

Morschhäuser
Fischer



Praxis der Herzschrittmacher- Nachsorge

Funktionen
Optimierung
Kontrolle
Troubleshooting

unter Mitarbeit
von M. Jakob

Mit
250
Abbildungen

Diana Morschhäuser

Wilhelm Fischer

(Hrsg.)

Praxis der Herzschrittmacher-Nachsorge

Grundlagen, Funktionen, Kontrolle, Optimierung, Troubleshooting

Diana Morschhäuser
Wilhelm Fischer

Praxis der Herzschrittmacher- Nachsorge

Grundlagen, Funktionen, Kontrolle, Optimierung,
Troubleshooting

Unter Mitarbeit von Michael Jakob

Mit 245 Abbildungen und 10 Tabellen

 Springer

Diana Morschhäuser

Dipl.-Ing. Biomedizintechnik
Libauerstr. 4
81927 München

Dr. med. Wilhelm Fischer

Ärztlicher Direktor, Chefarzt der Klinik für Innere Medizin
Krankenhaus Peißenberg, Krankenhaus GmbH Ldkrs. Weilheim-Schongau
Hauptstr. 55-57
82380 Peißenberg

Dr. med. Michael J. Jakob

Ltd. Oberarzt der Medizinischen Klinik
Knappschaftskrankenhaus Sulzbach
An der Klinik 10
66280 Sulzbach

ISBN-13 978-3-642-10538-8 Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie;
detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

Springer Medizin

Springer-Verlag GmbH
ein Unternehmen von Springer Science+Business Media

springer.de

© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2011

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutzgesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Planung: Hinrich Küster, Heidelberg
Projektmanagement: Kerstin Barton, Heidelberg
Lektorat: Bettina Arndt, Gorchheimertal
Umschlaggestaltung: deblik Berlin
Satz: TypoStudio Tobias Schaedla, Heidelberg

SPIN: 12582815

Gedruckt auf säurefreiem Papier 22/2122 – 5 4 3 2 1 0

Geleitwort

Wer ein Sachbuch schreibt, formuliert einen Anspruch: Handbücher brauchen oft viele Autoren, um das Objekt der Betrachtung in allen Facetten zu beleuchten, im Detail zu ergründen und mit eingehender Literaturrecherche selbst zur Referenz zu werden. Medizinische Lehrbücher wollen dem Leser einen fundierten Überblick über ein Sachgebiet verschaffen, damit er das neue Wissen in ärztliches Tun umsetzen kann. Praxisleitfäden betonen den operativen Aspekt und bieten hoffentlich genügend Handlungsanleitung, um die tägliche Patientenversorgung fehlerfrei bewältigen zu können. Und dann schreibt einer gelegentlich auch ein Buch, um selbst sein Fachgebiet erst richtig zu verstehen.

Nicht so das vorliegende Kompendium zur »Praxis der Schrittmacher-Nachsorge«. Jede Zeile verrät den Erfahrungsschatz aus Jahrzehnten ärztlicher Fortbildung und persönlicher Problemlösung vor Ort. Didaktische Schulung aus Sachkundekurs und Schrittmacher-Gespräch prägt die klare Struktur der einzelnen Kapitel. Der persönliche Einsatz in Praxis und Krankenhaus und das Wissen um die alltägliche Kapitulation vor EKG-Diagnostik und Programmierung erklärt, warum auf die Erörterung von Pathophysiologie und Studienergebnissen verzichtet wird und stattdessen wichtige Tipps und Hinweise zu finden sind. Dies ist ein Leitfaden vom Praktiker für den Praktiker.

Das Buch fokussiert bewusst auf die »klassische« Schrittmachertherapie und lässt die kardiale Resynchronisation und die Behandlung mit implantierbaren Defibrillatoren außen vor. Die kluge Selbstbeschränkung ist Voraussetzung dafür, dass Hardwarekomponenten, technische Begriffe, die von vielen ungeliebte, doch unverzichtbare Systematik der Zeitgebung und die Vielfalt der Stimulationsmodi Schritt für Schritt erklärt werden können. Mit diesem Rüstzeug fällt es leichter, die Kapitel zur Arbeitsweise automatischer Schrittmacherfunktionen, von Spezialalgorithmen und diagnostischen Speichern zu verstehen. Die Abschnitte zur Basis- und erweiterten Nachsorge nutzen das Erlernete, um die Abfolge klinischer und technischer Tests zu beschreiben, aus denen eine Schrittmacherkontrolle sich zusammensetzt. Und die Tabellen zu Programmierempfehlungen und möglichen Störeinflüssen auf die Schrittmacherfunktion sind einfach nur nützlich.

