkt i den mod som har valts (t.ex. används ventrikulär AGC i VVI(R) medan atriell AGC används i AAI(R)). På så sätt säkerställs att AGC fungerar på samma sätt för förmak och kammare på både enkammar- och tvåkammarpulsgenerators ("Refraktärtid" på sida 2-62).

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 2–8 AGC-avkänning på sida 2-24):

- 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, startvärde 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).

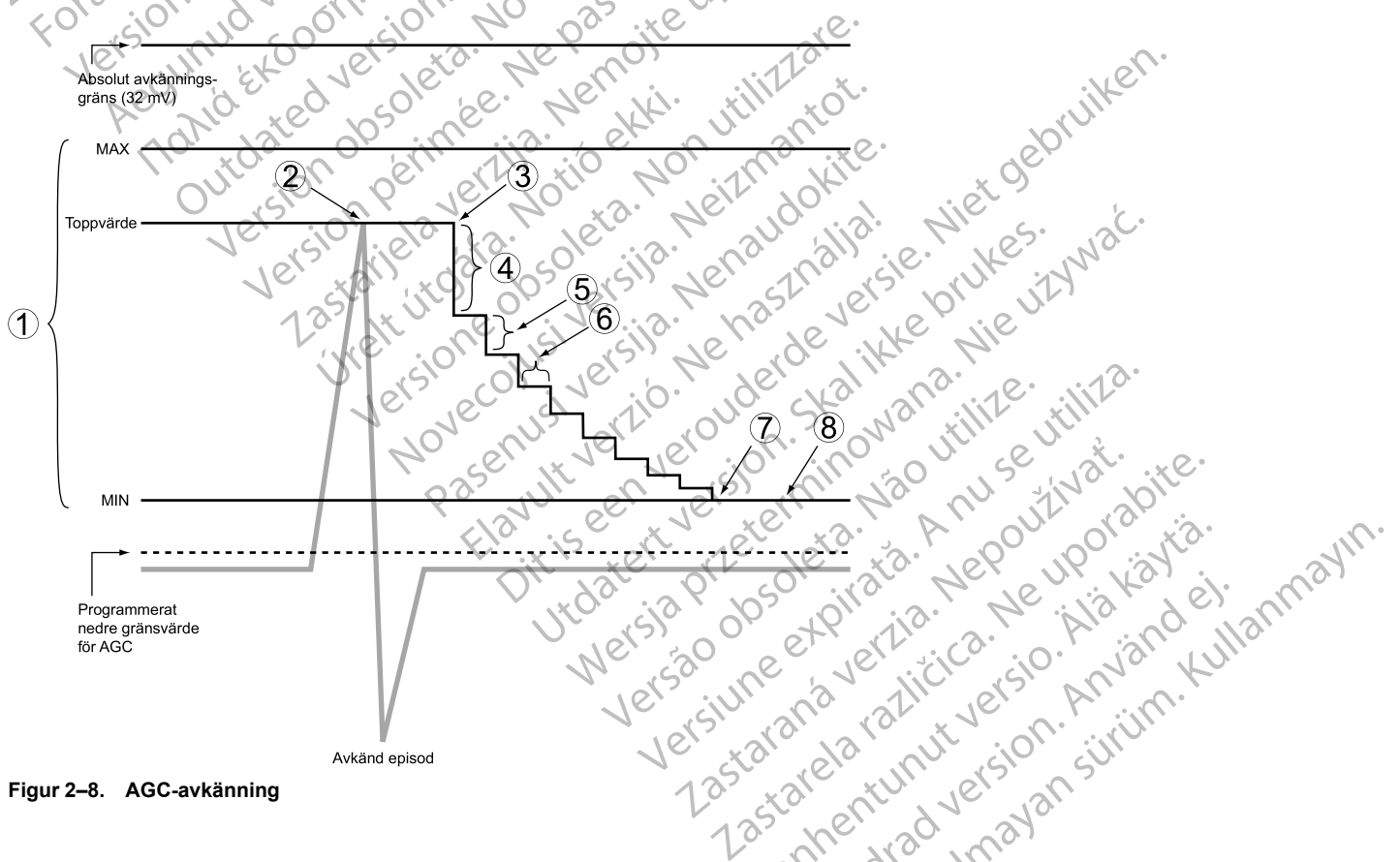
Toppmedelvärdet används sedan till att avgränsa ett område med gränsvärden för MAX (högsta värde) och MIN (lägsta värde).

- 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 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 sensitivitetsnivån 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 2-8. 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 2-69).

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 2-69). 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 FastSensitivitet känns inte av.

WARNING: Om pulsgeneratoren är programmerad på ett fast atriellt värde för Sensitivitet på 0,15 mV, eller ett fast sensitivitetsvärde 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 takyarytmiepisod 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 PRM-enheten, när du trycker på knappen AVBRYT BEHANDLINGEN eller om telemetrin upphör.

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

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 tidigare visats i kliniska studier.

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.

Accelerometer

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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

Pulsgeneratorm känner av kropps rörelser med hjälp av en inbyggd accelerometerkrets. Accelerometersensorn reagerar på aktivitet inom frekvensområdet för normal fysisk aktivitet (1–10 Hz). Accelerometern analyserar sensorsignalens 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 pulsgeneratormhöljet reagerar den inte på utvändigt statiskt tryck på enhetens hölje.

Det finns tre inställningar för Accelerometer: På, Passiv och Endast ATR. Om pulsgeneratorm 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.

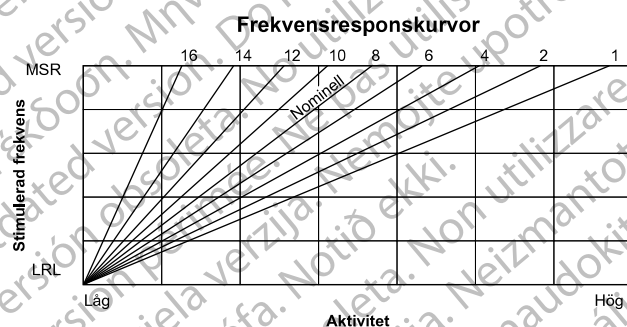
Följande programmerbara parametrar styr hur pulsgeneratoren reagerar på de sensorvärden som genereras av Accelerometer:

- Responsfaktor
- Aktivitetströskel
- Reaktionsid
- Återgångstid

Responsfaktor (Accelerometer)

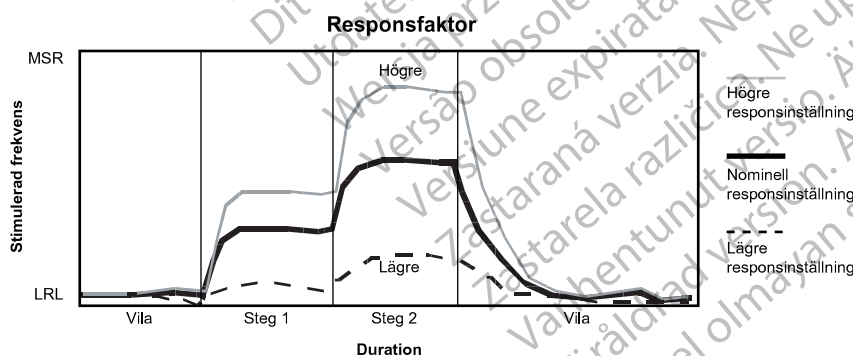
Med hjälp av Responsfaktor (accelerometer) fastställs hur mycket stimuleringsfrekvensen ska öka över LRL vid olika nivåer av patientaktivitet (Figur 2–9 Responsfaktor och stimulerad frekvens på sida 2-27).

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



Figur 2–9. 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 2–10 Responsfaktor under arbetsprov på sida 2-27). 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 2–10. Responsfaktor under arbetsprov

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

Aktivitetströskel

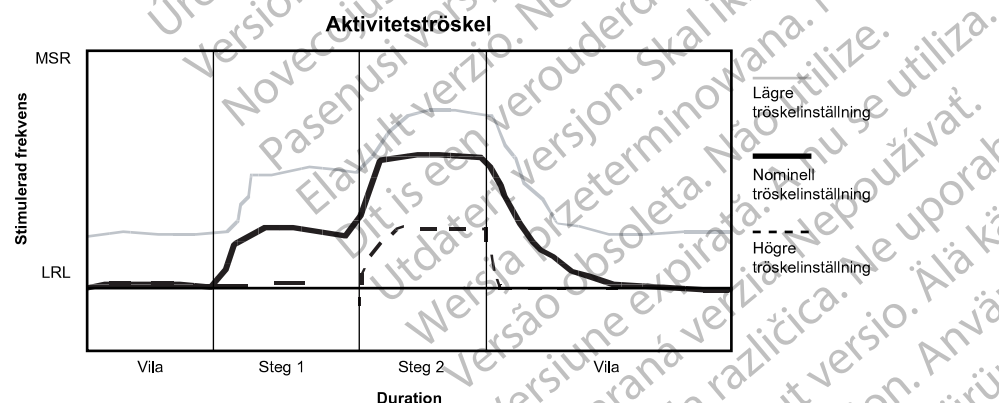
Aktivitetströskeln förhindrar att frekvensen ökar på grund av lågintensiv, ovidkommande rörelse (till exempel orsakad av andning, hjärtslag eller i vissa fall tremor kopplade till Parkinsons sjukdom).

Aktivitetströskeln svarar mot den aktivitetsnivå som måste överskridas innan den sensordrivna stimuleringsfrekvensen ökar. Pulsgeneratoren 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 2–11 Aktivitetströskel och frekvenssvar på sida 2-28 och Figur 2–12 Aktivitetströskel under ett arbetsprov på sida 2-28).

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



Figur 2–11. Aktivitetströskel och frekvenssvar



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

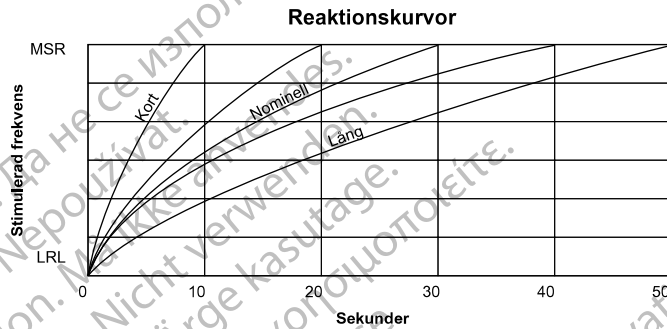
Figur 2–12. Aktivitetströskel under ett arbetsprov

Reaktionstid

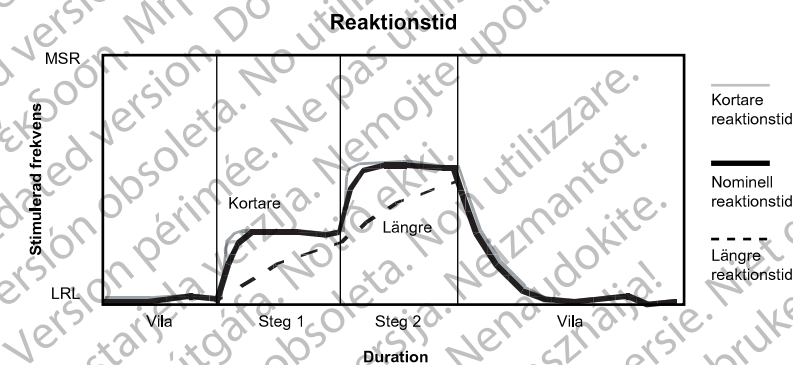
Med hjälp av Reaktionstiden fastställs hur snabbt stimuleringsfrekvensen ska öka till en ny nivå när ökad aktivitet detekteras.

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 2–13 Reaktionstid och stimulerad frekvens på sida 2-29 och Figur 2–14 Reaktionstid under ett arbetsprov på sida 2-29).

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



Figur 2–13. Reaktionstid och stimulerad frekvens

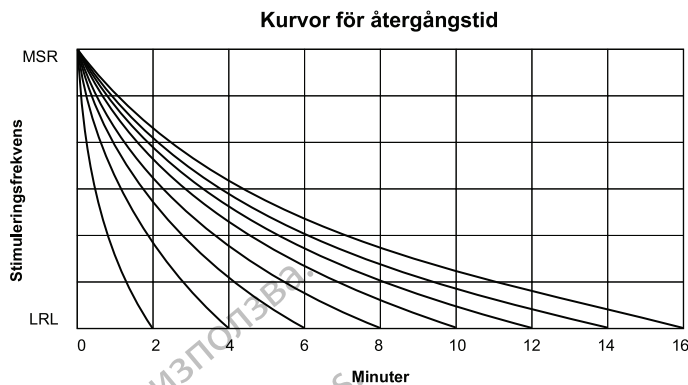


Figur 2–14. Reaktionstid under ett arbetsprov

Återgångstid

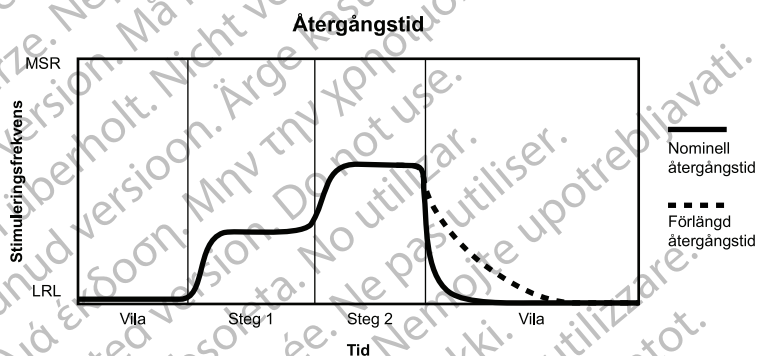
Med hjälp av Återgångstid fastställs hur lång tid som behövs för att stimuleringsfrekvensen ska minska från MSR till LRL när ingen aktivitet förekommer. Funktionen Återgångstid är avsedd att förhindra att stimuleringsfrekvensen minskar alltför snabbt när patientens aktivitet upphör (Figur 2–15 Återgångstid och stimuleringsfrekvens på sida 2-30 och Figur 2–16 Återgångstid under ett arbetsprov på sida 2-30).

- 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 2-15. Återgångstid och stimuleringsfrekvens



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

Figur 2-16. Återgångstid under ett arbetsprov

Minutventilation (MV)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Pulsgeneratorn använder transthorakal impedans för att mäta minutventilationen (MV), vilken är produkten av andningsfrekvens och tidalvolym. Med utgångspunkt från MV-mätvärden beräknar pulsgeneratorn den sensorindikerade frekvensen.

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

Ungefär var 50 ms (20 Hz) avger enheten en exciterad strömpulsform mellan RA-ringelektrodytan och kapseln (primär vektor) eller RV-ringelektrodytan och kapseln (sekundär vektor). Eftersom båda elektroderna kan användas för att mäta MV måste minst en av de implanterade elektroderna ha normala bipolära elektrodimpedanser.

NOTERA: Endast en vektor kan användas i en enkammarenhet.

NOTERA: Om ingen RA-elektrod används kan endast den sekundära vektorn användas.

NOTERA: Elektroderna kan programmeras som Unipolär eller Bipolär men i antingen Elektrodkonfiguration eller Patientinformation måste det anges att en bipolär elektrod förekommer.

Induktiv telemetri (med telemetrihuvud) kan orsaka tillfälliga störningar i pulsgeneratorns MV-sensorfunktion. Vid MV-drivna frekvenser kan den aktuella frekvensen hållas kvar i cirka en minut direkt efter en interrogering eller programmeringskommando. Denna period anges med en Sensorstatus som heter Frekvens hålls fast: Telemetri (Tabell 2–4 MV-Sensorstatusmeddelanden på sida 2-34). Om en betydande mängd data (till exempel episoder i Arytmiloggbok) ska hämtas från enheten kan den MV-drivna frekvensen minska till LRL så att inga ytterligare frekvensändringar behöver ske under flera minuter. Denna tidsperiod anges genom en Sensorstatus som heter Avstängd: Telemetri (Tabell 2–4 MV-Sensorstatusmeddelanden på sida 2-34).

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.

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

- Externa patientmonitorer (t.ex. respiratorer, yt-EKG-monitorer, hemodynamiska monitorer) kan störa pulsgeneratorns impedansbaserade diagnostik (t.ex. trend för Andningsfrekvens). Denna störning kan även orsaka accelererad stimulering, möjligtvis upp till maximal sensordriven frekvens, när MV är programmerad till På. För att åtgärda misstänkta interaktioner med MV-sensorn ska man inaktivera sensorn, antingen genom att programmera den till Av (ingen MV-frekvensdrivning eller MV-sensorbaserad trendanalys kommer att inträffa), eller Passiv (ingen MV-frekvensdrivning kommer att inträffa). Programmera alternativt Brady-mod till en icke sensorstyrd mod (ingen MV-frekvensdrivning kommer att inträffa). Om en PRM inte finns tillgänglig och pulsgeneratorn stimulerar vid sensordriven frekvens, lägg på en magnet på pulsgeneratorn för att initiera temporär asynkron, icke frekvensstyrd stimulering.

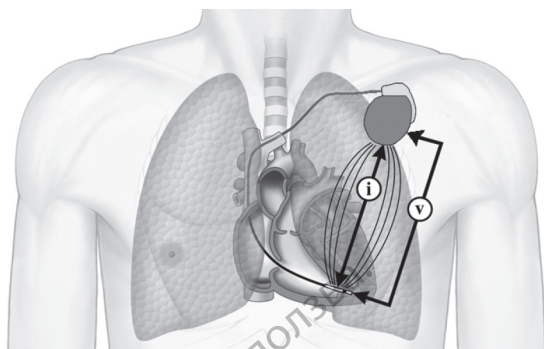
Vid MV-funktion kan den aktiva vektorn vara den primära vektorn (RA-ringelektrodyta till kapsel) eller den sekundära vektorn (RV-ringelektrodyta till kapsel). Elektrodimpedanserna för den aktiva vektorn analyseras en gång i timmen för att kontrollera elektrodens status. Om värdena för den aktiva vektorn ligger utanför området analyseras den sekundära vektorns impedanser för att fastställa om den vektorn kan användas för MV. Om värdena för både den primära och sekundära vektorn ligger utanför området så stängs sensorn av fram till nästa heltimme. Testerna av elektrodernas status fortsätter en gång i timmen för att se om MV-signalen går via den primära vektorn, den sekundära vektorn eller är fortsatt avstängd. Godkända värden för elektrodimpedans är 200–2 000 Ω för vektorn spets till kapsel och 100–1 500 Ω för vektorn ring till kapsel.

Vid ett vektorbyte utförs en automatisk kalibrering i 6 timmar (ingen MV-driven sensorstyrning sker under denna kalibreringsperiod på 6 timmar).

NOTERA: Pulsformen på en enkammarenhet härstammar från och mäts i den kammare där elektroden sitter.

Spänningsledningen mellan ringelektrodytan och kapseln alstrar ett elektriskt fält över thorax, vilket moduleras av andningen. Under inandningen är den transtorakala impedansen hög och under utandning är den låg. Enheten mäter den resulterande spänningsmoduleringen mellan spetsens elektrodyta och kapseln.

FÖRSIKTIGHET: Om signalartefakter från MV-sensorn observeras på EGM och elektroderna i övrigt har konstaterats fungera korrekt ska du överväga att programmera sensorn till Av för att förhindra överavkänning.

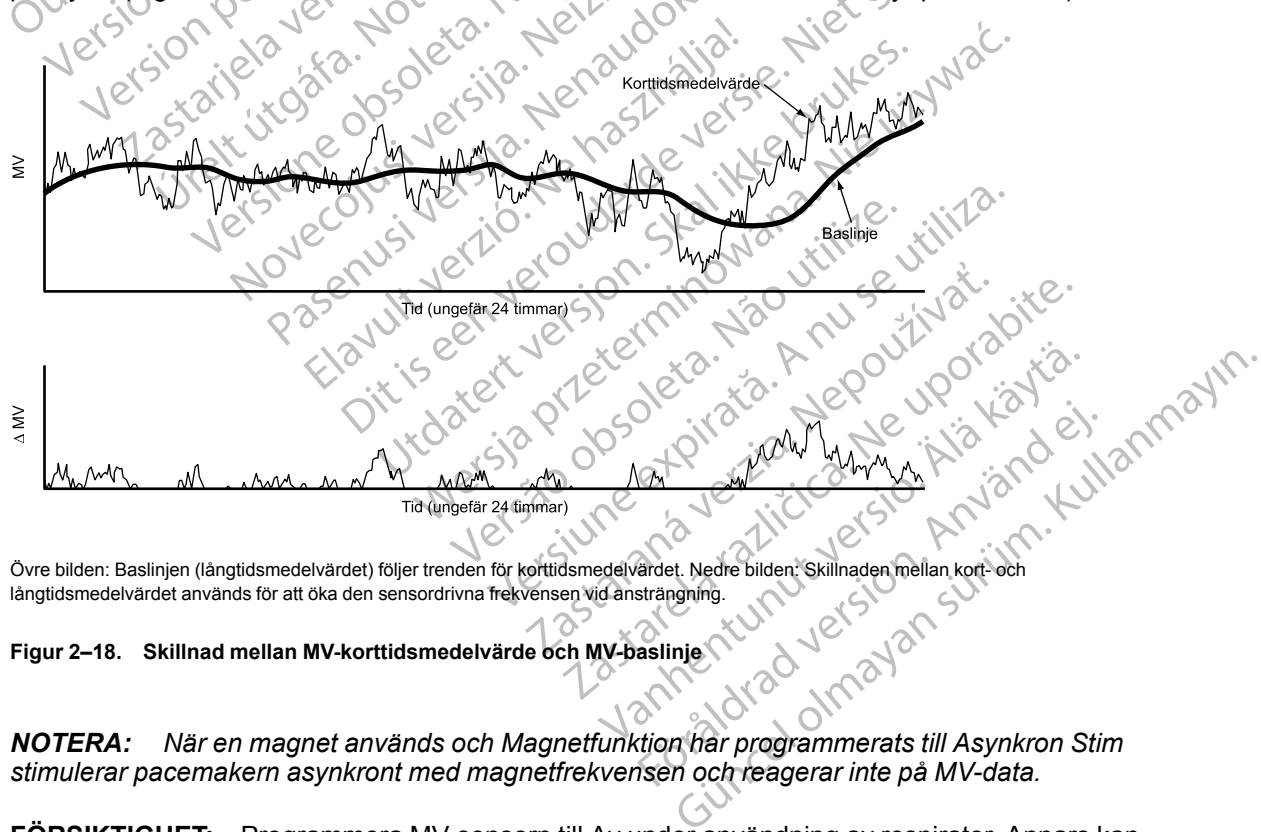


i = spänning, V = volt

Figur 2-17. Mätning av MV-signalen från RV-elektroden

Den avancerade filtreringen gör att algoritmen kan stödja andningsfrekvenser på upp till 72 andetag per minut. Den filtrerade pulsformen bearbetas därefter så att den uppgår till det totala mätvärdet för volymen. Den genomsnittliga exciteringsström som avges till vävnaden är cirka 320 μA . Om störningarna blir stora stängs MV-sensorn av tills störningsnivån är lägre. Den exciterade pulsformen är en balanserad signal med låg amplitud som inte förvränger yt-EKG. På viss EKG-övervakningsutrustning kan pulsformen detekteras och visas. Denna pulsform förekommer endast när MV-sensorn används.

Pulsgeneratorn sparar dels ett långtidsmedelvärde för rörelse (baslinje) för dessa mätvärden (uppdateras var 4 minut), dels ett korttidsmedelvärde för rörelse (cirka 30 sekunder) som uppdateras var 7,5 sekund. Skillnaden mellan korttidsmedelvärdet och långtids-baslinjevärdet fastställer storleken på en frekvensökning som är högre än LRL eller en frekvensminskning ned till LRL. Ökningen eller minskningen av den sensorindikerade frekvensen sker med högst 2 min^{-1} per cykel (Figur 2-18 Skillnad mellan MV-korttidsmedelvärde och MV-baslinje på sida 2-32).



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 2-18. 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.

FÖRSIKTIGHET: Programmera MV-sensorn till Av under användning av respirator. Annars kan följande inträffa:

- Önskad MV-sensordriven frekvens
- Vilseledande andningsbaserad trendanalys

För att frekvensresponsen ska bli optimal finns det flera parametrar för Minutventilation som kan programmeras via fältet RightRate Stimulering på skärmen Sensorstyrd stimuleringInställningar.

För att aktivera MV-sensorn behöver systemet ett mätvärde för baslinjen eller MV i vila. Kalibreringsmetoderna är bland annat:

- **Automatisk Kalibrering.** En automatisk kalibrering på 6 timmar utförs alltid när MV har programmerats till På eller Passiv. Ingen MV-driven sensorstyrning eller elektrodkontroll en gång i timmen sker under denna 6-timmarskalibrering.
 - För ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- och ALTRUA 2-enheter: Om MV har programmerats till På vid implantationen startar en paus på 2 timmar efter den första elektrodkontrollen med godkända impedansvärden. Den följs sedan av 6 timmars kalibrering. Denna 2-timmarsperiod, som visas med sensorstatusen Initiering, är till för att implantationen ska hinna slutföras.
 - För FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- och ADVANTIO-enheter: Om MV har programmerats till På vid implantationen 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: När enheten växlar till MRT-skyddsmod från MRT-mod och om MV har programmerats till På eller Passiv så startar en automatisk 6-timmarskalibrering. 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 (även under pausen på 2 timmar efter att elektroderna har satts fast) kan sensorn kalibreras manuellt. För att initiera en manuell kalibrering, tryck på knappen Starta Sensorkalibrering på skärmen RightRate Stimulering Detaljer. Om kalibreringen lyckas så aktiveras MV-driven frekvensrespons inom en minut. Den manuella kalibreringen 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. Om den manuella kalibreringen misslyckas på grund av störningar så visas detta med sensorstatusen Avstängd: Störningar detekterade och 6-timmarskalibreringen startas automatiskt.
 - För ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- och ALTRUA 2-enheter: Om den manuella kalibreringen misslyckas för att det inte finns någon giltig vektor för MV-elektroden (visas med sensorstatusen Avstängd: Ingen giltig elektrod) så fortsätter pulsgeneratoren att kontrollera om det finns en giltig vektor en gång i timmen. När en giltig vektor detekteras startar 6-timmarskalibreringen.
 - För FORMIO-, VITALIO-, INGENIO- och ADVANTIO-enheter: Om den manuella kalibreringen misslyckas för att det inte finns någon giltig vektor för MV-elektroden (visas med sensorstatusen Avstängd) fortsätter pulsgeneratoren att kontrollera om det finns en giltig vektor en gång i timmen. När en giltig vektor detekteras startar 6-timmarskalibreringen.

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 lyckad kalibrering Manuellt erhålls en baslinje och den MV-drivna frekvensresponsen startar

omgående. Telemetrikommunikationen behöver inte upprätthållas vid någondera kalibreringsmetod medan kalibreringen pågår.

FÖRSIKTIGHET: För att erhålla en exakt MV-baslinje kalibreras MV-sensorn automatiskt. Den kan även kalibreras manuellt. En ny manuell kalibrering skall utföras om pulsgeneratoren tas ut ur fickan efter implantation, t.ex. under elektrodomplacering eller i fall där MV-baslinjen kan ha påverkats av faktorer som till exempel hur länge elektroden har varit implanterad, luffickor i dosfickan, pulsgeneratorrörelse på grund av otillräcklig suturering, extern defibrillering eller andra patientkomplikationer (t.ex. pneumothorax).

PRM-enheten visar ett av nedanstående meddelanden för att ange aktuell MV-Sensorstatus på skärmen RightRate Stimulering Detaljer (Figur 2–21 Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor på sida 2-36).

Alla meddelanden uppdateras i realtid för ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- och ALTRUA 2-enheter. Meddelandena Avstängd: Störningar detekterade, Avstängd: Telemetri och Frekvens hålls fast: Telemetri uppdateras i realtid medan påminnelsen uppdateras vid interogering för FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Tabell 2–4. MV-Sensorstatusmeddelanden

Sensorstatus	MV-sensorstyrd stimulering	Insamling av MV-sensordata ^a
Av	Nej	Nej
Initiering (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och ALTRUA 2)	Nej	Nej
Manuell kalibrering pågår	Nej	Ja
Autokalibrering pågår	Nej	Ja
Kalibrerad	Ja ^b	Ja
Avstängd	Nej	Nej
Avstängd: Ingen giltig elektrod (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och ALTRUA 2)	Nej	Nej
Avstängd: Störningar detekterade	Nej	Ja
Avstängd: Telemetri	Nej	Ja
Frekvens hålls fast: Telemetri	Nej ^c	Ja

a. Med hjälp av individuella Trender fastställs om data som hämtats i möden Uppehåll är giltiga och ska tas med i Trend-resultatet.

b. Om MV-sensorn programmeras till Passiv används inte MV-sensorstyrd stimulering.

c. Frekvensen stannar på det aktuella MV-indikerade värdet i upp till en minut. Inga ytterligare MV-baserade frekvensändringar sker med den här sensorstatusen.

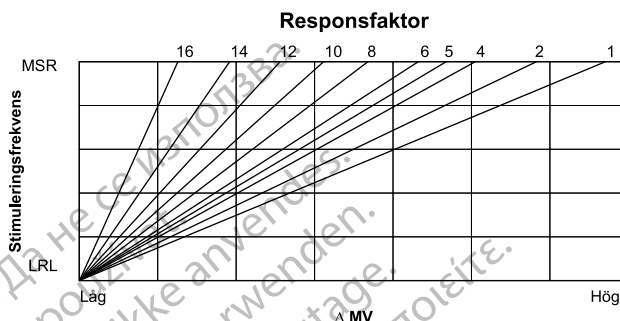
Det finns fyra inställningar för Minutventilation: På, Av, Passiv och Endast ATR. Om pulsgeneratoren permanent har programmerats till en icke-sensorstyrd frekvensmod men en sensorstyrd mod för ATR återgång väljs så visas Endast ATR i MV-fältet. Om enheten har programmerats till en icke-sensorstyrd mod så kan inte inställningen På användas. Om du har valt Passiv så kommer det inte någon frekvensrespons från MV-sensorn utan i stället fortsätter datainsamlingen till andra funktioner (t.ex. Sensortrender).

Responsfaktor (Minutventilation)

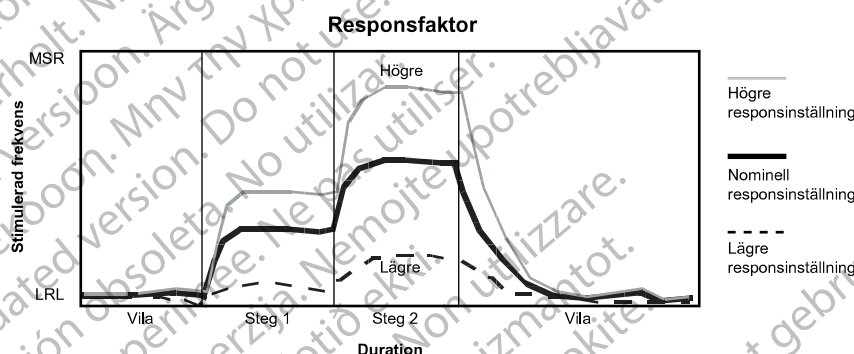
En ökning av MV över baslinjen på grund av ökat metaboliskt behov detekteras av pulsgeneratoren och konverteras med dess algoritm till en ökad stimuleringsfrekvens. Förhållandet mellan den detekterade ökningen av MV och den resulterande ökningen av den sensorindikerade frekvensen fastställs med hjälp 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 2–19 Förhållandet mellan programmerad Responsfaktor och frekvensrespons på sida 2-35). Effekten av högre respektive lägre inställning för Responsfaktor vid sensordriven stimuleringsfrekvens under ett teoretiskt arbetsprov i 2 steg illustreras nedan (Figur 2–20 Effekten av olika responsfaktorinställningar under ett arbetsprov i två steg på sida 2-35).



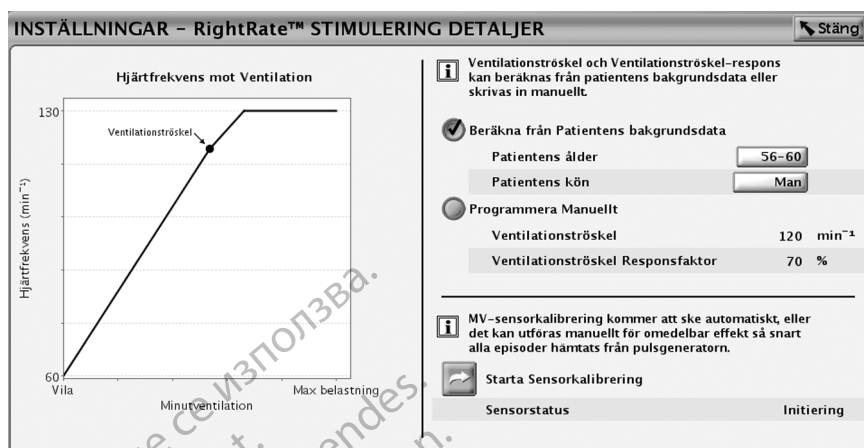
Figur 2–19. Förhållandet mellan programmerad Responsfaktor och frekvensrespons



Figur 2–20. Effekten av olika responsfaktorinställningar under ett arbetsprov i två steg

Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor

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 2–21 Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor på sida 2-36). Om Födelsedatum eller Kön ändras på skärmen Patientinformation återspeglas dessa nya värden även på skärmen RightRate Stimulering Detaljer.



Figur 2-21. Ventilationströskel och Ventilationströskel Responsfaktor

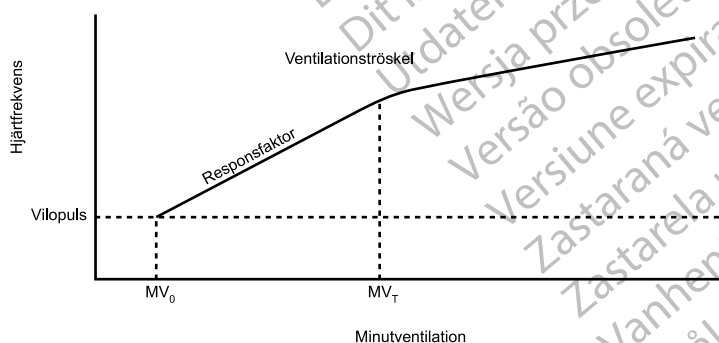
Ventilationströskel

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 Ventilationströskel.

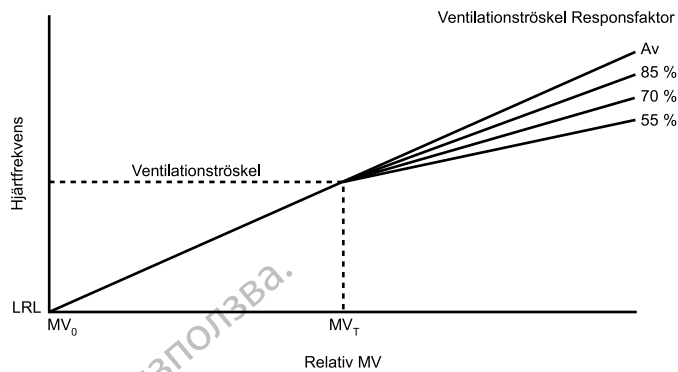
Ventilationströskel Responsfaktor

Det fysiologiska sambandet mellan MV och frekvens är i det närmaste bilinjärt enligt figuren (Figur 2-22 Det typiska fysiologiska sambandet mellan MV och hjärtfrekvens på sida 2-36). 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 pulsgeneratören 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 2-23 Ventilationströskel Responsfaktor på sida 2-37).



MV_0 = MV i vila; MV_T = MV vid Ventilationströskel

Figur 2-22. Det typiska fysiologiska sambandet mellan MV och hjärtfrekvens



Responsfaktor är linjär från vila till Ventilationströskel (MV_0 = MV i vila; MV_T = MV vid Ventilationströskel).

Figur 2-23. Ventilationströskel Responsfaktor

Konditionsnivå

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

Tabell 2-5. 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 (långtidsmedelvärdet) 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 min^{-1} för inställningen av Konditionsnivå vid Uthållighetssport eller 90 min^{-1} de övriga tre inställningarna för Konditionsnivå. Efter 4,5 timmar, eller när sensorfrekvensen blir lägre än 90 min^{-1} eller 110 min^{-1} enligt ovan, aktiveras anpassningen av baslinjen på nytt.

Dubbelsensorkombination

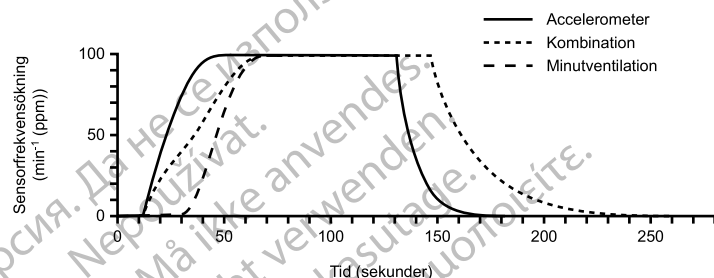
När både Accelerometer- och MV-sensorn programmeras till På vid sensorstyrd stimulering kombineras de båda sensorindikerade frekvenserna så att en frekvensberoende viktad genomsnittsrespons genereras. Därmed är den kombinerade responsen alltid antingen lika med en av frekvenserna eller mellan de båda 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

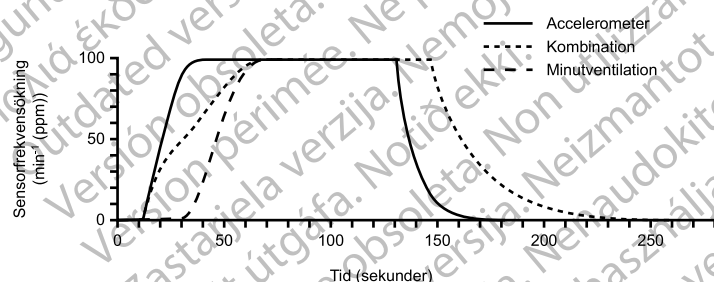
Accelerometern känner av rörelse samtidigt med en ökning av MV (Figur 2-24 Kombinerad respons med en Accelerometerreaktionstid på 30 sekunder på sida 2-38). Vid fysisk aktivitet ökas frekvensen snabbt (inom 4 sekunder) av den kombinerade responsen med utgångspunkt från accelerometerresponsen. I takt 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, behållt 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 2-24. Kombinerad respons med en Accelerometerreaktionstid på 30 sekunder

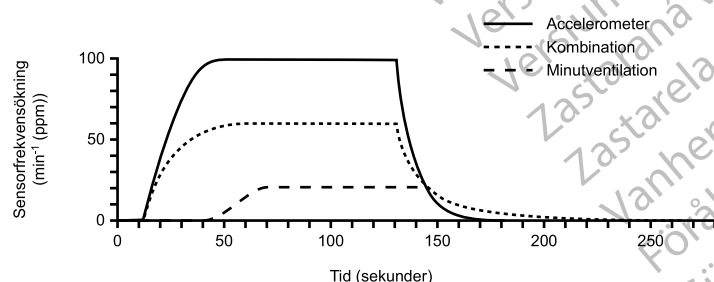
Du kan kontrollera styrkan i responsen vid onset av den fysiska aktiviteten genom att programmera en kortare Accelerometer reaktionstid (Figur 2-25 Kombinerad respons med en Accelerometerreaktionstid på 20 sekunder på sida 2-38).



Figur 2-25. Kombinerad respons med en Accelerometerreaktionstid på 20 sekunder

Exempel 2

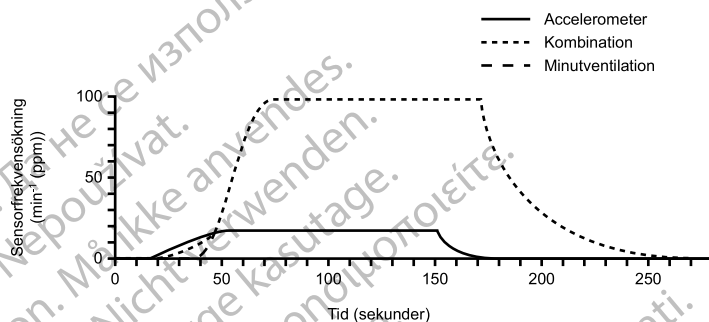
Accelerometern känner av rörelse med liten MV-ökning (Figur 2-26 Kombinerad respons: Accelerometern känner av rörelse med liten eller ingen ökning i MV på sida 2-38). Responsen för den kombinerade sensorn begränsas till cirka 60 % av accelerometerresponsen. När accelerometerresponsen faller under MV-responsen under återgången är den kombinerade responsen MV-driven till 100 %.