Das große Kapital dieses Buchs sind seine Abbildungen. Dies gilt für die Schema-Zeichnungen und EKGs, die jeden Grundbegriff und Algorithmus illustrieren und die Basis legen für eine systematische Funktionsbeschreibung und -analyse. Dies gilt für den Fundus an EKG-Beispielen, Röntgenbildern und Patientenfotos, welche klinische Szenarien und Problemlösungen beim »Troubleshooting« nachvollziehbar machen. Man freut sich, Bilder aus gemeinsamen Kursen wiederzusehen, und wünscht sich, dass der Leser genau so viel daraus lernt wie man selbst. Und man hofft, dass unsere Kollegen die Scheu vor der Schrittmacher-Nachsorge verlieren, einfach weil das Buch alles so gut erklärt.

Gerd Fröhlig, im Dezember 2010

Vorwort

Die Herzschrittmachertherapie hat in den letzten 20 Jahren eine rasante Entwicklung genommen. Mode-Switch-Algorithmen begrenzen die hochfrequente Ventrikelstimulation bei Zweikammersystemen. Telemetrische Überwachung erlaubt eine rasche Intervention und Fehleranalyse bei Problemen. Die Funktionsdauer moderner Herzschrittmacher ist durch die automatische Anpassung der Energieabgabe bei zuverlässiger Sicherheit erheblich verlängert. Fast perfekte Algorithmen steuern weitgehend eigenständig alle erforderlichen Umprogrammierungen und Anpassungen an aktuelle Situationen.

Die Kontrolle solch komplexer Systeme erfordert ein enormes Wissen über Funktionsweise und Schwachpunkte der implementierten Algorithmen. Die Nachsorge dieser multifunktionalen, modernen Herzschrittmachersysteme, die individuelle bedarfsgerechte Programmierung und die richtige Interpretation des EKGs dieser Systeme sind ohne Kenntnis der komplexen Algorithmen nicht möglich.

Das Buch stellt die Abläufe der Herzschrittmacher-Nachsorge für den Anfänger systematisch und verständlich dar und kann dem erfahrenen Anwender als Nachschlagewerk dienen. Die ersten Kapitel beschäftigen sich mit den Grundlagen und den Basisfunktionen der Systeme, sowie mit sämtlichen, zurzeit in Anwendung befindlichen Algorithmen. Basisnachsorge und erweiterte Nachsorge werden separat vorgestellt und ausführlich besprochen. In einem weiteren Kapitel werden die Diagnosefunktionen vorgestellt mit systematischer Analyse der gespeicherten Daten, die dem Anwender Informationen zum Rhythmus und Hinweise zur Funktionalität des Herzschrittmachers geben.

Die Programmierempfehlungen schließen das Thema Nachsorge ab. Komplikationen und Störbeeinflussungen im täglichen Leben werden praxisnah dargestellt. Das Kapitel Troubleshooting beschäftigt sich mit der systematischen Analyse von exemplarischen Schrittmacher-EKGs und zeigt viele Beispiele für Fehlprogrammierung, Schrittmacherfehlfunktionen und Fallstricke spezieller Algorithmen.

Da dieses Buch für Fragen und Probleme im Rahmen der Nachsorge konzipiert ist, werden abschließend auch die Themen »Häufige Fragen des Patienten an den Arzt« und »Notfälle bei Schrittmacherpatienten« erörtert. Ein kleines Schrittmacherlexikon erläutert schließlich kurz und prägnant die wichtigsten Fachbegriffe der Herzschrittmachertherapie.