Figur 2-26. Kombinerad respons: Accelerometern känner av rörelse med liten eller ingen ökning i MV

Exempel 3

MV ökar med liten ökning av accelerometerfrekvensen (Figur 2–27 Kombinerad respons: MV-rörelse med liten eller ingen Accelerometeravkänd rörelse på sida 2-39). 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 överkroppsrörelse.



Figur 2–27. Kombinerad respons: MV-rörelse med liten eller ingen Accelerometeravkänd rörelse

Sensortrender

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

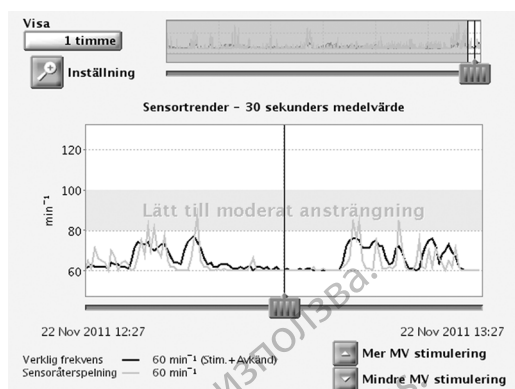
Sensortrender visar grafiskt pulsgeneratorns frekvensrespons på patientens detekterade aktivitetsnivå och/eller fysiologiska behov och ger användbar information vid arbetsprov. Detta ger läkaren möjlighet att anpassa den sensordrivna stimuleringsfrekvensen så att den motsvarar patientens faktiska behov.

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

Diagrammet Sensortrender (Figur 2–28 Diagrammet Sensortrender med ansträngningsintervall på sida 2-40) ger ett fast intervall för hjärtfrekvenser (80–100 min⁻¹) 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.^{1,2} Intervallet kan variera beroende på faktorer som patientens ålder och typen av fysisk aktivitet.²

Även uppåt- och nedåtknappen (Figur 2–28 Diagrammet Sensortrender med ansträngningsintervall på sida 2-40) för Mer MV stimulering och Mindre MV stimulering kan användas för att ange RightRate-responsfaktorn. Varje gång du trycker på knappen ändras RightRate responsfaktor ett steg. Med uppåtknappen ökar Responsfaktor och med nedåtknappen minskar Responsfaktor. Mer information om sensoroptimering finns i avsnittet om arbete med trenddata nedan.

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



Figur 2–28. Diagrammet Sensortrender med ansträngningsintervall

Möjliga inställningar 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 korridoren 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⁻¹.
- 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.
 - 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.

Pulsgeneratoren 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 sensordrivna 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.

Pulsgeneratoren 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 sensordriven respons saknas. Men om sensorinställningen är Passiv visas inte data för Sensoråterspelning i diagrammet förrän en sensorstyrd mod väljs.

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

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

Arbeta med trenddata

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 ett pass fortfarande är aktivt medan patienten promenerar i korridoren, tryck på Interrogera igen så att trendinformationen uppdateras.
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 inspelningsmetoden 30 sekunders medelvärde kan du välja mellan 1 och 25 timmar och med inspelningsmetoden Från slag till slag 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

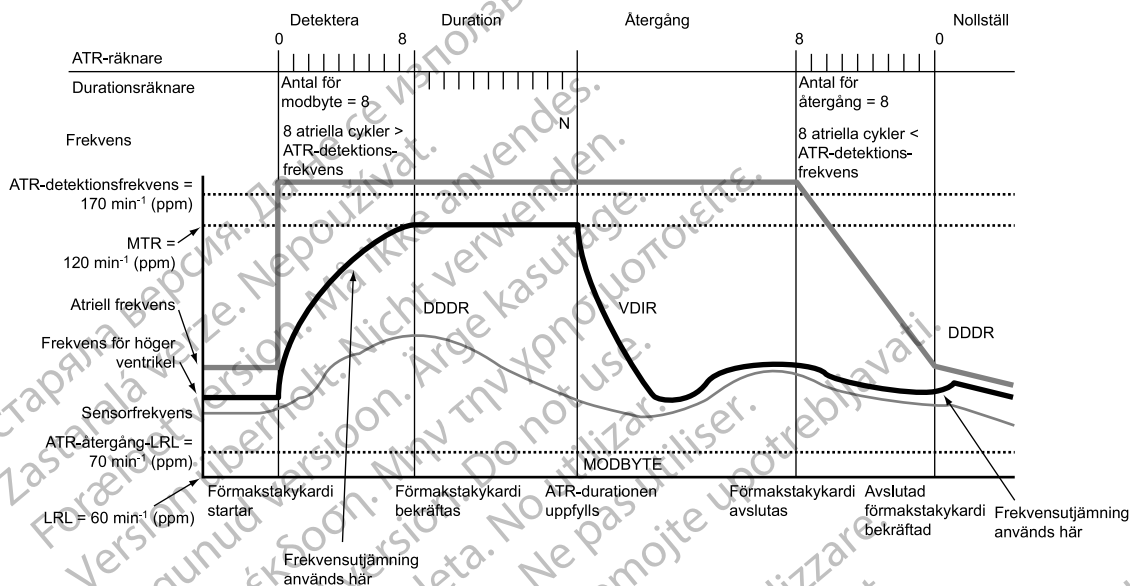
Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 arytmi.

Vid detekterad atriell aktivitet som överstiger ATR-detektionsfrekvens växlar pulsgeneratorm 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 2–29 ATR-funktion på sida 2-42).



Figur 2–29. ATR-funktion

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

ATR-detektionsfrekvens

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

Atriella episoder övervakas av pulsgeneratorm 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 arytm 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

- AV-sökning +
- 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 arytm 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.

NOTERA: Om RYTHMIQ är aktiverad växlar stimuleringsmoden automatiskt tillbaka till den mod som användes före ATR-modbytet (AAI(R) eller DDD(R) mod).

Ventrikulär frekvensreglering (VRR)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, FORMIO, VITALIO och INGENIO.

VRR är avsedd för att minska V-V-cykellängdens variationer under delvis överledda förmaksarytmier genom att den ventrikulära stimuleringsfrekvensen ökas en aning.

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.

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.

Förmaksfladderrespons (AFR)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, FORMIO, VITALIO och INGENIO.

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 detekteringfrekvens för AFR.

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

Exempel: När AFR har programmerats till 170 min^{-1} och en detekterad atriell episod förekommer inom PVARP eller ett tidigare triggat AFR-intervall öppnas ett AFR-fönster på 353 ms (170 min^{-1}). 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.

Ventrikulär stimulering påverkas inte av AFR utan sker som planerat. Tack vare det stora programmerbara området för Atriell detekteringfrekvens 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 pulsgeneratoren reagerar på retrograd överledning.

När det inte finns någon programmerad inställning för pulsgeneratorns 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 pulsgeneratoren PVARP till en fast inställning på 500 ms under en hjärtcykel i avsikt att bryta PMT. Om inte de båda villkoren uppfylls fortsätter pulsgeneratoren att övervaka på varandra följande ventrikulära stimuleringar för att upptäcka förekomst av PMT.

När Avbryt PMT har programmerats till På lagrar pulsgeneratoren 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 ± 50 ms (vid ett intervall på 110–450 ms).³

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.

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.

- 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 ACCOLADE, PROPONENT, FORMIO, VITALIO och INGENIO.

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.

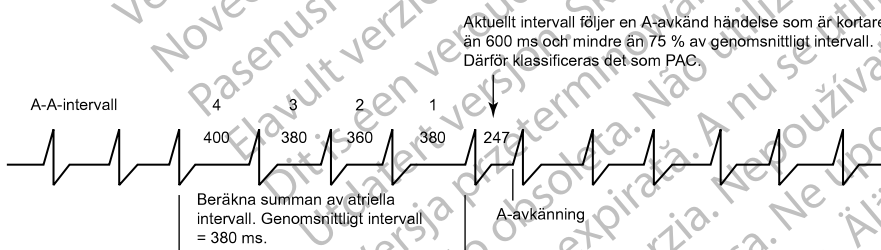
APP och ProACT är avsedda för att minska antalet atriella arytmiepisoder.

Fastställa PAC

Pulsgenerator 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 2–30 PAC-detektion på sida 2-47). 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.

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



Figur 2–30. 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.

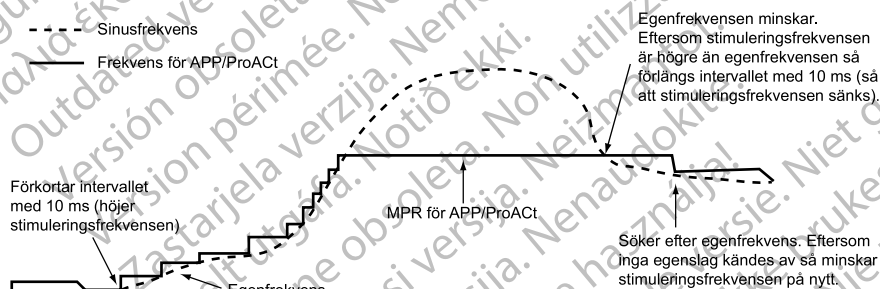
Dessutom sänks stimuleringsfrekvensen gradvis tills den når LRL genom att V–A-intervallet förlängs med 10 ms om 4 på varandra följande hjärtcykler förekommer och varje cykel tillhör någon av följande kategorier:

- 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 2–31 Atriell pacingpreferens på sida 2-48).



Figur 2–31. 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

Frekvenshysteres

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Med hjälp av Frekvenshysteres kan enhetens livslängd förbättras genom att antalet stimuleringar minskar. På tvåkammarmodeller kan funktionen användas i DDD, DDI, VVI och AAI-mod. På enkammarmodeller kan funktionen användas i VVI och AAI-mod. I DDD- och AAI-mod aktiveras Frekvenshysteres av en ensam icke-refraktär atriellt avkänd episod.

NOTERA: Frekvenshysteres aktiveras och inaktiveras av ventrikulära episoder i VVI-mod (t. ex. egen aktivitet och stimulerad aktivitet).

I DDD, DDI 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 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Frekvensutjämning styr pulsgenerators 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 sinusarrest, 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 ökning av LRL
- När egenfrekvensen är högre än MTR
- 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.

Frekvensutjämning nedåt

Frekvensutjämning nedåt styr hur stor minskning i stimuleringsfrekvens som ska tillåtas när egenfrekvensen eller sensorfrekvensen minskar.

NOTERA: När Frekvensutjämning nedåt har programmerats till På och Frekvensutjämning uppåt har programmerats till Av förhindrar pulsgeneratorn 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 pulsgeneratorn 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-fördrojning

I följande exempel visas hur dessa fönster beräknas (Figur 2–32 Synkroniseringsfönster för Frekvensutjämning på sida 2-52):

- Föregående R–R-intervall = 800 ms
- AV-fördröjning = 150 ms
- Frekvensutjämning uppåt = 9 %
- Frekvensutjämning nedåt = 6 %

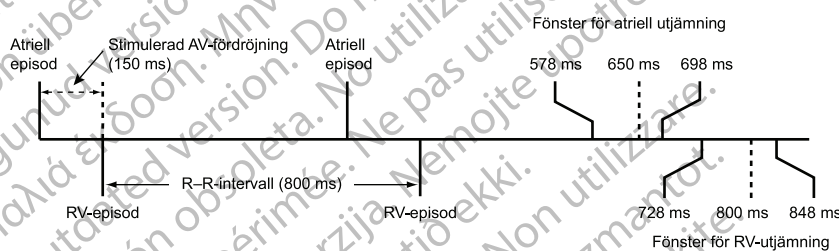
Fönstren skulle beräknas enligt följande:

$$\text{Ventrikulärt synkroniseringsfönster} = 800 - 9\% \text{ till } 800 + 6\% = 800 \text{ ms} - 72 \text{ ms till } 800 \text{ ms} + 48 \text{ ms} = 728 \text{ ms till } 848 \text{ ms}$$

$$\text{Atriellt synkroniseringsfönster} = \text{Ventrikulärt synkroniseringsfönster} - \text{AV-fördröjning} = 728 \text{ ms} - 150 \text{ ms till } 848 \text{ ms} - 150 \text{ ms} = 578 \text{ ms till } 698 \text{ ms}$$

Tidscyklerna för båda fönstren startas i slutet av varje ventrikulär episod (R–R-intervall).

För att stimulerad aktivitet ska kunna förekomma måste den ske inom rätt synkroniseringsfönster.



Figur 2–32. Synkroniseringsfönster för Frekvensutjämning

Plötslig bradyrespons

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO och INGENIO.

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 min^{-1} (fast värde).

Den atriella medelfrekvensen övervakas kontinuerligt av SBR-algoritmen och detta medelvärde uppdateras efter varje hjärtcykel. Medelvärdet används för att dels kontrollera om den atriella frekvensen har minskat mer än 10 min^{-1} , dels 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.

NOTERA: Plötslig bradyrespons aktiveras inte av en atriell frekvensminskning när RYTHMIQ är aktiv i AAI(R)-mod. Om RYTHMIQ är aktiv i DDD(R)-mod så avbryts SBR-behandlingen när en AV-sökning slutförs.

SBR atriella stimuleringar innan terapi

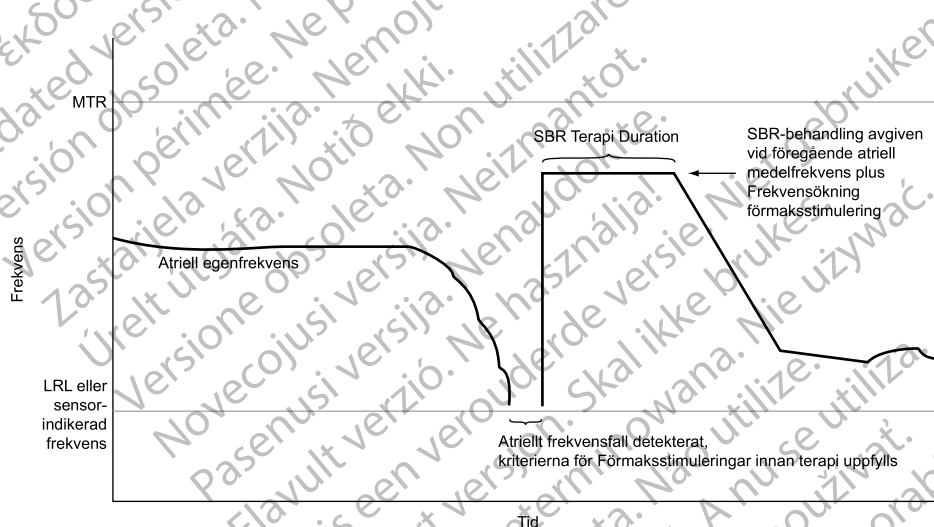
Kriterierna för SBR atriella stimuleringar innan terapi tillämpas när en minskad atriell frekvens har detekterats och LRL eller sensorindikerad frekvensstimulering startar. Atriell stimulering måste förekomma under det programmerbara antalet på varandra följande intervall för att SBR-kriterierna ska 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 2–33 Plötslig bradyrespons på sida 2-53).

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 2–33. Plötslig bradyrespons

SBR Terapi Duration

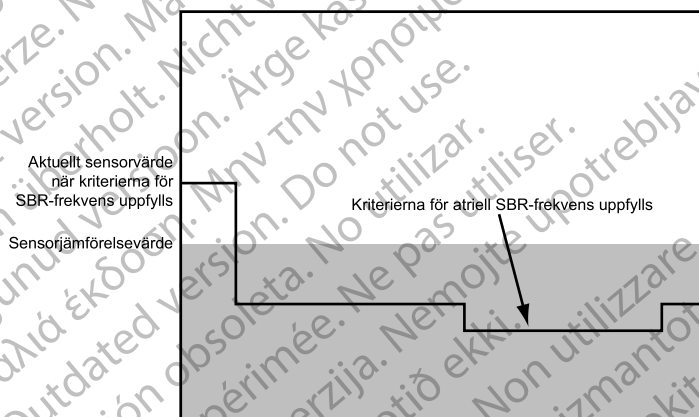
SBR Terapi Duration är det programmerbara tidsintervall under vilket SBR-stimuleringsbehandling tillämpas. När stimuleringsbehandlingen har avgivits minskas den atriella stimuleringsfrekvensen med en faktor för Frekvensutjämning nedåt på 12 % (fast värde) tills LRL eller sensorindikerad frekvens uppnås.

NOTERA: Frekvenshysteres är inte aktiv under SBR Terapi Duration.

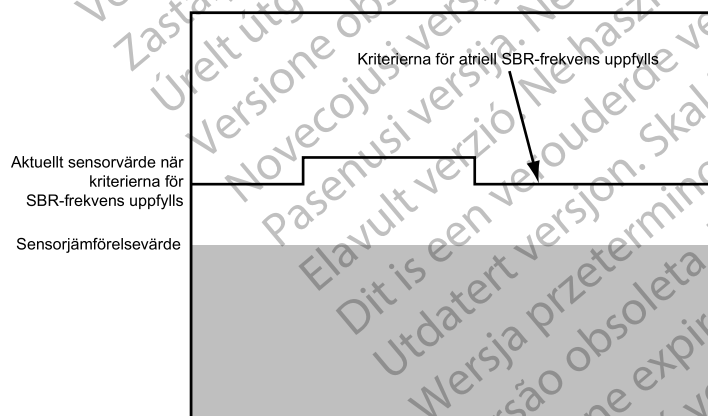
NOTERA: SBR Terapi Duration avbryts om ett Tröskeltest (manuellt eller PaceSafe) utförs.

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-mätvärden är lägre än jämförelsevärde för MV. Inställningen för MV-sensorn måste vara På eller Passiv för att SBR Inhibering under vila ska kunna programmeras till På. När MV är aktiverad fastställer pulsgeneratoren det lägsta uppmätta MV-baslinjevärdet per dag för en period på 1 vecka (rullande fönster om 7 dagar). Jämförelsevärde för MV ställs sedan in 50 % högre än detta lägsta veckovisa MV-baslinjevärde. Varje dag uppdateras MV-jämförelsevärde så att algoritmen kan justeras efter långsiktiga förändringar i patientens MV-baslinjevärde. I den händelse kriterierna för atriell frekvens och duration för SBR uppfylls så jämförs de aktuella MV-mätvärdena med jämförelsevärde för MV. Är de aktuella MV-mätvärdena lägre än jämförelsevärde så inhiberas SBR-behandling (Figur 2–34 SBR-behandling inhiberas av sensorjämförelsen på sida 2-54). Är de aktuella MV-mätvärdena högre än eller lika med jämförelsevärde så initieras SBR-behandling (Figur 2–35 SBR-behandling avges efter sensorjämförelsen på sida 2-54).



Figur 2–34. SBR-behandling inhiberas av sensorjämförelsen



Figur 2–35. SBR-behandling avges efter sensorjämförelsen

ELEKTRODKONFIGURATION

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Pulsgeneratorns elektrodkonfigurationer kan programmeras oberoende av varandra för:

- Förmak (på tvåkammarmodeller)
- Höger ventrikel

Den atriella elektroden och RV-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 Ω för varje avkännings-/stimuleringselektrodpar.

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 elektrodkonfiguration 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 elektrodkonfigurationen 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 Elektrodkonfiguration 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 Elektrodkonfiguration som har valts ("Blankning mellan kammare" på sida 2-66).

Använda atriell information

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 Elektrodkonfiguration 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 de dagliga elektrodmatningarna 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 pulsgeneratorm programmeras på rätt sätt för användning med en atriell elektrod.

Säkerhetsomkopplare för elektrod

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 kan programmeras till På i antingen förmaket eller höger kammare.

När det uppmätta värdet för Impedans är lägre än eller lika med programmerad Låg impedansgräns, eller större än eller lika med 2 000 Ω (eller programmerad Hög impedansgräns) i en Daglig mätning, växlar konfigurationen för både avkänning och stimulering automatiskt till Unipolär 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.*

Om säkerhetsomkopplaren har utlöst 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 detaljer på skärmen Elektroder

Datum då funktionen Säkerhetsomkopplare utlöstes och elektrodimpedansvärdet utanför området visas. Dessutom visas symbolen Notera intill Elektrodkonfiguration för Stim. och Avkänd för den berörda elektroden och Unipolär visas som aktuell parameter för den elektroden.

Elektrodvarningarna från Säkerhetsomkopplaren fortsätter att visas på programmerarskärmen tills sessionen avslutas. De finns inte kvar vid nästa session om inte Säkerhetsomkopplaren utlöses på nytt.

Ytterligare tester av elektrodernas 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.

AV-FÖRDRÖJNING

AV-fördröjning är en programmerbar tidsperiod mellan en antingen stimulerad eller avkänd episod i höger förmak och en stimulerad RV-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

AV-fördröjning kan användas i DDD(R)-, DDI(R)-, DOO- och VDD(R)-mod.

NOTERA: Med PaceSafe-funktionen Automatisk capture i höger kammare kan du förlänga den programmerade tiden för AV-fördröjning så att ett fusionsslag eller en störning kan särskiljas från ventrikulär capture.

NOTERA: Med hjälp av långa fasta AV-intervall kan du undvika att RV-stimulering avges i onödan. Men i vissa fall kan långa fasta AV-intervall vara kopplade till PMT, diastolisk mitralisinsufficiens och pacemakersyndrom. Överväg att använda AV-sökning + i stället för att programmera långa fasta AV-intervall om du vill undvika att RV-stimulering avges i onödan.

Stimulerad AV-fördröjning

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Stimulerad AV-fördröjning motsvarar AV-fördröjning efter en atriell stimulering.

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.

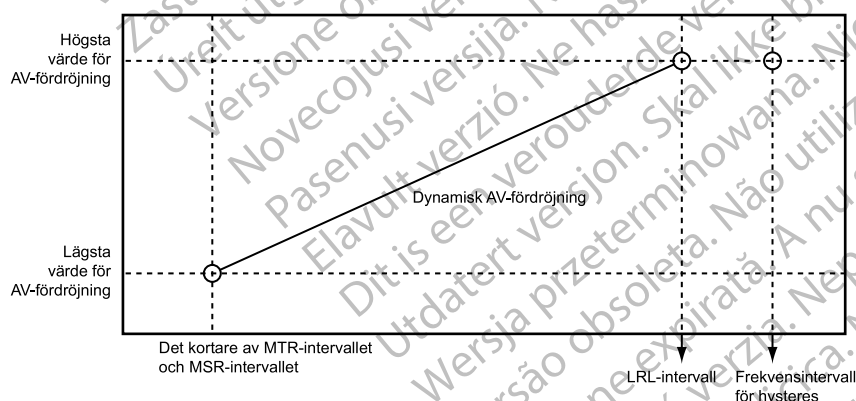
Pulsgeneratorn beräknar automatiskt ett linjärt förhållande med utgångspunkt från den föregående A–A- eller V–V-cykeln intervallängd (beroende på typen av episod) och de programmerade värdena för följande:

- 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 pulsgeneratorn det linjära förhållandet för att fastställa värdet för Dynamisk AV-fördröjning.



Figur 2-36. Dynamisk AV-fördröjning

AV-fördröjning kan programmeras till antingen ett fast eller ett dynamiskt värde enligt följande:

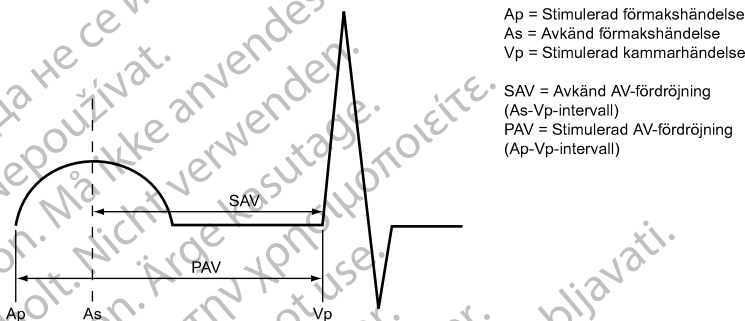
- Fast AV-fördröjning – används när det lägsta och det högsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning är lika stora
- Dynamisk AV-fördröjning används när det lägsta och det högsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning inte är lika stora

Avkänd AV-fördröjning

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 2–37 Avkänd AV-fördröjning på sida 2-59).



Figur 2–37. 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 onset 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 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

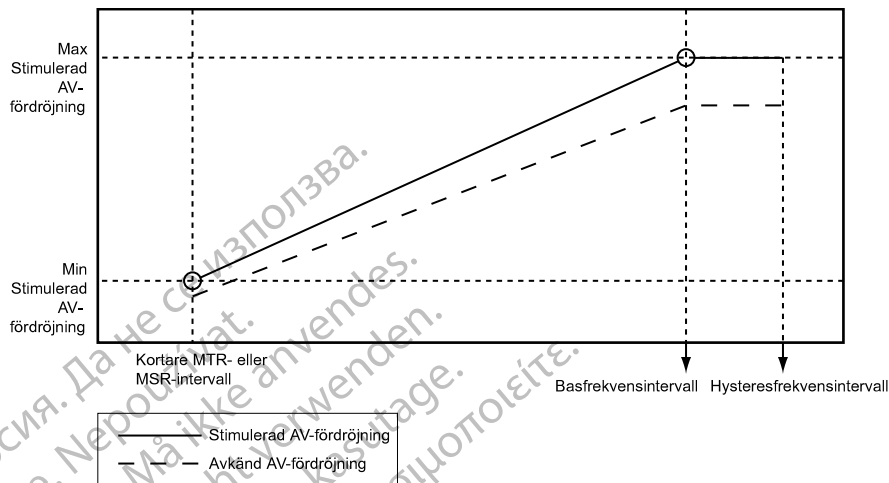
När Stimulerad AV-fördröjning har programmerats till ett fast värde stannar Avkänd AV-fördröjning vid det programmerade värdet för Avkänd AV-fördröjning.

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 2–38 Funktionen Dynamisk och Avkänd AV-fördröjning på sida 2-60). 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 2-38. Funktionen Dynamisk och Avkänd AV-fördröjning

AV-sökning +

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

AV-sökning + är till för att gynna spontan A–V-överledning om sådan finns så att AV-överledning kan ske efter den programmerade inställningen för AV-fördröjning. Hos patienter med aktivitetsberoende första eller andra gradens AV-block kan denna spontana AV-överledning förbättra hemodynamiken och öka enhetens livslängd genom att antalet ventrikulära stimuleringspulser minskar.

När AV-sökning + är aktiverad förlängs AV-fördröjning regelbundet (Sökningsintervall) under upp till 8 på varandra följande stimulerade eller avkända hjärtcykler. AV-sökning + AV-fördröjning fortsätter att vara aktiverad så länge som patientens egna PR-intervall är kortare än värdet för Sök AV-fördröjning som har programmerats.

Pulsgeneratorn återgår till det programmerade värdet för AV-fördröjning i följande situationer:

- Efter en sökning på 8 cykler utan avkänning av spontan ventrikulär aktivitet
- När 2 ventrikulära stimulerade episoder förekommer inom ett rörligt fönster på 10 cykler

Sök AV-fördröjning

Med parametern Sök AV-fördröjning fastställs längden på de avkända och stimulerade AV-fördröjningarna under sökningscykler och under AV-hysteres.

Med PaceSafe-funktionen Automatisk Capture i höger kammare kan du förlänga den programmerade tiden för AV-fördröjning så att ett fusionsslag eller en störning kan särskiljas från ventrikulär capture.

NOTERA: Värdet Sök AV-fördröjning måste programmeras till en tid som är längre än det högsta värdet för Stimulerad AV-fördröjning. Dynamisk AV-fördröjning och Avkänd AV-fördröjning tillämpas inte under AV-sökning +.

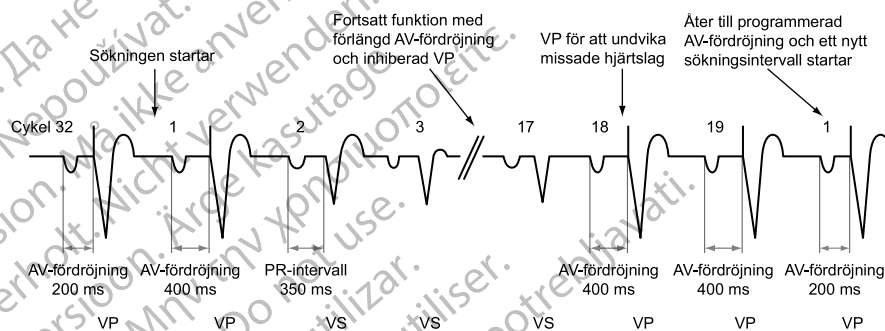
PRM-enheten tar inte hänsyn till AV-fördröjning som är kopplad till AV-sökning + när TARP-intervallet beräknas. Detta för att långa AV-fördröjningar utan störningar ska kunna

programmeras för patienter med intakt AV-överledning. Tänk på att om AV-sökning + används på det här viset kan en Wenckebach-funktion användas vid frekvenser som är lägre än MTR om överledningen upphör.

NOTERA: Med hjälp av långa fasta AV-intervall kan du undvika att RV-stimulering avges i onödan. Men i vissa fall kan långa fasta AV-intervall vara kopplade till PMT, diastolisk mitralisinsufficiens och pacemakersyndrom. Överväg att använda AV-sökning + i stället för att programmera långa fasta AV-intervall om du vill undvika att RV-stimulering avges i onödan.

Sökintervall

Med hjälp av Sökintervall styr du hur ofta AV-sökning + ska utföra en sökning.



Figur 2-39. AV-sökning +

RYTHMIQ

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, FORMIO, VITALIO och INGENIO.

RYTHMIQ minskar risken för att ventrikulär stimulering avges i onödan⁴ och förebygger kliniskt signifikanta pauser enligt definitionen i riktlinjerna 2008 ACC/AHA/HRS⁵. RYTHMIQ fungerar i AAI(R)-stimuleringsmod med VVI-backup under perioder med normal överledning. Om enheten detekterar ett bortfall av AV-synkroni så växlar den automatiskt till DDD(R)-mod så att AV-synkroni återställs. Om normal överledning återställs så växlar enheten automatiskt tillbaka till AAI(R)-mod med VVI-backup. Vid användning av RYTHMIQ behöver inte den ventrikulära slagfrekvensen minska när enheten växlar till DDD(R)-stimulering.

RYTHMIQ kan endast användas när Mod,normal har programmerats till DDD(R). Om Mod,normal är DDD kan RYTHMIQ ställas in på antingen AAI med VVI-backup eller Av. Om Mod,normal är DDDR kan RYTHMIQ ställas in på antingen AAIR med VVI-backup eller Av.

Följande sker under RYTHMIQ-fasen av AAI(R) med VVI-backup:

- Enheten avger AAI(R)-stimulering vid LRL och/eller den sensorindikerade frekvensen.
- Enheten avger backup-VVI-stimulering med en frekvens som är 15 min⁻¹ långsammare än LRL. Backup-VVI-stimuleringsfrekvensen har en nedre gräns på 30 min⁻¹ och en övre gräns på 60 min⁻¹. När kontinuerlig överledning förekommer sker inte någon ventrikulär stimulering eftersom VVI-backupmoden körs i bakgrunden med en lägre LRL.
- Enheten övervakas för att upptäcka bortfall av AV-synkroni. Om tre långsamma ventrikulära slag detekteras i ett fönster på 11 slag så växlar enheten automatiskt till DDD(R)-mod.

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

Definitionen av ett långsamt slag vid RYTHMIQ är en ventrikulär stimulering eller ventrikulärt avkänd episod som är minst 150 ms långsammare än AAI(R)-stimuleringsintervallet.

Följande sker under RYTHMIQ-fasen av DDD(R):

- Enheten avger DDD(R)-stimulering enligt de normala programmerade parametrarna.
- Med hjälp av AV-sökning + kontrollerar enheten regelbundet om den spontana överledningen har återvänt. Om AV-sökning + fortsätter i AV-hysteres i minst 25 hjärtcykler och högst 2 av de senaste 10 cyklerna stimuleras ventrikulärt så växlar enheten automatiskt tillbaka till stimuleringsmoden AAI(R) med VVI-backup.

När RYTHMIQ detekterar ett bortfall av AV-synkroni registrerar enheten en RYTHMIQ-episod tillsammans med 20 sekunder av elektrogramdata (tio sekunder före och 10 sekunder efter modbytet). RYTHMIQ-episoden registreras av PRM-enheten och kan detaljgranskas genom att episoden i fråga väljs på skärmen Arytmiloggbok. När DDD(R)-fasen av RYTHMIQ är aktiv kategoriseras RYTHMIQ-episoden som "Pågå".

De funktioner som kan användas under DDD(R)-fasen av RYTHMIQ kan inte alltid användas under AAI(R)-fasen av RYTHMIQ. Undantag gäller för ATR, Sensorstyrd stimulering och Frekvensutjämning. Om ATR har aktiverats för DDD(R) är den också aktiv i AAI(R) och ATR-modbyte kan ske mellan alla RYTHMIQ-faser. När den atriella arytmin har upphört återgår stimuleringsmoden till den RYTHMIQ-fas som var aktiv före ATR-modbyte. Om Frekvensutjämning har programmerats till På vid DDD(R) är Frekvensutjämning aktiv under AAI(R). Frekvensen för VVI-backupstimuleringen påverkas inte av Frekvensutjämning.

NOTERA: *Plötslig bradyrespons aktiveras inte av en atriell frekvensminskning när RYTHMIQ är aktiv i AAI(R)-mod. Om RYTHMIQ är aktiv i DDD(R)-mod så avbryts SBR-behandlingen när en AV-sökning slutförs.*

Om du vill att modbytet från AAI(R) med VVI-backup till DDD(R) endast ska ske en gång ska du programmera AV-sökning + till Av. I det här fallet fortsätter pulsgeneratoren i DDD(R)-mod tills en ny programmering görs.

REFRAKTÄRTID

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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.*

NOTERA: *Enkammarenheter som har programmerats till VVI(R) laddar automatiskt specifikt ventrikulära refraktärperioder medan enkammarenheter som har programmerats till AAI(R) automatiskt laddar specifikt atriella refraktärperioder. Enligt diskussionen nedan skiljer sig de atriella refraktärperioder som används på enkammarenheter från de som används på tvåkammarenheter.*

A-Refraktärperiod – PVARP

Egenskaperna för PVARP beror på stimuleringsmoden:

- Tvåkammarhetsprogrammerad AAI(R) – tiden efter en avkänd eller stimulerad atriell episod då inga atriella episoder inhiberar atriell stimulering.
- Tvåkamarmoden: DDD(R), DDI(R), VDD(R) – tiden efter en avkänd eller stimulerad RV-episod då inga atriella episoder inhiberar atriell stimulering eller triggar 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.

Vid en lång Atriell refraktärperiod förkortas det atriella avkänningsfönstret för brady. Programmering av en lång Atriell refraktärperiod i kombination med vissa tider för AV-fördröjning kan 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

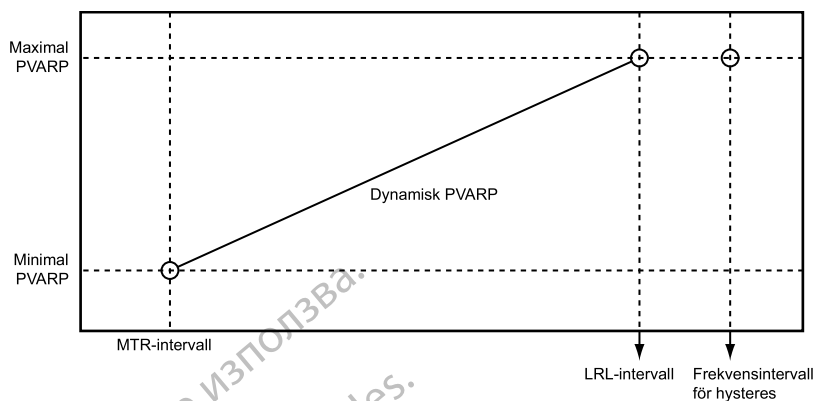
Dynamisk PVARP

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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.

Pulsgenerators 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 pulsgenerators Dynamisk PVARP enligt följande linjära förhållande (Figur 2–40 Dynamisk PVARP på sida 2-64). 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 2-40. 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 genomsnittsfrekvensen är lika med eller högre än MTR-intervallet så 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 Diatermskyddsmod eller MRT-skyddsmod till en atriell trackingmod

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

Enkammarenhet

På enkammarenheter som har programmerats till AAI(R) går det att programmera en refraktärtid efter atriella episoder. Detta gäller både atriellt avkända och atriellt stimulerade episoder så att refraktärtiden är tillräckligt lång för att förhindra överavkänning av ventrikulära episoder. En avkänd episod som inträffar inom refraktärtiden varken detekteras eller markeras och påverkar inte tidscyklerna, om den inte inträffar inom störningsfönstret.

NOTERA: Om spontan överledning förekommer under en längre tid så kan en längre refraktärtid behövas för att undvika överavkänning av R-vågor.

RV-refraktärtid (RVRP)

Det programmerbara värdet RVRP ger ett intervall efter en episod av RV-stimulering då RV-avkända episoder inte påverkar tidscykeln för stimuleringsbehandlingen.

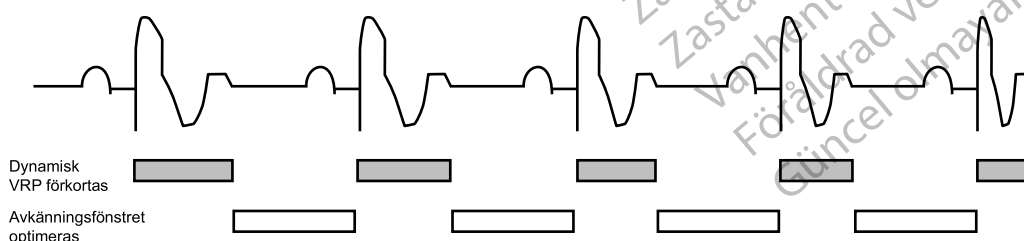
Dessutom finns en icke-programmerbar refraktärtid på 135 ms som ger ett intervall efter en RV-avkänd episod under vilket ytterligare RV-avkända episoder inte påverkar tidscykeln för stimuleringsbehandlingen.

I VVI(R)-mod programmeras och fungerar Ventrikulär refraktärperiod på samma sätt på både enkammar- och tvåkammarenheter. 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 2-41 Förhållande mellan ventrikulär frekvens och refraktärtidsintervall på sida 2-65):

- 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.

NOTERA: Dynamisk Refraktärtid kan inte användas på enkammarenheter som har programmerats till VVI om ingen Max stim. frekvens finns att tillämpa på det lägsta värdet och aldrig på enkammarenheter som har programmerats till AAI(R).



Figur 2-41. 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 refraktärperiod 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.

Blankning mellan kammare

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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. SmartBlankning 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 SmartBlankning är slut.

SmartBlanking ändrar inte de programmerade inställningarna för AGC or FastSensitivitet.

NOTERA: *Perioden av SmartBlanking förlängs till 85 ms om en blankningsperiod i samma kammare eller ett omtriggningsbart störningsfönster är aktivt när perioden av SmartBlankning 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 anknypning till SmartBlanking 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 AGCAvkänningsmetod väljs som SmartBlanking nominell inställning (förutom vid V-blank efter A-stim). Fast blankning kan också användas.

NOTERA: *Om AGC används med Unipolär Atriell AvkänningElektrodkonfiguration är Fast atriell blankning nominell inställning, men SmartBlanking kan också användas.*

- Om FastAvkänningsmetod har valts är Fast blankning nominell inställning och då kan inte SmartBlanking användas i någon kammare.
- När en ny Avkänningsmetod ställs in övergår blankningsperioden automatiskt till det nominella värdet 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 tvåkammarstimuleringsparametrar kan störa den ventrikulära takydetektionen. Till exempel kan RV-underavkänning förekomma vid tvåkammarstimulering 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.

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 en ventrikulär stimulering.

A-blankning efter V-stimulering kan programmeras till värdet Fast eller Smart (används med Avkänningsmetod AGC).

Om blankningen programmeras till Smart höjer pulsgeneratorn automatiskt AGC-tröskelvärdet för avkänning när perioden av Smart Blanking tar slut så att avkänningen av ventrikulära episoder mellan kammare avisas. 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.