Ein solches Buch gelingt mit Unterstützung vieler kompetenter Helfer. Wir können hier nicht alle namentlich erwähnen, die uns unterstützt haben. Folgenden Personen gilt aber unser besonderer Dank: Herrn Prof. Dr. Gerd Fröhlig (Homburg) für sein Geleitwort, seine kritischen Kommentare und wertvollen Korrekturhinweise. Wichtige Anregungen verdanken wir Herrn Dr. Lars-Immo Krämer (Köln), Mitinitiator des Curriculum »Sachkunde der Herzschrittmachertherapie« der DGK. Dr. Philippe Ritter (Bordeaux) stellte uns freundlicherweise Teile seiner wissenschaftlichen Arbeiten zur Verfügung.

Wir danken den Herstellerfirmen Biotronik, Boston, Sorin und St. Jude für die zur Verfügung gestellten Informationen und Abbildungen. Besonderer Dank gilt der Firma Medtronic für die zusätzliche Überlassung des Simulationsprogramms InterSim, mit dem viele systematische EKG-Streifen für verschiedene Programmierungen exemplarisch dargestellt werden konnten.

Ein Dank gilt Herrn Küster vom Springer-Verlag, der das Buchprojekt von Anfang an kreativ begleitet hat. Schließlich danken wir herzlich unserer Lektorin Frau Arndt und unserer Projektmanagerin Frau Barton für ihre Geduld und Ausdauer bis zur gelungenen Fertigstellung dieses Buches.

D. Morschhäuser, W. Fischer, M. Jakob
München, Peißenberg und Sulzbach, im Dezember 2010

Abkürzungsverzeichnis

Ω	Ohm
μA	Microampere
μJ	Microjoule
μT	Microtesla
A	Atrialer Stimulus im Herzschrittmacher-EKG
AAI	P-Wellen-inhibierbarer Vorhofschrümmacher (► Abschn. 1.8)
AAT	P-Wellen-getriggelter Vorhofschrümmacher (► Abschn. 1.8)
ACC	Active capture control
ACM	Atrial capture management
ACR	Atrial chamber reset
AED	Automatischer externer Defibrillator
AF	Vorhofflimmern (»atrial fibrillation«)
AFib/AFIatt	Vorhofflimmern und/oder Vorhofflattern
Ah	Amperestunden (»ampere-hour«)
AI	Auslöseintervall
AMC	Automatic mode conversion
AMV	Atemminutenvolumen
APP	Atriale Stimulationpräferenz (»dynamic atrial overdrive«)
ARP	Atriale Refraktärperiode
ARS	Atriale Frequenzstabilisierung (»atrial rate stabilization«)
AT	Atriale Tachykardie
ATC	Automatic threshold monitoring
ATDR	Atriale Tachykardie Erkennungsfrequenz (»atrial tachycardia detection rate«)
ATR	Atriale Tachyreaktion
ATM	Atriale Amplitudensteuerung
ATP	Antitachykarde Stimulation (»antitachycardia pacing«)
AV	Atrioventrikulär
AVB	AV-Block
AVC	AV-Conduction mode
AVI	AV-Intervall nach Vorhofstimulation
BfArM	Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte
BOL	Beginn der Laufzeit (»begin of life«)
BOS	Beginn der Laufzeit (»begin of service«)
BPEG	British Pacing and Electrophysiology Group
BTS	Bradykardie-Tachykardie-Syndrom
CSS	Karotissinussyndrom (»carotid sinus syndrome«)
CRT	Kardiale Resynchronisationstherapie (»cardiac resynchronization therapy«)
CS	Koronarsinus (»coronary sinus«)
CSM	Karotissinusmassage (»carotid sinus massage«)
DAO	Dynamischer atrialer Overdrive (»dynamic atrial overdrive«)
DCM	Dilatative Kardiomyopathie (»dilatative cardiomyopathy«)
DGK	Deutsche Gesellschaft für Kardiologie, Herz- und Kreislaufforschung
DDD	Modus des Zweikammerschrümmachers (► Abschn. 1.8)
DDI	Modus des Zweikammerschrümmachers (► Abschn. 1.8)
EF	Auswurfbraktion (»ejection fraction«)