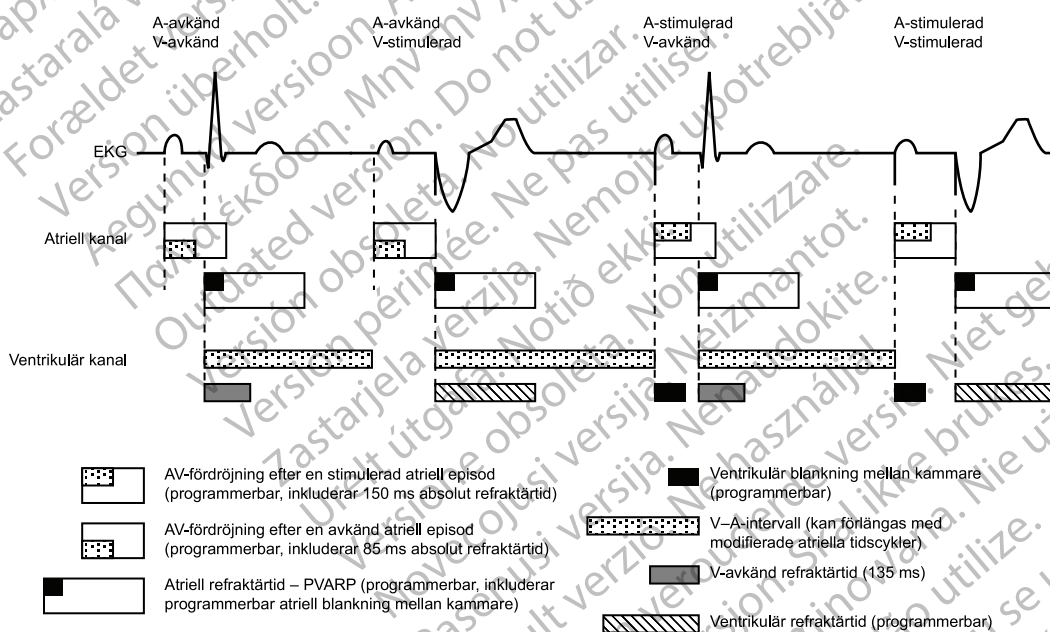
A-Blankning efter RV-Avkänd

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.

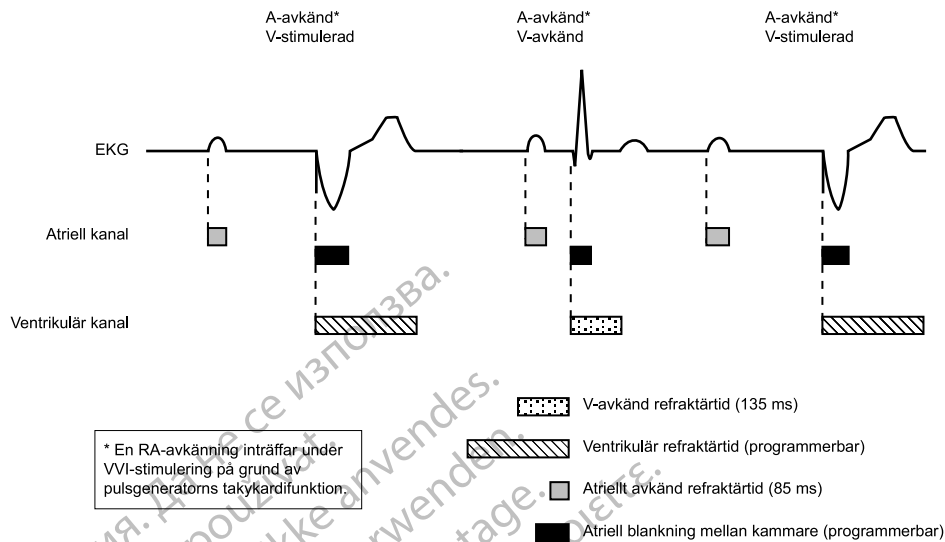
A-blank efter RV-avkänd kan programmeras till värdet Fast eller Smart (används med Avkänningsmetod AGC).

Om blankningen programmeras till Smart höjer pulsgeneratoren automatiskt AGC-tröskelvärdet för avkänning när perioden av Smart Blanking tar slut så att avkänningen av 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.

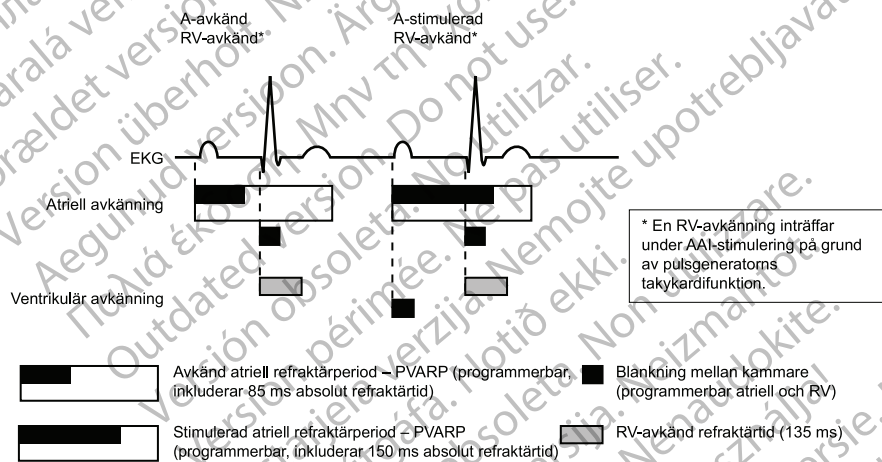
Se följande bilder:



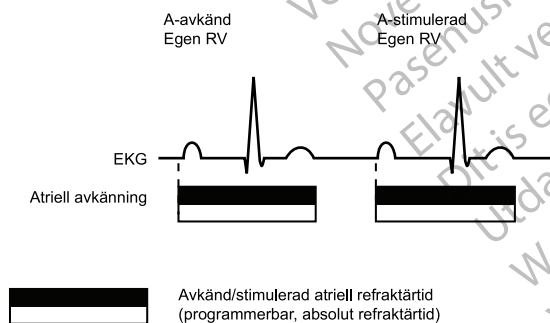
Figur 2-42. Refraktärtider, tvåkammarstimuleringsmod



Figur 2-43. Refraktärtider, VVI-stimuleringsmod



Figur 2-44. Refraktärtider, AAI-stimuleringsmod, DR



Figur 2-45. Refraktärtider, AAI-stimuleringsmod, SR

STÖRNINGSRESPONS

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Störningsfönster och blankningsperioder är avsedda för att förhindra att stimuleringen inhiberas på grund av överhörning mellan kammare.

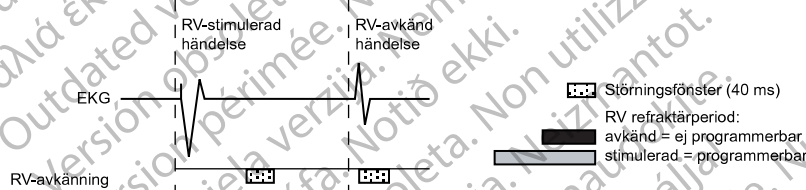
Med hjälp av Störningsrespons kan läkaren välja mellan att stimulera eller inhibera stimulering vid förekomst av störningar.

Ett omtriggningsbart 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.

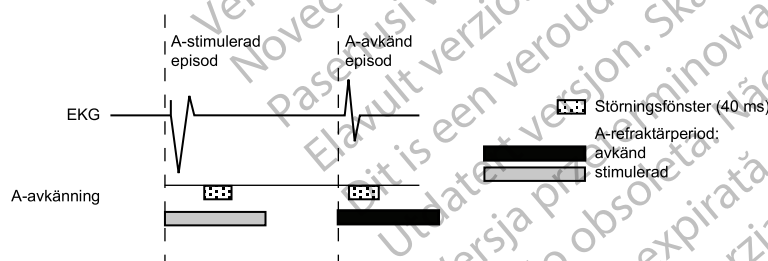
Parametern Störningsrespons kan programmeras till Inhibera stimulering eller en asynkron mod. Den asynkrona mod som kan användas motsvarar automatiskt permanent Brady-mod (dvs. permanent VVI-mod har VOO-störningsrespons). Om Störningsrespons programmeras till en asynkron mod och störningen fortsätter 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.

RA-refraktärtider kan vara programmerbara eller inte beroende på vilken mod som används (enkammare- eller tvåkammarmod). Se Figur 2–47 Refraktärtider och störningsfönster, RA på sida 2-70.



Figur 2–46. Refraktärtider och störningsfönster, RV



Figur 2–47. 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.

Följande störningsepisodmarkörer genereras:

Enkammare

Beroende på vilken mod som har valts:

- Markören [AS] eller [VS] används när störningsfönstret triggas initialt efter en A-stimulering respektive V-stimulering
- Om störningsfönstret triggas på nytt i 340 ms används markören AN eller VN
- Vid flera kontinuerliga triggingar förekommer markören AN eller VN ofta
- Om asynkron stimulering förekommer på grund av kontinuerliga störningar används markören AP-Ns eller VP-Ns

Tvåkammare

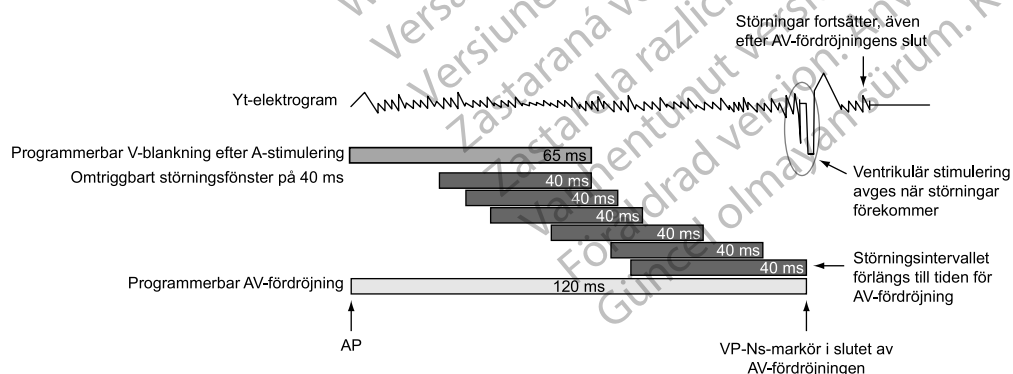
- Beroende på i vilken kammare som störningen förekommer används markören [AS] eller [VS] när störningsfönstret triggas initialt efter en stimulering
- Om störningsfönstret triggas på nytt i 340 ms används markören AN eller VN
- Vid flera kontinuerliga triggingar förekommer markören AN eller VN ofta
- Om asynkron stimulering förekommer på grund av kontinuerliga störningar används markören AP-Ns eller VP-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.

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 2-48 Störningsrespons (fast blankning) på sida 2-71).

Om störningen upphör innan tiden för AV-fördröjning är slut så kan enheten detektera spontana hjärtslag som inträffar någon gång efter det omtriggningsbara störningsintervallet på 40 ms och initiera en ny hjärtcykel.



Figur 2-48. Störningsrespons (fast blankning)

Остаряла версия. Да не се използва.
Zastaralá verze. Nepoužívat.
Forældet version. Må ikke anvendes.
Version überholt. Nicht verwenden.
Aegunud versioón. Äрге kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Versión obsoleta. No utilizar.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreilt útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Non utilizzare.
Pasenusi versija. Nenaudokite.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
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 1-2).
- 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 pulsgeneratoren.

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 pulsgeneratoren 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 pulsgeneratoren 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 pulsgenerators 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 ⁻¹
Ett år eller mindre återstår	90 min ⁻¹
Explantation	85 min ⁻¹

Mer information om Asynkron Stim och funktionen Magnet finns ("Funktionen Magnet" på sida 4-19).

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 – pulsgeneratoren 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 användas.

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
AAI(R)	AAI
Av	Av
DOO, VOO	VOO
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⁻¹

Vid status Tog batteriet slut är följande funktioner inaktiverade:

- Trender för Daglig Mätning
- Brady-förbättringar (t.ex. frekvensrespons och Frekvensutjämning)
- PaceSafeRV Automatisk capture (energin har ett fast värde vid 2X det senaste mätvärdet men inte högre än 5 V eller lägre än 3,5 V)
- PaceSafeRA Automatisktröskel (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 apparat som har uppnått statusen Explantation ska pulsgenerators funktion verifieras och en tid för byte av enheten bokas in.

NOTERA: Med hjälp av de senaste 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.

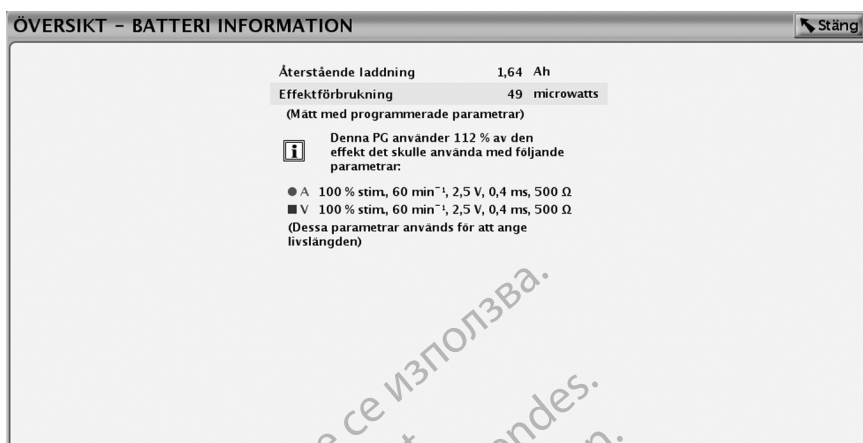
Översiktsskärmen Batteri info

Översiktsskärmen Batteri info innehåller följande information om pulsgenerators batteristatus (Figur 3–2 Översiktsskärmen Batteri info på sida 3-6):

- Återstående laddning (måts i amperetimmar) – den återstående laddningstiden beräknad utifrån pulsgenerators programmerade parametrar fram till att batteriet är urladdat.
- Effektförbrukning (måts i mikrowatt) – pulsgenerators 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 pulsgenerators aktuella parametrar och effektförbrukningen med de standardparametrar som används för att beräkna enhetens livslängd.

Om någon av följande parametrar (som påverkar stimuleringsenergin) 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och ALTRUA 2 är gränsvärdet för Hög impedans nominellt inställt på 2 000 Ω , och kan programmeras mellan 2 000 och 3 000 Ω i inkrement om 250 Ω . Gränsen för Låg impedans är nominellt inställd på 200 Ω , och kan programmeras mellan 200 och 500 Ω i inkrement om 50 Ω .

För FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO är gränsen för Hög impedans fast inställd på 2 000 Ω . Gränsen för Låg impedans är nominellt inställd på 200 Ω , och kan programmeras mellan 200 och 500 Ω i inkrement om 50 Ω .

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 implanterade 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 elektrodmätvärden på sida 3-7):

- Elektrodmätningarna är inom gränserna.
- Kontrollera Elektrod (vilken elektrod framgår av meddelandet) – visar att ett eller flera dagliga elektrodmätvärden är utanför området. Du kan ta reda på vilket mätvärde som är utanför området genom att analysera respektive dagliga mätresultat för den elektrod det gäller.

NOTERA: Vid elektrodimpedansvärden som är utanför området kan elektrodkonfigurationen växla till Unipolär ("Säkerhetsomkopplare för elektrod" på sida 2-56).

NOTERA: Vid behov finns en närmare beskrivning av PaceSafe-meddelandena som även omfattar meddelanden om elektrodstestfel och elektrodivarningar ("PaceSafe" på sida 2-13).

Tabell 3–1. Rapport om elektrodmätvärden

Elektrodmätvärden	Rapporterade värden	Gränsvärden
A impedans (Ω)	200 till 3 000	Låg: \leq programmerad gräns för Låg atriell impedans Hög: \geq 2 000 (eller programmerad gräns för Hög atriell impedans)
RV impedans (Ω)	200 till 3 000	Låg: \leq programmerad gräns för Låg impedans för höger kammare Hög: \geq 2 000 (eller programmerad gräns för Hög impedans för höger 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

NOTERA: På enkammarenheter motsvarar de värden som rapporteras för Amplitud och Impedans samt de tillämpade gränsvärdena respektive läge och mod för den elektrod som valts.

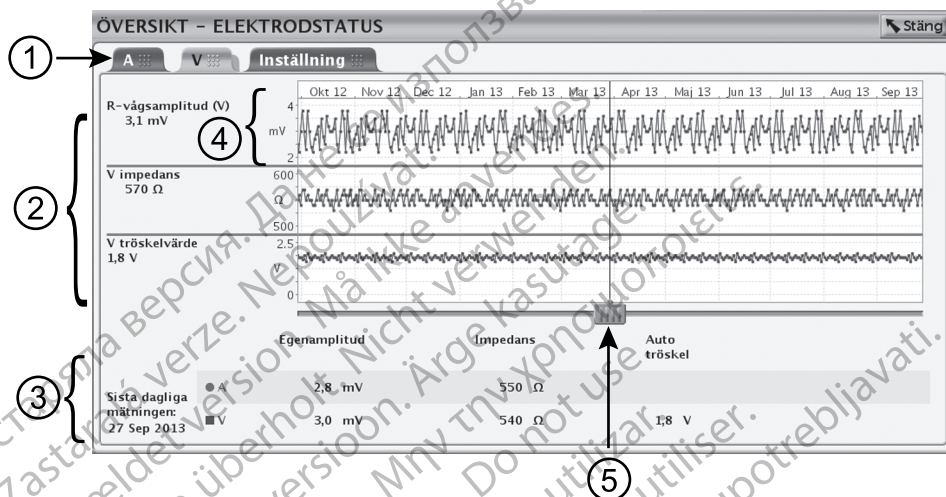
På översiktsskärmen Elektrodstatus finns information om de dagliga mätningarna för de elektroder som används (Figur 3–3 Översiktsskärmen Elektrodstatus på sida 3-8):

- 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 elektrodmätningar 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

Tabell 3–2. Egenamplitud: Villkor för Daglig Mätning, programmerarskärmen och grafisk representation (fortsättning följer)

Villkor	Programmerarskärmen	Grafisk representation
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	
	< 0,1 med varningsikon	Ritad punkt vid respektive nedre gränsvärde
	> 25 med varningsikon	Ritad punkt vid respektive övre gränsvärde ^a

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
Amplitudmätvärde inom området	Mätvärde	Ritad punkt
Elektrodkonfiguration har programmerats till Av/Ingen	Ogiltig data	Lucka
Störningar detekterades under testperioden	Störning	Lucka
Impedansmätvärden utanför området (stimuleringselektroder) (Ω)	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	
	> Högsta gränsvärdet för Stimulering Hög impedans med varningsikon < Lägsta gränsvärdet för Stimulering Låg impedans med varningsikon	Ritad punkt vid respektive lägsta eller högsta gränsvärde ^a

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
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 2-13).

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

- Pulsgeneratoren 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 2-13).

POSTOPERATIVT SYSTEMTEST (POST)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT och ESSENTIO.

POST-funktionen 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.

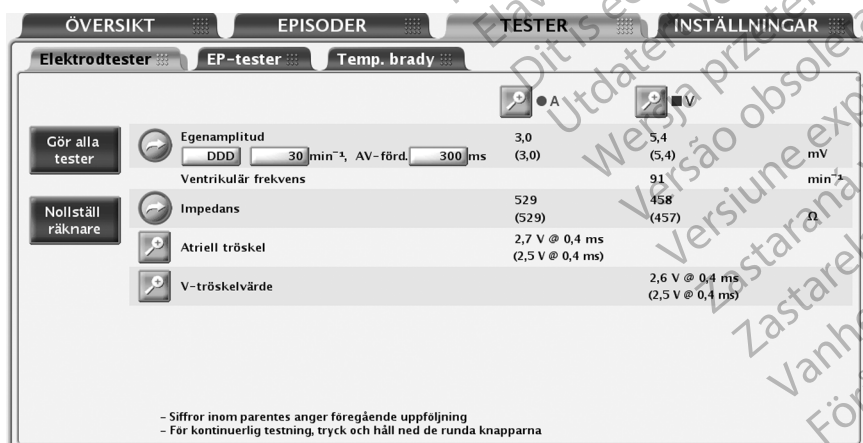
NOTERA: Stimuleringsparametrar kan justeras tillfälligt för att säkerställa giltiga mätresultat.

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 man spela in resultatet för den dagliga mätningen ("Elektrodstatus" på sida 3-6).

ELEKTRODTESTER

Följande elektrodtester kan användas (Figur 3–4 Skärmen Elektrodtester på sida 3-10):

- 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⁻¹
 - 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 pulsgenerators 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 stimuleringselektrodena 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 interogeringen 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 anpassas energinivåerna för PaceSafe med hjälp av resultatet från de beordrade automatiska amplitudmätningarna.

Om du vill göra en manuell tröskelmätning av ventrikulär och atriell pulsbredd, välj alternativet Pulsbredd på skärmen Tröskelvärde detaljer.

Manuellt Tröskeltest

En säkerhetsmarginal på minst 2X spänningen eller 3X pulsbredden rekommenderas för varje kammare med utgångspunkt från capturetröskelvärdena. Detta bör ge en tillräcklig säkerhetsmarginal och bidra till ökad batterilivslängd. 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: Startvärdena för Amplitud och Pulsbredd beräknas automatiskt. Enheten hämtar de lagrade resultaten från den föregående tröskelvärdesmätningen (för den parameter som testas) och ställer in parametern tre steg över det föregående tröskelvärdet. Värdet för LRL är förinställt på 90 min^{-1} . Vid DDD-mod begränsas LRL ytterligare till 10 min^{-1} lägre än MTR.

NOTERA: Om DDD-mod har valts och du väljer ett atriellt eller ventrikulärt test minskar stimuleringsenergin endast i den valda kammaren.

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 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 PRM-enheten (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

Vid DDD-mod används Normal bradyMTR.

5. Kontrollera EKG-skärmen och stoppa testet med knappen Avsluta eller knappen AVBRYT BEHANDLINGEN om du observerar förlust av capture. 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 capture) 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 RedigeraDagens 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 senast 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 pulsgeneratorns minne, hämtas under den inledande interogeringen och visas på skärmen Elektrodtester samt på skärmen Elektrodstatus. Mätvärdena finns även i rapporten Quick Notes.

Beordrat automatiskt tröskeltest

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Ett beordrat automatiskt tröskeltest 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
 - Perioder/steg
 - 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 capture, 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 capture kunde påvisas. En 10-sekunderskurva (innan förlust av capture) 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.

PATIENTDIAGNOSTIK OCH UPPFÖLJNING

KAPITEL 4

Detta kapitel behandlar följande ämnen

- “Behandlingshistorik” på sida 4-2
- “Arytmiloggbok” på sida 4-2
- “Skärmkopior” 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 4-18

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, ATR (om längre än 48 timmar) och MRT.

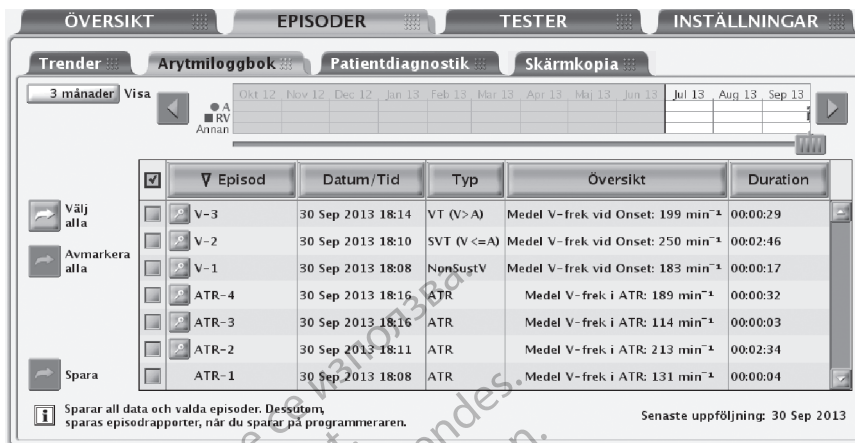
ARYTMIOGGBOK

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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) (ACCOLADE-, PROPONENT-, ESSENTIO- OCH ALTRUA 2-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) ^c	1	50	5	10
MRT	1	10	1	5
PTM (Patienttriggad övervakning)	1	5	1	1
SVT (V≤A) ^a	2	50	3	5

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
NonSustV	3	10	1	2
RA auto ^a	3	1	1	1
RV-auto	3	1	1	1
ATR ^a	4	10	1	3
PMT ^a	4	5	1	3
SBR ^a	4	10	1	3
APM RT ^b	4	1	1	1
RYTHMIQ ^a	4	10	1	3

a. Kan inte användas på SR-modeller.

b. Episoder av Advanced Patient Management i realtid (APM RT) visar EGM som hämtats och lagrats i pulsgeneratoren under uppföljningar av LATITUDE Kommunikator.

c. På SR-enheter är episodtypen Taky.

Så här visar du data från Arytmiloggbok:

- Välj Arytmiloggbok på fliken Episoder. Vid behov interrogeras pulsgeneratoren automatiskt och aktuella data visas. Sparade patientdata kan också visas ("Datalagring" på sida 1-17).
- 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.
- Med hjälp av skjutreglaget och knappen Visa kan du styra vilket datumintervall för episoderna som ska visas i tabellen.
- 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 (MRT-episoder saknar EGM-data)
 - Intervall (MRT-episoder saknar Intervall-data)
- 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.
- 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
- Atriell stimulerings-/avkänningselektrod
- PaceSafe Evoked Response (ER)

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 SlutEGM-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 utökas tiden (den horisontella skalan).

NOTERA: Du kan endast justera utskriftens Hastighet vid visning på skärmen. Utskriftshastigheten för ett sparat 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 Arytmiloggbok när patientens ventrikulära egenfrekvens stiger över ett programmerbart tröskelvärde. Som en

reaktion på tre på varandra följande snabba hjärtslag lagras enheten en episod som slutligen kategoriseras som: VT ($V>A$), SVT ($V<A$) eller en icke ihållande episod. Pulsgeneratorn aktiverar inte någon takybehandling (t.ex. chocker eller ATP).

NOTERA: På enkammarenheter kategoriseras den här episodtypen som Taky eller Icke ihållande.

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-detektionsfrekvens 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.

NOTERA: På enkammarenheter visas istället en Epsd-markör.

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 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 2-55).

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.

NOTERA: På enkammarenheter visas istället en EpsdEnd-markör.

- 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.

NOTERA: På enkammarpulsgeneratorer som har programmerats till AAI(R)-mod avser alla referenser till ventrikulära episoder eller intervall i beskrivningen ovan egentligen atriella episoder eller intervall och de atriella takyepisoder som lagras kategoriseras som ventrikulära episoder i loggboken.

SKÄRMKOPIA

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 förstoras 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Genom funktionen Funktionen Histogram hämtar information från pulsgeneratör och visar 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 (ACCOLADE- och PROPONENT-enheter)

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 (ACCOLADE- och PROPONENT-enheter).

Alla Histogram kan återställas med hjälp av knappen Nollställ 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Följande räknare spelas in av pulsgeneratoren och visas på skärmen Patientdiagnostik:

- Taky
- Brady

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 ihållande episoder

Bradyräknare

Du kan visa information om Bradyräknare genom att trycka på knappen Bradyräknare Detaljer. På den här skärmen visas Bradyepisodräknarna. På varje räknare visas antalet episoder sedan senaste nollställning och näst senaste nollställning. Bradyräknare innehåller information om:

- Atriell stimulering i procent
- RV-stimulering i procent
- Egenrytmpreferens – innehåller Frekvenshysteres % lyckad och AV-sökning + % lyckad
- Atriell arytm – 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 VS-frekvens i AT/AF på skärmen Översikt och i utskrivna rapporter (ACCOLADE- och PROPONENT-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 skrivas ut via fliken Rapporter.

HJÄRTFREKVENSVARIABILITET (HRV)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE och FORMIO.

Hjärtfrekvensvariabilitet (HRV) är en mätning av ändringarna i en patients egna hjärtfrekvens under en 24 timmar lång insamlingsperiod.

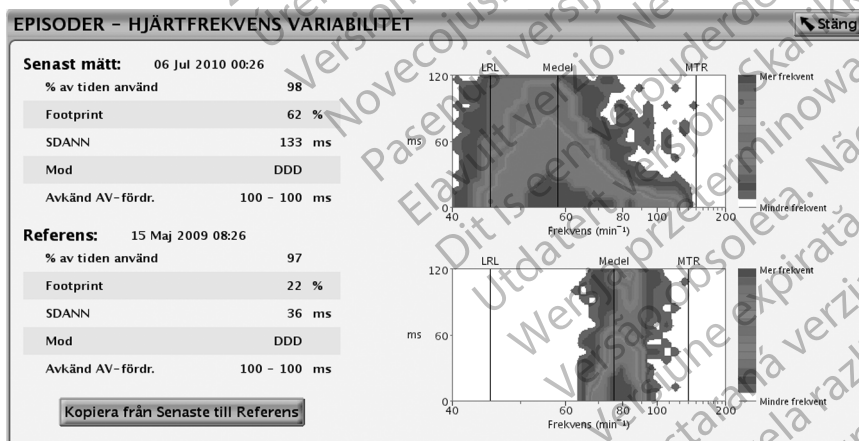
HRV-data samlas endast in på tvåkammarenheter.

Funktionen kan vara till hjälp vid klinisk bedömning av hjärtsviktpatienter.

Det HRV som mäts genom SDANN och HRV Footprint är ett objektiva fysiologiska mätvärde 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.¹ Ett normalt SDANN-värde är 127 plus eller minus 35 ms.¹ Högre SDANN-värden (tyder på större hjärtfrekvensvariabilitet) har kopplats till en lägre risk för mortalitet.^{2,3,4} Similarly, a larger HRV Footprint tyder på större hjärtfrekvensvariabilitet och har kopplats till en lägre risk för mortalitet.^{2,3,4}

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 mätvärde finns även i Trender.
- Aktuella parametrar för Normal Brady/CRT – Mod, LRL, MTR och Avkänd AV-fördröjning.
- 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

Ta hänsyn till följande information när HRV används:

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.

- Hjärtcykeln (R–R-intervallet) i HRV fastställs genom RV-avkända och -stimulerade episoder.
- 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

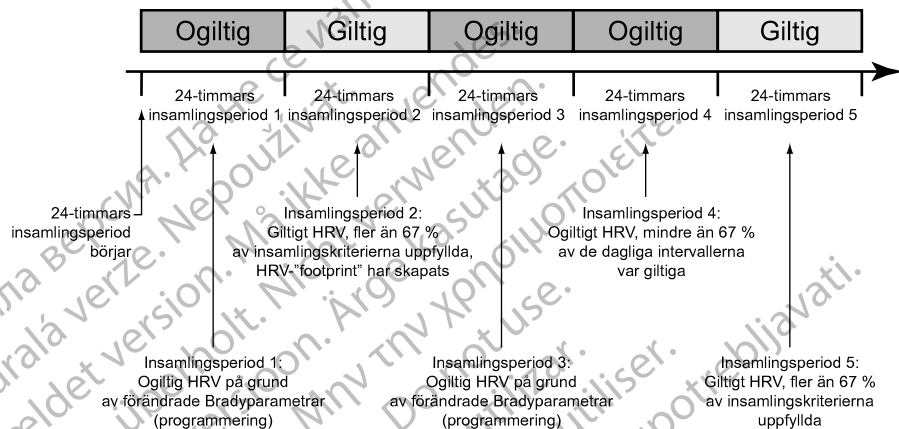
Ogiltiga HRV-episoder är:

- 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 Frekvensutjäming (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 (ACCOLADE-, PROPONENT-, FORMIO-, VITALIO- och INGENIO-enheter) – 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 (ACCOLADE- och PROPONENT-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 (ACCOLADE- och PROPONENT-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 4-15).
- 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.⁵

- 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.⁶ Normalt intervall för LF/HF-förhållandet är 1,5-2,0.⁵ 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.

Så här öppnar du Trender:

1. Välj fliken Trender på skärmen Episoder.
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. (ACCOLADE- och PROPONENT-enheter). I andra modeller innehåller kategorin Atriell arytm Episoder, Hjärtfrekvens och AT-/AF-belastning.
 - Aktivitet – innehåller trenderna Hjärtfrekvens, Aktivitetsnivå och Andningsfrekv..

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).

- 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 skrivs 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 (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2).

Trenden Andningsfrekvens

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, FORMIO, VITALIO och INGENIO.

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.⁷

Funktionen MV-sensor måste programmeras till På eller Passiv för att trenddata för Andningsfrekvens ska kunna samlas in och visas ("Sensor för Minutventilation (MV)" på sida 4-16).

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 Andningssensor. 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.

AP Scan

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, FORMIO och VITALIO.

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.⁸ 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

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

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

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. Programmera MV-sensor till På eller Passiv ("Sensor för Minutventilation (MV)" på sida 4-16).
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: Du måste programmera MV-sensor till På eller Passiv för att kunna aktivera AP Scan. De programmerade parametrarna för Schema för sovtid används inte om MV-sensorn är Av.

För att öka sannolikheten för att patienten sover under datainsamlingen börjar pulsgeneratoren samla 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 pulsgeneratoren 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.

Sensor för Minutventilation (MV)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Sensorn för Minutventilation (MV) samlar in andningsrelaterade data med hjälp av mätvärden för transtorakal impedans för att generera trenderna Andningsfrekvens och AP Scan.

FÖRSIKTIGHET: Programmera MV-sensorn till Av under användning av respirator. Annars kan följande inträffa:

- Oönskad MV-sensordriven frekvens
- Vilseledande andningsbaserad trendanalys

Ungefär var 50 ms (20 Hz) driver pulsgeneratoren en exciterande pulsform mellan RA-ringelektroden och kapseln (primär vektor). Strömledningen mellan dessa elektroder alstrar ett elektriskt fält (som moduleras av andningen) över thorax. Under inandningen är den transtorakala impedansen hög och under utandning är den låg. Pulsgeneratoren känner av den spänningsmodulering som uppstår mellan RA-elektrodspetsen och kapseln. Med hjälp av avancerad filtrering stöds andningsfrekvenser på upp till 72 andetag per minut.

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

- Externa patientmonitorer (t.ex. respiratorer, yt-EKG-monitorer, hemodynamiska monitorer) kan störa pulsgenerators impedansbaserade diagnostik (t.ex. trend för Andningsfrekvens). Denna störning kan även orsaka accelererad stimulering, möjligtvis upp till maximal sensordriven frekvens, när MV är programmerad till På. För att åtgärda misstänkta interaktioner med MV-sensorn ska man inaktivera sensorn, antingen genom att programmera den till Av (ingen MV-frekvensdrivning eller MV-sensorbaserad trendanalys kommer att inträffa), eller Passiv (ingen MV-frekvensdrivning kommer att inträffa). Programmera alternativt Brady-mod till en icke sensorstyrd mod (ingen MV-frekvensdrivning kommer att inträffa). Om en PRM inte finns tillgänglig och pulsgeneratoren stimulerar vid sensordriven frekvens, lägg på en magnet på pulsgeneratoren för att initiera temporär asynkron, icke frekvensstyrd stimulering.

NOTERA: Pulsformen på en enkammarenhet härstammar från och mäts i den kammare där elektroden sitter.

NOTERA: Signalen från MV-sensor framkallar inte en ökad hjärtfrekvens när den har programmerats till Passiv.

Ta hänsyn till följande när du programmerar sensorn:

- Granska EGM i realtid före och efter aktivering av sensorn. Sensorsignalen kan ibland observeras på ett EGM.

FÖRSIKTIGHET: Om signalartefakter från MV-sensorn observeras på EGM och elektroderna i övrigt här konstaterats fungera korrekt ska du överväga att programmera sensorn till Av för att förhindra överavkänning.

- Programmera sensorn till Av om du detekterar eller misstänker förlorad elektrodfunktion.

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

Sensorn kan tillfälligt inaktiveras på pulsgeneratoren i följande situationer:

- Höga nivåer av elektriska störningar – Pulsgeneratoren övervakar kontinuerligt nivåer av elektriska störningar. Sensorn inaktiveras tillfälligt om störningarna är alltför stora (Sensorstatus Avstängd: Störningar detekterade visas) och aktiveras på nytt när störningarna har sjunkit till en godtagbar nivå.
- Förlust av elektrodfunktion – Sensorns elektrodimpedanser analyseras en gång i timmen (separat från de dagliga elektrodmatningarna). Om något impedansvärde ligger utanför intervallet sker följande:

- Pulsgeneratorn analyserar elektrodimpedanserna för en sekundär vektor som drivs från RV-ringelektroden till kapseln och mäts vid RV-elektrodspetsen till kapseln. Om dessa impedansvärden är inom intervallet växlar sensorn till den sekundära vektorn. Om ett elektrodimpedansvärde är utanför intervallet också med den sekundära vektorn så inaktiveras vektorn tillfälligt under den efterföljande timmen.

NOTERA: Om ingen RA-elektrod används kan endast den sekundära vektorn användas.

- Pulsgeneratorn fortsätter att övervaka elektrodimpedansen en gång i timmen för att fastställa om sensorn ska återgå till den primära eller sekundära vektorn, eller vara fortsatt avstängd. Godtagbara värden för elektrodimpedans är 200–2 000 Ω för vektorerna spets till kapsel och ring till kapsel samt 100–1 500 Ω för vektorerna spiral till kapsel.

Så här programmerar du MV-sensorn:

1. Välj Inställningsöversikt på fliken Inställningar på huvudskärmen.
2. Tryck på knappen Brady-inställningar.
3. Markera det alternativ du vill använda för MV-sensor.

FÖRSIKTIGHET: För att erhålla en exakt MV-baslinje kalibreras MV-sensorn automatiskt. Den kan även kalibreras manuellt. En ny manuell kalibrering skall utföras om pulsgeneratorn tas ut ur fickan efter implantation, t.ex. under elektrodomplacering eller i fall där MV-baslinjen kan ha påverkats av faktorer som till exempel hur länge elektroden har varit implanterad, luffickor i dosfickan, pulsgeneratorrörelse på grund av otillräcklig suturering, extern defibrillering eller andra patientkomplikationer (t.ex. pneumothorax).

POST-IMPLANTATIONSFUNKTIONER

Patientaktiverad Monitor-episod (PTM)

Den här funktionen kan användas på enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

Med hjälp av 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 IEGM som alternativ för Magnetfunktion. Denna funktion finns under Tidscyklar, Frekvensförbättringar, Magnet, Störning på skärmen Brady-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 anger inte 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 pulsgeneratoren 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 Tidscyklar, Frekvensförbättringar, Magnet, Störning på skärmen Brady-inställningar.
4. Programmera Magnetfunktion till Spara IEGM.
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 IEGM. 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 IEGM aktiverades, så programmeras Magnetfunktion automatiskt till Asynkron Stimulering.

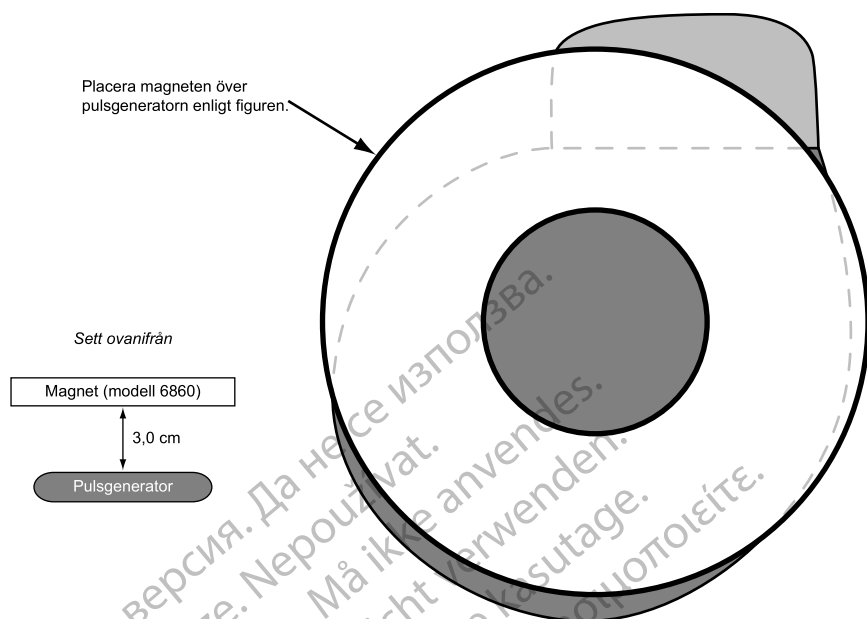
7. Patienttriggad övervakning kan inte vara aktiverad i mer än 60 dagar. Om du vill inaktivera funktionen innan 60 dagar har gått, programmera Magnetfunktion till en annan inställning än Spara IEGM. När 60 dagar har gått efter aktiveringen av Patienttriggad övervakning inaktiveras funktionen automatiskt 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 ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO, ALTRUA 2, FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO.

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 4-20).