EGM	Elektrogramm
EKG	Elektrokardiogramm
ELT	Schrittmacher-Reentry-Tachykardie (»endless loop tachycardia«)
EMI	Elektromagnetische Störbeeinflussung (»electromagnetic interference«)
EOL	Ende der Laufzeit (»end of Life«)
EOS	Ende der Laufzeit (»end of service«)
EP	Evoziertes Potential (»evoked potential«)
ER	Evozierte Antwort (»evoked response«)
ERI	Austauschindikator (elective replacement indicator«)
ERT	Austauschindikator (»elective replacement time«)
ESC	European Society of Cardiology
F_{max}	Maximalfrequenz, upper rate limit, max. Synchronfrequenz
FFS	Far Field Sensing, R-Wellen Far-Field-Sensing, R-Wellen-Fernfeldwahrnehmung
HCM	Hypertrophe Kardiomyopathie (»hypertrophic cardiomyopathy«)
HOCM	Hypertrophe obstruktive Kardiomyopathie (»hypertrophic obstructive cardiomyopathy«)
HRS	Heart Rhythm Society (vormals NASPE)
HSM	Herzschrittmacher
HV	Intervall zwischen His-Bündelsignal (His-Elektrogram) und ventrikulärem Signal
Hz	Hertz
Hy	Hysterese, Frequenzhysterese
IC	Integrated circuit
ICD	Implantierbarer Cardioverter Defibrillator
ICHHD	Intersociety Commission for Heart Disease Resources
IEC	International Electrotechnical Commission
IEGM	Intrakardiales Elektrogramm
Interval F_{max}	Intervall der Maximalfrequenz
ipm	Impulse pro Minute, z. B. Stimulationsimpulse pro Minute
IRI	Nahe bevorstehender Austauschindikator (»imminent replacement indicator«)
IS 1	Internationaler Standard No. 1 (Steckernorm)
ISO	International Standard Organization
J	Joule
kΩ	Kilohm
KHK	Koronare Herzerkrankung
kV	Kilovolt
LV	Linksventrikulär
LVEDD	Linksventrikulärer enddiastolischer Diameter
LVEF	Linksventrikuläre Auswurfraction (»ejection fraction«)
mA	Milliampere
min⁻¹	Schläge pro Minute (intrinsische Frequenz)
ms	Millisekunden
MPV	Minimization of pacing in the ventricles
MRI	Kernspintomograph (»nuclear magnetic resonance imager«)
MRT	Magnetresonanztomografie
ms	Millisekunden
mT	Millitesla
MTR	Maximum tracking rate
mV	Millivolt
NASPE	North American Society of Pacing and Electrophysiology (jetzt HRS)

NBG Code	NASPE/BPEG Generic Pacemaker Code
NCAP	Nicht-konkurrierende atriale Stimulation (»non competitive atrial pacing«)
NIPS	Nicht-invasive programmierbare Stimulation
NMR	Kernspintomograph (nuclear magnetic resonance imager«)
NSP	Störfrequenzsammelperiode (»noise sampling period«)
NYHA	Herzinsuffizienzklasse (New York Heart Association)
O₂	Sauerstoff (Oxygen)
P	Spontane P-Welle
PAC	SVES, Atriale Extrasystole (»premature atrial contraction«)
PAV	Paced-AV-Intervall, AV-Intervall nach Vorhofstimulation
PAVB	Postatriales ventrikuläres Blanking
PEA	Peak endocardial acceleration
PEI	Preinjection interval
PEPS	Postextrasystolische Pausensuppression
PMT	Schrittmachervermittelte Tachykardie (»pacemaker mediated tachycardia«)
PP	P-P-Intervall; atriales Intervall von P-Welle zu P-Welle
PR	P-R-Intervall; Intervall zwischen P-Welle und der darauffolgenden R-Zacke
PSA	Pacing System Analyzer
PVAB	Postventrikuläres atriales Blanking
PVARP	Postventrikuläre atriale Refraktärperiode
PVC	VES, Ventrikuläre Extrasystole (»premature ventricular contraction«)
PVI	AV-Intervall nach atrialer Wahrnehmung
R	Spontane R-Welle
RAM	Random access memory
ROM	Read only memory
RR	R-R-Intervall; ein ventrikuläres Intervall
RRT	Austauschindikator (»recommended replacement time«)
RV	Rechtsventrikulär
SAV	Sensed AV-Intervall, AV-Intervall nach Vorhofwahrnehmung
SCD	Plötzlicher Herztod (»sudden cardiac death«)
SI	Stimulationsintervall
SKS	Sinusknotensyndrom
SM	Schrittmacher
SR	Sinusrhythmus
SSS	Sinusknotensyndrom (»sick sinus syndrome«)
ST	Sinustachykardie
SVES	Supraventrikuläre Extrasystole
SVT	Supraventrikuläre Tachykardie
TARP	Totale atriale Refraktärperiode
TDR	Tachykardie Erkennungsfrequenz (»tachycardia detection rate«)
TENS	Transkutane elektrische Nervenstimulation
URI	Intervall der maximalen Grenzfrequenz (»upper rate interval«)
URL	Maximale Grenzfrequenz, F_{\max} (»upper rate limit«)
V	Volt
V	Ventrikulärer Stimulus im Schrittmacher-EKG
VA	Ventrikuloatrial
VA-Intervall	Atriales Erwartungsintervall nach einem ventrikulären Ereignis
VDD	P-Wellen-getriggelter Ventrikelschrittmacher (► Abschn. 1.8)

VES	Ventrikuläre Extrasystole
VF	Kammerflimmern (»ventricular fibrillation«)
VRP	Ventrikuläre Refraktärperiode
VRS	Ventrikuläre Frequenzstabilisierung (»ventricular rate stabilization«)
VSF	Ventrikuläres Sicherheitsfenster
VSS	Ventrikulärer Sicherheitsstimulus
VT	Ventrikuläre Tachykardie
VVI	R-Wellen-inhibierbarer Kammerschrittmacher (► Abschn. 1.8)
VVS	Vasovagales Syndrom
VVT	R-Wellen-getriggelter Kammerschrittmacher (► Abschn. 1.8)
WARAD	Vorzeitigkeitsfenster (»window of atrial rate acceleration detection«)

Inhaltsverzeichnis

1	Grundlagen	1	4	Basisnachsorge	71
1.1	Schrittmacheraufbau	2	4.1	Apparative Ausstattung	72
1.2	Schrittmachersonden	4	4.2	Anamnese	73
1.3	Konfiguration unipolar/bipolar	5	4.3	Klinische Untersuchung	73
1.4	Parameter Stimulation/Wahrnehmung	7	4.4	Ruhe-EKG	73
1.5	Internationale Kodierung von Schrittmachern und Sonden	10	4.5	Schrittmacherabfrage der programmierten Daten und Übersicht	73
1.6	Schrittmacher-EKG	12	4.6	Batteriestatus	74
1.7	Zeitintervalle – Frequenzen – Refraktärzeiten	16	4.7	Analyse der Diagnostik/Statistik/Holter	75
1.8	Stimulationsbetriebsarten	27	4.8	Sondenstatus	76
1.9	Limitierung der ventrikulären Maximal- frequenz bei totalem AV-Block	37	4.9	Sensingtest	76
			4.10	Reizschwellentest	80
			4.11	Nachsorgeabschluss	83
2	Schutzfunktionen	41	5	Erweiterte Nachsorge	85
2.1	Ventrikuläre Sicherheitsstimulation – Vermeidung von AV-Crosstalk	42	5.1	Wenckebach-Punktbestimmung	86
2.2	Algorithmen zum Schutz vor schrittmacherbeteiligten Tachykardien	44	5.2	Retrograder Leitungstest	86
2.3	Algorithmen zur Vermeidung von Vorhofftachyarrhythmien/Präventions- algorithmen	53	5.3	Magnettest	88
2.4	Algorithmen zur Terminierung von Vorhoffarrhythmien	54	5.4	Inhibitionstest	88
2.5	Automatische Empfindlichkeits- anpassung	54	5.5	Provokationstest	88
2.6	Automatische Anpassung der ventrikulären Impulsamplitude	54	5.6	Belastungstest	89
2.7	Automatische Anpassung der atrialen Impulsamplitude	56	5.7	Simulation	89
2.8	Automatische Sondenüberwachung	58	5.8	Langzeit-EKG-Untersuchungen	89
2.9	Störmodus	58	5.9	Röntgendiagnostik	89
			5.10	Echokardiografie	90
			5.11	Telemonitoring	90
3	Algorithmen zur Optimierung der Hämodynamik	59	6	Diagnosefunktionen	93
3.1	Frequenzadaptation	60	6.1	Ereigniszähler/Statistiken	94
3.2	Weitere Algorithmen, die zu einer Frequenzanpassung führen	62	6.2	Herzfrequenzanalyse	95
3.3	AV-Intervall	64	6.3	Arrhythmiediagnostik	96
3.4	Algorithmen zur Vermeidung unnötiger rechtsventrikulärer Stimulation bei DDD-Systemen	66	6.4	Überprüfung der Sensorfunktionen	97
3.5	Algorithmen zur Förderung der intrinsicen Frequenz	70	6.5	Monitorfunktion Sensingwerte	97
			6.6	Reizschwellentrend	98
			6.7	Sondenimpedanztrend	98
			6.8	AV-Überleitungsdiagnostik	99
			6.9	Programmierempfehlungen auf Basis von Diagnosedaten	100
			6.10	Herzinsuffizienzdiagnostik	100
			6.11	Limitationen von Diagnosefunktionen	100
			7	Programmierung	103
			7.1	Modus	104
			7.2	Frequenzen	104