Figur 4-4. Rätt placering av magnet Modell 6860 för att aktivera pulsgenerators magnetfunktion

Du kan programmera pulsgenerators inställningar för Magnetfunktion för att styra hur pulsgeneratoren ska reagera när en magnet har detekterats. Inställningarna för Magnetfunktion finns under Tidscyklar, Frekvensförbättringar, Magnet, Störning på skärmen Brady-inställningar.

Inställningar som kan användas för Magnetfunktion är:

- Av – ingenting sker
- Spara IEGM – 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 pulsgeneratoren av att en magnet används.

Spara IEGM

När Magnetfunktion har programmerats till Spara IEGM aktiveras funktionen Patienttriggad övervakning när en magnet används ("Patientaktiverad Monitor-episod" på sida 4-18).

Asynkron Stim

När Magnetfunktion har programmerats till Asynkron Stimulering och en magnet används växlar pulsgeneratoren 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 pulsgeneratoren till asynkron funktion när en magnet används. Om Magnetfunktion har programmerats till Spara IEGM måste du först ta bort magneten i 3 sekunder och sedan placera den på enheten på nytt för att pulsgeneratoren 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 Magnetrespons 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.

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 eller PaceSafe Automatisk Capture för höger ventrikel har programmerats så inaktiveras denna under den tid som magneten används. Energin är inställd på två gånger det senast uppmätta tröskelvärdet och det ges ingen bekräftelse på capture från ett hjärtslag till nästa under den tid som magneten används.

NOTERA: Magnetfunktionen är avstängd medan pulsgeneratorn är i MRT-skyddsmod.

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

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 obsolete. Ne pas utiliser.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úreлт útgáfa. Notið ekki.
Versione obsolete. Non utilizzare.
Pasenusi verzija. Neizmantoť.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Utdatert versjon. Skal ikke brukes.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versione expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.

EP-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 kammartakykardi inte avbryts i tid kan den leda till att patienten avlider.

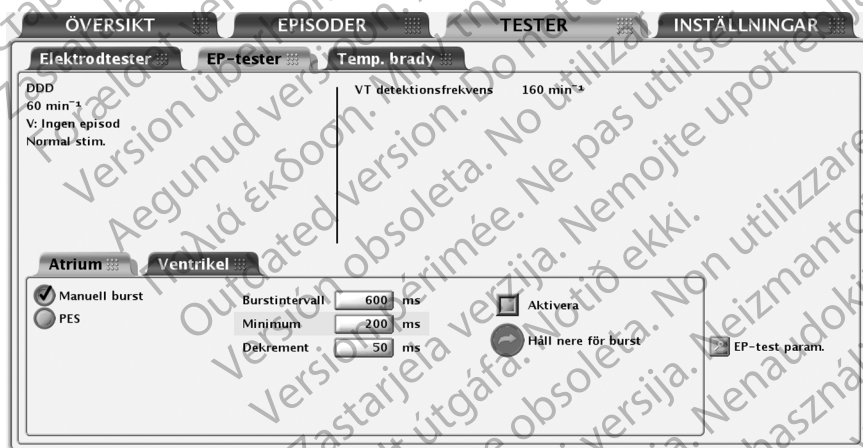
De funktioner som medger noninvasiva EP-tester av arytmi är bland annat:

- 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)

NOTERA: På enkammarenheter används ventrikulär episodrapportering.

- 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 pulsgeneratorn måste upprätthållas så länge EP-testet pågår.
3. Ställ in Backup-stimulering och EP-test avgedd energi på önskat sätt.

NOTERA: Backup-stim. under EP-test finns inte på enkammarenheter eller VDDR-enheter.

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:

- Stimuleringspulser under induktion avges vid de programmerade stimuleringsparametrarna för EP-test

Ventrikulär backupstimulering vid atriella EP-tester

Ventrikulär backupstimulering kan användas under atriella EP-tester (PES, Manuell burst) oberoende av vilken Brady-mod, normal som har programmerats.

NOTERA: Backup-stimulering utförs i VOO-mod.

NOTERA: Backup-stim. under EP-test finns inte på enkammarenheter eller VDDR-enheter.

På tvåkammarenheter som inte är VDDR programmeras parametrarna för backup-stimulering med knappen EP-test parametrar. Parametrarna för Backupstimulering kan programmeras oberoende av de permanenta stimuleringsparametrarna. Backup-stimulering kan även inaktiveras genom att moden Backup-stimulering programmeras till Av.

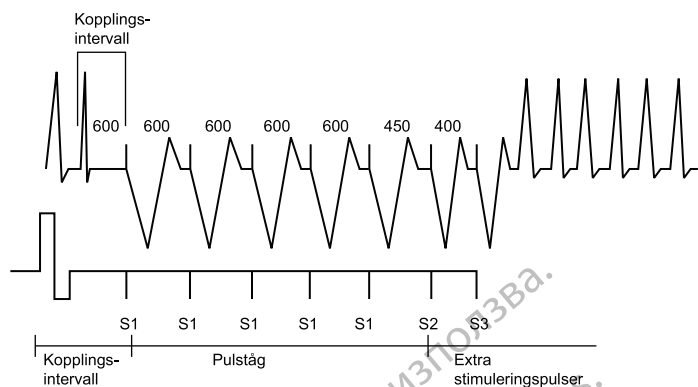
Programmerad elektrisk stimulering (PES)

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 arytm. 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 5-4).

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.

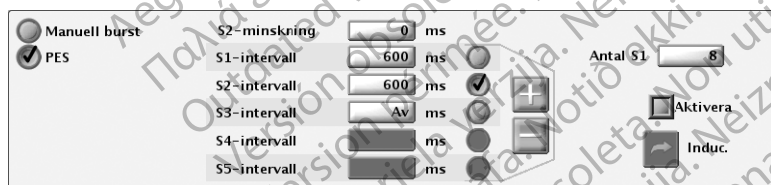
NOTERA: Backup-stim. under EP-test finns inte på enkammarenheter eller VDDR-enheter.



Figur 5-2. PES-induktion, pulståg

Utföra PES-induktion

1. På en tvåkammarenhet som inte är VDDR ska du välja 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 arytmi 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.

NOTERA: Backup-stim. under EP-test finns inte på enkammarenheter eller VDDR-enheter.

Använda Manuell burst-stimulering

1. På en tvåkammarenhet som inte är VDDR ska du välja 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.

NOTERA: På enkammarenheter och VDDR-enheter används bursttidsgränsen på 30 sekunder.

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.
Aegunud versioón. Äрге kasutage.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Versión obsoleta. No utilizar.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Úrelt útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Ne pas utiliser.
Novecojsi versija. Non utilizzare.
Pasenusi versija. Neizmantot.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Ne uporabite.
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 ^a
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	Lagring

Tabell A-3 . Parametrar för stimuleringsbehandling (specificerade för 750 Ω belastning)

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Mod ^{a, b, d}	DDD(R); DDI(R); DOO; VDD(R); VVI(R); VOO; AAI(R); AOO; Av; Temporär: DDD, DDI, DOO, VDD, VVI, VOO, AAI, AOO, Av	Tvåkammarenhet: DDD; Enkammarenhet: VVI
Mod ^{a, b, d} (VDDR-modell)	VDD(R); VVI(R); VOO; Av; Temporär: VDD; VVI; VOO; Av	VDD
Basfrekvens (LRL) ^{a, c, d} (min ⁻¹)	30, 35, ..., 185	60 (tolerans \pm 5 ms)
Maximal trackingfrekvens (MTR) ^{a, d} (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerans \pm 5 ms)
Maximal sensorfrekvens (MSR) ^f (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerans \pm 5 ms)
Pulsens Amplitud ^{a, d, e, k} (tvåkammarenhet, 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)
Pulsens Amplitud ^{a, d, e} (tvåkammarenhet, 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)
Pulsens Amplitud ^{a, d, e} (enkammarenhet) (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)
Daglig Trend för pulsens Amplitud ^g (kan programmeras separat för respektive kammare som har PaceSafe-funktionen)	Ej aktiv, Aktiverad	Aktiverad (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och ALTRUA 2) Ej aktiv (FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO)
Pulsbredd ^{a, d, e, h} (förmak, höger 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 ^f	På, Passiv	Passiv
Accelerometer aktivitetströskelvärde	Mycket låg, Låg, Medellåg, Medel, Medelhög, Hög, Mycket hög	Medel
Accelerometer reaktionstid (sek)	10, 20, ..., 50	30
Accelerometer responsfaktor	1, 2, ..., 16	8
Accelerometer återgångstid (min)	2, 3, ..., 16	2
Minutventilation ^f	På, Passiv, Av	Passiv
Minutventilationsresponsfaktor	1, 2, ..., 16	8
Konditionsnivå för Minutventilation	Stillasittande, Aktiv, Spänstig, Uthållighetssport	Aktiv

Tabell A-3. Parametrar för stimuleringsbehandling (specificerade för 750 Ω belastning) (fortsättning följer)

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Patientens Ålder ^j	≤ 5, 6–10, 11–15, ..., 91–95, ≥ 96	56–60
Patientens Kön ^j	Man, Kvinna	Man
Ventilationströskel (min ⁻¹)	30, 35, ..., 185	120 (tolerans ± 5 ms)
Ventilationströskel Responsfaktor (%)	Av, 85, 70, 55	70
Frekvenshysteres Hysteresoffset ^f (min ⁻¹)	-80, -75, ..., -5, Av	Av (tolerans ± 5 ms)
Frekvenshysteres Sökningshysteres ^f (cykler)	Av, 256, 512, 1 024, 2 048, 4 096	Av (tolerans ± 1 cykel)
Frekvensutjämning (Upp, Ned) ^f (%)	Av, 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 25	Av (tolerans ± 1 %)
Max stimfrekvens vid frekvensutjämning (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerans ± 5 ms)
Plötslig bradyrespons (SBR) ^{f i}	Av, På	Av
SBR atriella stimuleringar innan terapi ⁱ	1, 2, ..., 8	3
SBR Atriell stimuleringsfrekvens höjning ^f (min ⁻¹)	5, 10, ..., 40	20
SBR Terapi Duration ⁱ (min)	1, 2, ..., 15	2
SBR Inhibering under vila ⁱ	Av, På	På
Konfiguration för Stim./Avkänd i förmak ^{a d} i (tvåkammar enhet)	Unipolär, Bipolär, Bipolär/Unipolär, Unipolär/Bipolär, Unipolär/Av, Bipolär/Av	Bipolär (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och ALTRUA 2) Unipolär (FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO)
Konfiguration för Stim./Avkänd i höger kammare ^{a d} (tvåkammar enhet)	Unipolär, Bipolär, Bipolär/Unipolär, Unipolär/Bipolär	Bipolär (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och ALTRUA 2) Unipolär (FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO)
Konfiguration för Stim./Avkänd ^{a d} (enkammar enhet)	Unipolär, Bipolär, Bipolär/Unipolär, Unipolär/Bipolär	Bipolär (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och ALTRUA 2) Unipolär (FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO)
Konfiguration för Avkänd i förmak ^{a d} (VDDR-modell)	Unipolär, Bipolär, Bipolär/Unipolär, Unipolär/Bipolär	Bipolär (ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO och ALTRUA 2) Unipolär (FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO)
Säkerhetsomkopplare (kan programmeras separat i varje kammare)	Av, På	På
Högsta Stimulerad AV-fördröjning ^{a d i} (ms)	30, 40, ..., 400	180 (tolerans ± 5 ms)
Lägsta Stimulerad AV-fördröjning ^{a d i} (ms)	30, 40, ..., 400	80 (tolerans ± 5 ms)
Högsta Avkänd AV-fördröjning ^{a d} (ms)	30, 40, ..., 400	150 (tolerans ± 5 ms)
Högsta Avkänd AV-fördröjning ^{a d} (VDDR-modell) (ms)	30, 40, ..., 400	180 (tolerans ± 5 ms)
Lägsta Avkänd AV-fördröjning ^{a d} (ms)	30, 40, ..., 400	65 (tolerans ± 5 ms)
Lägsta Avkänd AV-fördröjning ^{a d} (VDDR-modell) (ms)	30, 40, ..., 400	80 (tolerans ± 5 ms)
AV-sökning ^{+f}	Av, På	Av

Tabell A-3. Parametrar för stimuleringsbehandling (specificerade för 750 Ω belastning) (fortsättning följer)

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
AV-sökning + Sök AV-fördröjning (ms)	30, 40, ..., 400	300 (tolerans \pm 5 ms)
AV-sökning + sökintervall (cykler)	32, 64, 128, 256, 512, 1 024	32 (tolerans \pm 1 cykel)
RHYTHMIQ ^f i	AAI(R) med VVI-backup, Av	Av
Maximal A-refraktärperiod (PVARP) ^{a d} (tvåkammarenhet) (ms)	150, 160, ..., 500	280 (tolerans \pm 5 ms)
Minsta A-refraktärperiod (PVARP) ^{a d} (tvåkammarenhet) (ms)	150, 160, ..., 500	240 (tolerans \pm 5 ms)
Maximal V-refraktärtid (VRP) ^{a d} (tvåkammarenhet) (ms)	150, 160, ..., 500	250 (tolerans \pm 5 ms)
Minsta V-refraktärtid (VRP) ^{a d} (tvåkammarenhet) (ms)	150, 160, ..., 500	230 (tolerans \pm 5 ms)
Maximal refraktärtid ^{a d} (enkammarenhet) (ms)	150, 160, ..., 500	250 (tolerans \pm 5 ms)
Minsta refraktärtid ^{a d} (enkammarenhet) (ms)	150, 160, ..., 500	250 (tolerans \pm 5 ms)
PVARP efter PVC ^a (ms)	Av, 150, 200, ..., 500	400 (tolerans \pm 5 ms)
A-blank efter V-stim ^{a d l} (ms)	Smart, 45, 65, 85, 105, 125, 150, 175, 200	125 (tolerans \pm 5 ms)
A-blank efter V-avkänd ^{a d l} (ms)	Smart, 45, 65, 85	45 (tolerans \pm 5 ms)
V-blank efter A-stim ^{a d l} (ms)	45, 65, 85	65 (tolerans \pm 5 ms)
Störningsrespons ^a	AOO, VOO, DOO, Inhibera stimulering	DOO för DDD(R)- och DDI(R)-mod; VOO för VDD(R)- och VVI (R)-mod; AOO för AAI(R)-mod
Störningsrespons ^a (VDDR-modell)	VOO, Inhibera stimulering	VOO
Magnetfunktion	Av, Spara IEGM, Asynkron Stim	Asynkron Stim

- De programmerade värdena för Normal brady används som nominella värden vid stimulering med Temporär brady.
- En förklaring av de programmerbara värdena finns under NASPE/BPEG-koderna nedan. Identifieringskoden från North American Society of Pacing and Electrophysiology (NASPE) och British Pacing and Electrophysiology Group (BPEG) utgår från de kategorier som finns i tabellen.
- Den grundläggande pulsperioden är lika med stimuleringsfrekvensen och pulsintervallet (ingen hysteres). Rusningskryddskretsen förhindrar att bradykardistimuleringen ökar över 205 min⁻¹. Om en magnet används kan det påverka stimuleringsfrekvensen (testpulsintervallet).
- Kan programmeras separat för Temporär brady.
- Värdena påverkas inte av temperaturvariationer inom området 20 °C–43 °C för enheterna FORMIO, VITALIO, INGENIO och ADVANTIO. Värdena påverkas inte av temperaturvariationer inom området 20 °C–45 °C för enheterna ACCOLADE, PROPONENT, ESSENTIO OCH ALTRUA 2.
- Denna parameter är inaktiverad vid Temporär brady.
- Denna parameter aktiveras automatiskt om Auto har valts för pulsens Amplitud.
- När pulsens Amplitud är inställd på Auto eller Daglig Trend för pulsens Amplitud är aktiverad så har Pulsbredd en fast inställning på 0,4 ms.
- Ej tillämpligt på VDDR-modeller.
- Den här parametern används för att beräkna Ventilationströskel Responsfaktor.
- Auto kan användas på modeller med funktionen Pacesafe.
- Smart kan användas när AGC har valts som Avkänningsmetod.

Tabell A-4. Värden för Brady-mod med utgångspunkt från NASPE/BPEG-koder

Placering	I	II	III	IV	V
Kategori	Stimulerade kammare	Avkända kammare	Avkännings-respons	Programmerbarhet, frekvensmodulering	Antitakyarytmifunktioner
Beteckningar	0–Ingen	0–Ingen	0–Ingen	0–Ingen	0–Ingen
	A–Atrium	A–Atrium	T–Triggad	P–Enkelt programmerbar	P–Stimulering (Antitakyarytmi)
	V–Ventrikel	V–Ventrikel	I–Inhiberad	M–Multiprogrammerbar	S–Chock
	D–Bipolär (A&V)	D–Bipolär (A&V)	D–Bipolär (T&I)	C–Kommunicerande	D–Bipolär (P&S)

Tabell A-4. Värden för Brady-mod med utgångspunkt från NASPE/BPEG-koder (fortsättning följer)

Placering	I	II	III	IV	V
				R-Frekvensmodulering	
Tillverkarens Egen Beteckning	S-Enkel (A eller V)	S-Enkel (A eller V)			

Tabell A-5. MRT-skyddsparametrar

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Brady-mod vid MRT	Av, VOO, AOO, DOO	DOO för DDD(R), DDI(R) eller DOO normala Brady-mod, VOO för VDD(R), VVI(R) eller VOO normala Brady-mod, AOO för AAI(R) eller AOO normal Brady-mod; Av för normal Brady-modAv
Basfrekvens vid MRT (LRL) (min ⁻¹)	30, 35, ..., 100	20 min ⁻¹ över LRL i normalmod
Atriell amplitud (V) vid MRT	2,0, 2,1, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	5,0 (tolerans ± 15 % eller ± 100 mV, beroende på vilket som är högst) ^a
Ventrikulär amplitud (V) vid MRT	2,0, 2,1, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	5,0 (tolerans ± 15 % eller ± 100 mV, beroende på vilket som är högst) ^a
Timeout MRT-skydd (timmar)	Av, 12, 24, 48	24

a. Under övergången till MRT-skyddsmod kan det ta upp till 6 hjärtstimuleringscykler för stimuleringsamplituden att hamna inom det angivna toleransområdet.

Tabell A-6. Sensortrender

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Inspelningsmetod	Från slag till slag; Av; 30 sekunders medelvärde	30 sekunders medelvärde
Datalagring	Kontinuerlig; Fast	Kontinuerlig

Tabell A-7. Ventrikulär Taky EGM lagring

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
EGM-lagring, taky (enkammarmodeller)	Av, På	På
Ventrikulär Taky EGM lagring (tvåkammarmodeller)	Av, På	På
Takydetektionsfrekvens ^a (enkammarmodeller) (min ⁻¹)	90, 95, ..., 210, 220	160 (tolerans ± 5 ms)
VT-detektionsfrekvens ^b (endast tvåkammarmodeller) (min ⁻¹)	90, 95, ..., 210, 220	160 (tolerans ± 5 ms)

a. Takydetektionsfrekvens måste vara ≥ 5 min⁻¹ högre än Maximal sensorfrekvens och Max stim.frekvens, och måste vara ≥ 15 min⁻¹ högre än inställd Basfrekvens.

b. VT-detektionsfrekvens måste vara ≥ 5 min⁻¹ högre än Maximal trackingfrekvens, Maximal sensorfrekvens och Max stim.frekvens, och måste vara ≥ 15 min⁻¹ högre än inställd Basfrekvens.

Tabell A-8. Parametrar för förmakstakykardi

parameter	Programmerbara värden	Nominella
ATR-modbyte ^a	Av, På	På
ATR-detektionsfrekvens ^a ^c (min ⁻¹)	100, 110, ..., 300	170 (tolerans ± 5 ms)
ATR-duration ^a (cykler)	0, 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, 1 024, 2 048	8 (tolerans ± 1 hjärtcykel)
ATR antal för modbyte ^a (cykler)	1, 2, ..., 8	8
ATR antal för återgång ^a (cykler)	1, 2, ..., 8	8

Tabell A-8. Parametrar för förmakstakykardi (fortsättning följer)

parameter	Programmerbara värden	Nominella
ATR-återgångsmod ^d	VDI, DDI, VDIR, DDIR	DDI
ATR-återgångsmod ^e (VDDR-modell)	VDI, VDIR	VDI
ATR-återgångstid ^a (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 ^a (min ⁻¹)	30, 35, ..., 185	70 (tolerans ± 5 ms)
ATR Ventrikulär Frekvensreglering (VRR) ^a	Av, På	På
Maximal stimuleringsfrekvens (MPR) för ATR ^a (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerans ± 5 ms)
A-fladder respons ^b	Av, På	På
A-fladderrespons triggingsfrekvens ^c (min ⁻¹)	100, 110, ..., 300	170 (tolerans ± 5 ms)
Avbryt PMT ^b	Av, På	På
Ventrikulär frekvensreglering (VRR) ^b	Av, På	Av
Maximal stimuleringsfrekvens (MPR) för VRR (min ⁻¹)	50, 55, ..., 185	130 (tolerans ± 5 ms)
APP/ProACT ^b	Av, På	Av
Max stim.frekvens för APP/ProACT (min ⁻¹)	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. 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.

d. 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.

e. Om Normal brady ATR Återgångsmod är VDIR eller VDI så är ATR-återgångsmod för Temporär brady VDI.

Tabell A-9. Sensitivitet

Parameter ^{a b c}	Programmerbara värden	Nominella
Avkänningsmetod ^d	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
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

a. Kan programmeras separat för Temporär brady.

b. De programmerade värdena för Normal brady används som nominella värden vid stimulering med Temporär brady.

c. På enkammarmodeller fastställs det nominella värdet genom den kammare som väljs.

d. Det programmerade värdet för Avkänningsmetod bestämmer de tillämpliga värdena (AGC eller Fast) i varje kammare.

Tabell A-10. Dagliga Elektrodmätningar

Parameter	Programmerbara värden	Nominell
Atriell egenamplitud	På, Av	På
Ventrikulär egenamplitud	På, Av	På
Egenamplitud (enkammarmodeller)	På, Av	På
Atriell impedans	På, Av	På

Tabell A-10. Dagliga Elektrod mätningar (fortsättning följer)

Parameter	Programmerbara värden	Nominell
Ventrikulär Impedans	På, Av	På
Impedans (enkammarmodeller)	På, Av	På
Atriell gräns för Låg impedans (Ω)	200, 250, (...), 500	200
Gräns för Hög impedans för förmak (Ω)	2 000, 2 250, ..., 3 000	2 000
Gräns för Låg impedans för kammare (Ω)	200, 250, (...), 500	200
Gräns för Hög impedans för kammare (Ω)	2 000, 2 250, ..., 3 000	2 000
Låg impedansgräns (Ω) (enkammarmodeller)	200, 250, (...), 500	200
Hög impedansgräns (Ω) (enkammarmodeller)	2 000, 2 250, (...), 3 000	2 000
Postoperativa systemtester (POST) (timmar)	Av, 2, 3, (...), 24	4

Tabell A-11. EP-test-backup

Parameter	Programmerbara värden	Nominella
Mod för Backup-stim. ^{a c}	Av, På	På
Backup-stim. Basfrekvens ^{a b c} (min^{-1})	30, 35, ..., 185	60 (tolerans ± 5 ms)
Backup-stim. V-refraktärperiod ^{a b c} (ms)	150, 160, ..., 500	250 (tolerans ± 5 ms)
EP-test avgedd energi Atriell amplitud (tvåkammarmodeller när testet utförs i förmak) (V)	Av; 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 5,0	5,0 (tolerans ± 15 % eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
EP-test avgedd energi Amplitud (enkammarmodeller) (V)	Av; 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	7,5 (tolerans ± 15 % eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
EP-test avgedd energi V-amplitud (tvåkammarmodeller) (V)	Av; 0,1, 0,2, ..., 3,5, 4,0, ..., 7,5	7,5 (tolerans ± 15 % eller 100 mV, beroende på vilket som är högst)
EP-test avgedd energi Atriell pulsbredd (tvåkammarmodeller 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 Pulsbredd (enkammarmodeller) (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 V-pulsbredd (tvåkammarmodeller) (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.
c. Gäller inte VDDR- eller enkammarmodeller.

Tabell A-12. PES (Programmerad Elektrisk Stimulering)

Parameter ^a	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 ± 5 ms)
S2-intervall (ms)	Av, 120, 130, ..., 750	600 (tolerans ± 5 ms)
S3-intervall (ms)	Av, 120, 130, ..., 750	Av (tolerans ± 5 ms)

Tabell A-12. PES (Programmerad Elektrisk Stimulering) (fortsättning följer)

Parameter ^a	Programmerbara värden	Nominell
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-13. Manuell burststimulering

Parameter ^a	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 versioón. Myn þyn χρησιμοποιείτε.
Παλιά έκδοση. Μην την χρησιμοποιείτε.
Outdated version. Do not use.
Versión obsoleta. No utilizar.
Zastarjela verzija. Nemojte upotrebljavati.
Version périmée. Ne pas utiliser.
Úrelt útgáfa. Notið ekki.
Novecojusi versija. Non utilizzare.
Zastarjela verzija. Neizmantot.
Úreilt útgáfa. Notið ekki.
Versione obsoleta. Ne használja!
Pasenusi versija. Nenaudokite.
Elavult verzió. Ne használja!
Dit is een verouderde versie. Niet gebruiken.
Wersja przeterminowana. Nie używać.
Versão obsoleta. Não utilize.
Versiune expirată. A nu se utiliza.
Zastaraná verzia. Nepoužívať.
Zastarela različica. Ne uporabite.
Vanhentunut versio. Älä käytä.
Föråldrad version. Använd ej.
Güncel olmayan sürüm. Kullanmayın.








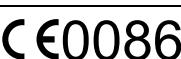

SYMBOLER PÅ FÖRPACKNINGEN

BILAGA B

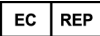










SYMBOLER PÅ FÖRPACKNINGEN

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
	Ateranvänd ej
	Använd inte om förpackningen är skadad
	Se bruksanvisningen på följande webbplats: www.bostonscientific-international.com/manuals
	Temperaturbegränsning
	CE-märkning för överensstämmelse med identifieringen av det registrerade organ som godkänner användning av märkningen
	Placera telemetrihuvudet här
	Öppna här

Tabell B-1. Symboler på förpackningen (fortsättning följer)

Symbol	Beskrivning
	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

A

A-blankning
 efter RV-avkänd 2-68
 efter V-stimulering 2-67
A-fladder respons 2-45
A-takyrespons (ATR)
 modbyte 2-41
ABM (Autonom balansmonitor) 4-14
Accelerometer 2-26
 aktivitetströskel 2-28
 återgångstid 2-29
 reaktionstid 2-28
 responsfaktor 2-27
AGC (automatic gain control, automatisk förstärkning) 2-22
Akronym (se Om denna handbok på handbokens framsida) 6
Aktivitetströskel 2-28
Amplitud 2-13
 egentest 3-11
Antal för återgång 2-43
Antal för modbyte 2-43
AP Scan 4-15
Arytmiloggbok 4-2
 episodinformation 4-5
 händelseöversikt 4-5
 intervall 4-6
 lagrat EGM 4-5
 Ventrikulär taky EGM-lagring 4-6
Återgång, atriellt modbyte
 LRL 2-44
 mod 2-43
 tid 2-43
Återgångstid 2-29
ATR (atriell takyrespons)
 antal för återgång 2-43
 antal för modbyte 2-43
 Avbryt PMT 2-45
 duration 2-42
 frekvenströskel 2-42
 LRL, återgång 2-44
 maximal stimuleringfrekvens 2-44
 mod, återgång 2-43
 modbyte 2-41
 slut på ATR-episod 2-44
 tid, återgång 2-43
ATR (Atriell takyrespons)
 A-fladder respons 2-45
ATR (atriellt takyrespons)
 ventrikulär frekvensreglering 2-44
ATR-detektionsfrekvens 2-42
Atriell
 användning av atriell information 2-55
 refraktärtid, post-ventrikulär atriell (PVARP) 2-63
 refraktärtid, samma kammare 2-64
Atriell overdrive 2-47
Atriell pacingpreferens (APP) 2-47
 maximal stimuleringsfrekvens 2-48
Atriell tacky
 atriell pacingpreferens 2-47

 ProACT 2-47
Atriell taky
 a-fladder respons 2-45
 ATR-modbyte 2-41
 atriell pacingpreferens 2-47
 Avbryt PMT 2-45
 ProACT 2-48
 ventrikulär frekvensreglering 2-44
Automatisk registrering
 RVAC 2-17
Automatiskt tröskelvärde
 RAAT 2-13
AV-fördröjning 2-57
 avkänd 2-59
 RYTHMIQ 2-61
 Sök 2-60
 stimulerad 2-57
AV-sökning + 2-60
 Sök AV-fördröjning 2-60
 Sökintervall 2-61
AVBRYT BEHANDLINGEN 1-16
Avbryt PMT (pacemakerförmedlad takykardi) 2-45
Avsluta
 avsluta en telemetrisession 1-9

B

Basfrekvens (LRL) 2-8
Batteri
 Explantationsstatus 3-4
 ikon 1-5
 indikator 3-4
 status 3-2
Behandling
 stimulering 2-2
Behandlingshistoria
 hjärtfrekvensvariabilitet (HRV) 4-10
Behandlingshistorik 4-2
 arytmiloggbok 4-2
 histogram 4-9
 patienttriggad övervakning 4-18
 räknare 4-10
Blankning 2-66
 A-blankning efter RV-avkänd 2-68
 A-blankning efter V-stimulering 2-67
 RV-blankning efter A-stimulering 2-67
Brady-takyrespons (BTR) 2-67
Burst
 stimulering, manuell burst 5-5

D

Dagliga mätningar 3-6
Data
 disk 1-17
 minne 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 4-18
Diagnostiskt
 elektrodstest 3-10
 histogram 4-9
Diatermi
 mod 2-2
Disk
 data 1-17
 läs 1-17
 spara 1-17
Dubbel sensor kombination 2-37
Duration
 ATR (atriell takyrespons) 2-42
Dynamisk störningsalgoritm 2-24, 2-70

E

EKG (elektrogram)
 display 1-3
 realtid 1-3
EKG (elektrokardiogram)
 display 1-3
 yta 1-3
Elektrod
 Dagliga mätningar 3-6
 egenamplitud 3-11
 Elektrodstatus 3-6
 ikon 1-5
 impedans 3-11
 konfiguration 2-54
 test 3-10
 tröskelvärde 3-12
Elektrod, elektrodkonfiguration 2-54
Enhets
 minne 1-18
EP-test (elektrofysiologiskt test) 5-2
 burststimulering, manuell 5-5
 induktion 5-3
 programmerad elektrisk stimulering (PES) 5-3
 ventrikulär backup-stimulering vid atriell
 stimulering 5-3
Episod
 behandlad 4-10
 behandlingshistorik 4-2
 ikon 1-5
 obehandlad 4-10
 översikt 4-5
 slut på ATR 2-44

F

Flikar, programvara 1-5
Förpackning

symbol på B-1
Fortsätt
 ikon 1-6
Frekvens
 magnet 3-3
 maximal sensor 2-11
 maximal tracking 2-9
 nedre gräns (LRL) 2-8
Frekvensförbättring, stimulering
 frekvenshysteres 2-49
 frekvensutjämning 2-49
 ProACt 2-48
Frekvensförbättringar, stimulering
 atriell pacingpreferens (APP) 2-47
 ProACt 2-47
Frekvenshysteres 2-49
 hysteresoffset 2-49
 sökningshysteres 2-49
Frekvenströskel, ATR 2-42
Frekvensutjämning 2-49
 Maximal stimuleringsfrekvens 2-51
 nedåt 2-51
 uppåt 2-51

G

Gul notera 1-7

H

Händelse
 räknare 4-10
Histogram 4-9
Hjärtfrekvensvariabilitet (HRV) 4-10
Horisontellt skjutreglage
 ikon 1-6
Huvud, telemetri 1-8
Hysteres, frekvens 2-49

I

Ikon
 batteri 1-5
 detaljerad 1-5
 elektrod 1-5
 episod 1-5
 fortsätt 1-6
 horisontellt skjutreglage 1-6
 information 1-5
 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 3-11
Implantation
post, information 4-18
Indikationsbaserad programmering (IBP) 1-14
Induktion, EP-test 5-3
Information
elektrod 1-17
ikon 1-5
implantation 1-17
patient 1-17
Information post-implantation
magnetfunktion 4-19
Inkrement och dekrement
ikon 1-6
Interrogera 1-9
Intervall
arytmiloggbok 4-6

K

Knappar, programvara 1-5
Kombinerade sensorer 2-37
Kommunikation, telemetry
Radiofrekvens (RF) 1-8
Konditionsnivå 2-37
Kör
ikon 1-6
Kryssruta
ikon 1-5

L

Lagrat EGM
arytmiloggbok 4-5
Läs data 1-17
LATITUDE 6
LATITUDE NXT 6
Loggbok 4-2

M

Magnet
frekvens 3-3
funktionsinställning 4-19
Manuell burststimulering 5-5
Manuell programmering 1-15
Maximal
sensorfrekvens (MSR) 2-11
stimuleringsfrekvens 2-44, 2-48
trackingfrekvens (MTR) 2-9
Maximal stimuleringsfrekvens
frekvensutjämning 2-51
Minne, enhet 1-18

Minutventilation 2-30
konditionsnivå 2-37
Responsfaktor 2-34
Ventilationströskel 2-35
Ventilationströskel Responsfaktor 2-35
Mod
återgång ATR (atriell takyrespons) 2-43
Demonstration 1-7
diatermi 2-2
Programmerare (PRM) 1-3
stimulering 2-5
MRT-skyddsmod 2-3

N

Notera, gul 1-7
Ny eller förbättrad funktion 3

O

Övre frekvensbeteende 2-10

P

PaceSafe
RAAT 2-13
RVAC 2-17
Patient
informationsikon 1-5
Patientinformation 1-17
Patienttriggad övervakning 4-18
PES (programmerad elektrisk stimulering) 5-3
PG-moder 2-2
Plötslig bradyrespons 2-52
POST 3-10
Post implantationsinformation 4-18
POST Slutfört
ikon 1-6
Postoperativt
systemtest 3-10
Prematur förmakskontraktion (PAC) 2-47–2-48
Prematur kammarkontraktion (PVC) 2-64
ProAct 2-48
Program 1-14
Programmerare (PRM) 1-2
använda färg 1-7
Demonstrationsmod 1-7
kontroller 1-2, 1-15
moder 1-3
terminologi 1-2
Programmeringsrekommendation 1-14–1-15
Programskärm 1-2
Pulsamplitud 2-13
Pulsbredd 2-12
Pulsgenerator (PG)
minne 1-18
utbytesindikatorer 3-4

PVARP (post-ventrikulär atriell refraktärtid) 2-63
dynamisk PVARP 2-63
PVARP (postventrikulär atriell refraktärtid)
efter PVC (prematur kammarmarkontraktion) 2-64
PVC (prematur kammarmarkontraktion) 2-64

R

RAAT (för höger kammare och höger förmak) 2-13
Radiofrekvens (RF)
driftstemperatur, telemetri 1-10, 1-12
starta telemetri 1-9
störning 1-12
telemetri 1-8
Räknare
behandlingshistorik 4-10
brady 4-10
ventrikulär 4-10
Rapport, utskriven 1-3, 1-17
EKG/EGM 1-3
Reaktionstid 2-28
Refraktär
blankning 2-66
Refraktärtid
atriell, post-ventrikulär (PVARP) 2-63
atriell, samma kammare 2-64
höger ventrikel (RVRP) 2-65
PVARP efter PVC 2-64
Refraktärtid i höger kammare (RVRP) 2-65
Refraktärtid; stimulering
refraktärtid 2-62
Responsfaktor, accelerometer 2-27
Responsfaktor, Minutventilation 2-34
RightRate Pacing 2-30
Röd varning 1-7
Rullning
ikon 1-6
RV-blankning efter A-stimulering 2-67
RVAC (automatisk registrering av höger kammare)
2-17
RYTHMIQ 2-61

S

Safety core 1-18
Säkerhet
ZIP-telemetri 1-9, 1-11
Säkerhetsmod 1-18
Säkerhetsomkopplare 2-56
Säkerhetsomkopplare för elektrod 2-56
SBR 2-52
Sensitivitet 2-21
AGC (automatic gain control, automatisk förstärkning) 2-22
fast avkänning 2-25
unipolär avkänning 2-22
Sensor
styrd 2-26
Sensor och trendanalys, stimulering 2-39
accelerometer 2-26

minutventilation 2-30
sensorstyrd 2-26
Sensor och trendmätning, stimulering
maximal sensorfrekvens (MSR) 2-11
Sensorstyrd stimulering 2-26
Skärm, programmerare program 1-2
Skärmkopia 4-8
ikon 1-6
Skriv ut
rapport 1-18
Skrivare
extern 1-18
Skydd
högfrekvent stimulering 2-12
Skydd mot högfrekvent stimulering 2-12
Slut på ATR-episod 2-44
Sök +, AV 2-60
Sök AV-fördröjning 2-60
Sökintervall 2-61
Sortering
ikon 1-6
Spara data 1-17
STAT PACE 1-16
Stimulera
STAT PACE 1-16
Stimulering
ATR-modbyte 2-41
AV-fördröjning 2-57
backup vid atriell stimulering 5-3
backup-pacemaker i säkerhetsmod 1-19
behandling 2-2
burst, manuell 5-5
Indikationsbaserad programmering (IBP) 1-14
maximal sensorfrekvens (MSR) 2-11
maximal trackingfrekvens (MTR) 2-9
mod 2-5
nedre frekvensgräns (LRL) 2-8
PaceSafe RAAT 2-13
PaceSafe RVAC 2-17
parametrar, grundläggande 2-5
pulsbredd 2-12
refraktärtid 2-62
sensor 2-39
sensorstyrd 2-26
skydd mot högfrekvent stimulering 2-12
störningsrespons 2-69
tillfällig 2-25
Stimulering, PES-induktion 5-3
Stimulerings
amplitud 2-13
sensitivitet 2-21
Störning
Dynamisk störningsalgoritm 2-24, 2-70
Störnings
respons 2-69
Symbol
på förpackning B-1
Systemtest
Postoperativt 3-10

T

Telemetri

avsluta en telemetrisession 1-9
driftstemperatur, 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 3-11
EP (elektrofysiologiskt) 5-2
tröskelvärden 3-12

Test av egenamplitud 3-11

Tidmätning

PVARP efter PVC 2-64

Tidscykler, stimulering 2-62

Tidsinställning

blankning 2-66

Tillfällig

stimulering 2-25

Töskel, aktivitet 2-28

Trend

andningsfrekvens 4-15

Trendanalys

sensor 2-39

Trender 4-13

AP Scan 4-15

sensor för minutventilation 4-16

Tröskeltest 3-12

U

Uppföljning

Elektrodstatus 3-6

USB 1-17

Utbytesindikatorer 3-4

V

Vänta

ikon 1-6

Varning, röd 1-7

Ventilationströskel 2-35

Ventilationströskel Responsfaktor 2-35

Ventrikulär backup-stimulering vid atriell stimulering,
EP test 5-3

Ventrikulär frekvensreglering 2-44

maximal stimuleringfrekvens 2-44

Ventrikulär taky EGM-lagring 4-6

Verktysfält 1-4

Vertikalt skjutreglage

ikon 1-6

W

Wenckebach 2-50

Z

ZIP-telemetri 1-8

driftstemperatur 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

ZOOM LATITUDE programmeringsystem

komponenter 1-2

ZOOMVIEW programvara

skärmar och ikoner 1-2

ZOOMVIEW programvaruapplikation

använda färg 1-7

ZOOMVIEW programvarutillämpning 1-2

syfte 1-2

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

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



Boston Scientific
4100 Hamline Avenue North
St. Paul, MN 55112-5798 USA

EC REP

Guidant Europe NV/SA; Boston Scientific
Green Square, Lambroekstraat 5D
1831 Diegem, Belgium

www.bostonscientific.com

1.800.CARDIAC (227.3422)

+1.651.582.4000

© 2016 Boston Scientific Corporation or its affiliates.

All rights reserved.

359241-023 SV Europe 2016-06

CE0086

Authorized 2014 (ACCOLADE, ACCOLADE MRI,
PROPONENT, PROPONENT MRI, ESSENTIO,
ESSENTIO MRI, ALTRUA 2)

Produkter som inte längre säljs i EU men som
fortfarande stöds. 2013 (FORMIO, FORMIO MRI,
VITALIO, VITALIO MRI); 2012 (INGENIO MRI,
ADVANTIO MRI); 2011 (INGENIO, ADVANTIO)