7.3	PV/AV-Intervalle/AV-Korrekturen	105
7.4	Blanking und Refraktärzeiten	106
7.5	Stimulations- und Wahrnehmungsparameter	108
7.6	Zusammenfassung der Programmierempfehlungen	109
8	Komplikationen	113
8.1	Komplikationen postoperativ	114
8.2	Komplikationen postoperativ und im Langzeitverlauf	115
9	Troubleshooting	127
9.1	Schrittmacher-EKG-Analyse	128
9.2	Auffällige EKG-Befunde	130
9.3	Wahrnehmungsprobleme	133
9.4	Stimulationsprobleme	141
9.5	Tachykardien bei Schrittmacherpatienten	141
9.6	Frequenzabfallreaktion	146
9.7	Fallstricke	146
9.8	Zusammenfassung	152
10	Antworten auf häufige Patientenfragen	153
10.1	Allgemeine Fragen	154
10.2	Störbeeinflussung/Patientensicherheit ...	155
11	Notfälle und Probleme bei Herzschrittmacherpatienten	161
11.1	Notfallsituationen während der Schrittmachernachsorge	162
11.2	Notfallsituationen unabhängig von der Schrittmachernachsorge	163
12	Schrittmacherindikationen und Systemauswahl	165
12.1	Indikationen	166
12.2	Systemwahl	166
13	Neue Trends/Ausblick	169

Anhang

Schrittmacherlexikon	173
Umrechnungstabelle Intervalle/Frequenzen	189
Fachgesellschaften, Literatur, Internetadressen	193
Stichwortverzeichnis	195

Grundlagen

- 1.1 Schrittmacheraufbau – 2**
 - 1.1.1 Einkammerschrittmacher – 2
 - 1.1.2 Zweikammerschrittmacher – 2
 - 1.1.3 Biventrikulärer Schrittmacher – 2
- 1.2 Schrittmachersonden – 4**
- 1.3 Konfiguration unipolar/bipolar – 5**
 - 1.3.1 Unipolare Konfiguration – 5
 - 1.3.2 Bipolare Konfiguration – 6
- 1.4 Parameter Stimulation/Wahrnehmung – 7**
 - 1.4.1 Stimulation – 7
 - 1.4.2 Wahrnehmung (Sensing/Detektion) – 8
- 1.5 Internationale Kodierung von Schrittmachern und Sonden – 10**
- 1.6 Schrittmacher-EKG – 12**
 - 1.6.1 Schrittmacherstimulus – 12
 - 1.6.2 Pseudofusionen – Fusionen – Pseudopseudofusionen – 13
 - 1.6.3 Lagetyp – 15
- 1.7 Zeitintervalle – Frequenzen – Refraktärzeiten – 16**
 - 1.7.1 Stimulationsintervall – 16
 - 1.7.2 Auslöseintervall – 16
 - 1.7.3 Grundintervall/Grundfrequenz – 17
 - 1.7.4 AV-Intervall – 17
 - 1.7.5 Frequenzhysterese – 20
 - 1.7.6 Maximale Sensorfrequenz – 20
 - 1.7.7 Maximalfrequenz/Obere Grenzfrequenz – 20
 - 1.7.8 Ausblendzeit (Blanking) – 21
 - 1.7.9 Refraktärperioden – 23
 - 1.7.10 Übersicht der Zeitintervalle und Refraktärzeiten in VVI-, AAI- und DDD-Herzschrittmachern – 25
- 1.8 Stimulationsbetriebsarten – 27**
 - 1.8.1 Ventrikuläre Schrittmachersysteme – 27
 - 1.8.2 Atriale Schrittmachersysteme – 30
 - 1.8.3 Zweikammersystem mit Single Lead – 33
 - 1.8.4 Zweikammerschrittmacher – 33
- 1.9 Limitierung der ventrikulären Maximalfrequenz bei totalem AV-Block – 37**
 - 1.9.1 Limitierung durch Maximalfrequenz – Wenckebach-Verhalten – 37
 - 1.9.2 Limitierung durch TARP – 2:1-(n:1)-Blockverhalten – 39

1.1 Schrittmacheraufbau

Der Schrittmacher ist ein elektronischer Impulsgeber, der den Herzmuskel bei zu langsamem Herzschlag stimuliert und depolarisiert. Herzschrittmacher beobachten die Herzfrequenz und geben bei Bedarf Stimulationsimpulse ab. Mittels Programmierung können die Schrittmacherfunktionen an die individuellen Bedürfnisse des Patienten angepasst werden.

Das Gehäuse des Schrittmachers besteht aus körperverschleißfähigem Titan. Innerhalb des Schrittmachergehäuses befinden sich eine Batterie und ein Microcomputer. Der Microcomputer kontrolliert die gesamte Funktion des Herzschrittmachers. Er erzeugt elektrische Impulse und gibt diese zeitlich gesteuert an das Herz ab (Abb. 1.1). Für die Energieversorgung haben sich überwiegend die langlebigen Lithium-Jod-Batterien, wie auch in neuerer Zeit Lithium-Silber-Vanadiumoxidhybrid-Batterien durchgesetzt. Die Batterielaufzeit kann jedoch beträchtlich variieren. Je nach eingestellter Energieabgabe (Output), internem Stromverbrauch und Batteriekapazität beträgt sie zwischen 5 und 15 Jahre. Sonden stellen die Verbindung zwischen Herzschrittmacher und Herz dar und werden in der Regel bei der Implantation über die Venen zum Herzen vorgeschoben und dort positioniert. Das distale Ende der Sonde liegt je nach Schrittmachertyp im rechten Vorhof und/oder im Ventrikel. Für die kardiale Resynchronisationstherapie (CRT) ist zusätzlich noch eine

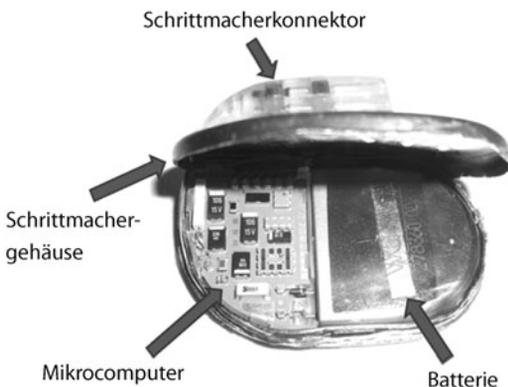


Abb. 1.1 Schrittmachergehäuse und Innenleben

Sonde für den linken Ventrikel erforderlich. Die proximalen Enden der Sonden, die Sondenstecker, werden mit dem Schrittmacherkonktor des Herzschrittmachers verbunden. Um einen problemlosen Austausch der Herzschrittmacher bei Batterieerschöpfung zu ermöglichen, wurde der Schrittmacherkonktor Anfang der 1990er genormt (IS-1-Anschluss – 3,2 mm Durchmesser). Allerdings gibt es immer noch vereinzelt langlebige alte Sonden und Schrittmachermodelle mit 5- oder 6-mm-Konktoranschlüssen. Hier ist bei einem Schrittmacheraustausch die Adaptation der Sonde auf den IS-1-Anschluss erforderlich (Abb. 1.2).

1.1.1 Einkammerschrittmacher

Vorhofschrittmacher (Abb. 1.3)

Ventrikelschrittmacher (Abb. 1.4)

1.1.2 Zweikammerschrittmacher

Zweikammerschrittmacher (DDD/DDI)

(Abb. 1.5)

VDD-Single-Lead-Schrittmacher

(Abb. 1.6)

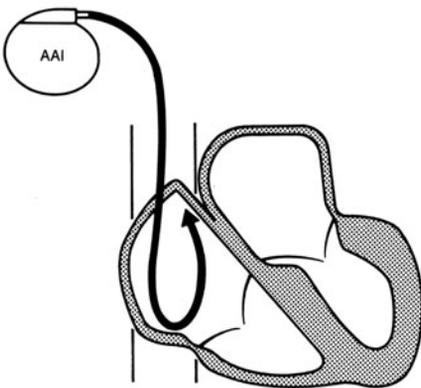
Der VDD-Schrittmacher stellt eine Sonderform des Zweikammerschrittmachers dar. Ein spezielles Single-Lead-System, das im rechten Ventrikel befestigt wird, verfügt auf Höhe des rechten Vorhofes über zwei Elektrodenringe. Über diese (flottierenden) Elektrodenringe können atriale Ereignisse wahrgenommen werden. Im Ventrikel kann das System unipolar oder bipolar konfiguriert sein.

1.1.3 Biventrikulärer Schrittmacher

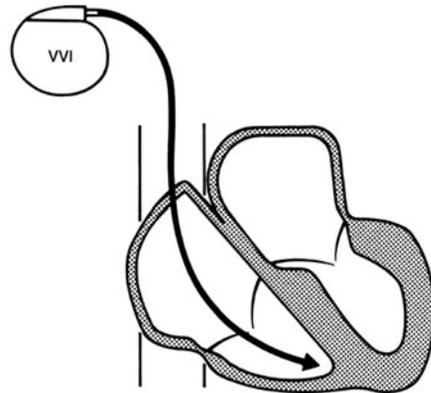
Der biventrikuläre Schrittmacher verfügt neben einer rechtsventrikulären Sonde noch zusätzlich über eine linksventrikuläre Sonde (mit oder ohne Vorhofsonde). Diese Schrittmacher finden Anwendung in der kardialen Resynchronisationstherapie (CRT). Ziel hierbei ist es, die Kontraktion der rechten und linken Herzkammer zu synchronisieren und damit den kardialen Output zu opti-



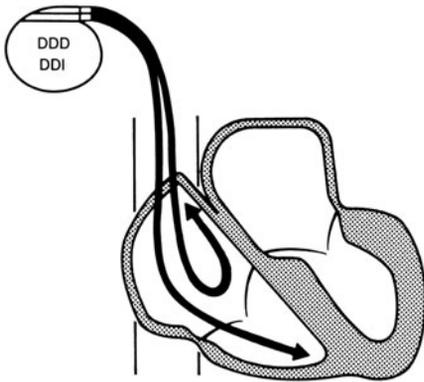
▣ **Abb. 1.2** Entwicklung der Schrittmachergehäuse: von den Anfängen der Schrittmachertherapie bis 2010. Dieses Bild ist eine Fotomontage und zeigt nur ungefähre Größenverhältnisse. (Fotomontage wurde erstellt aus Schrittmachern der Firmen Biotronik, Boston, Intermedics, Medtronic, Sorin, St. Jude)



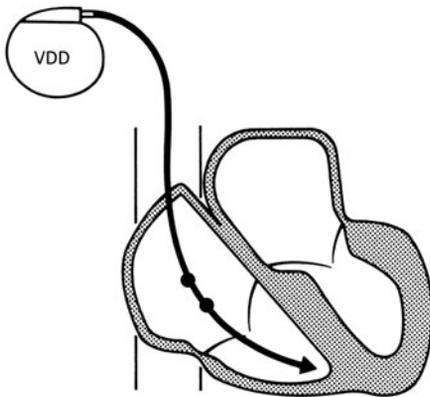
▣ **Abb. 1.3** Vorhofschrittmacher verfügt über eine Sonde im rechten Vorhof. Aus: Fischer u. Ritter (2002)



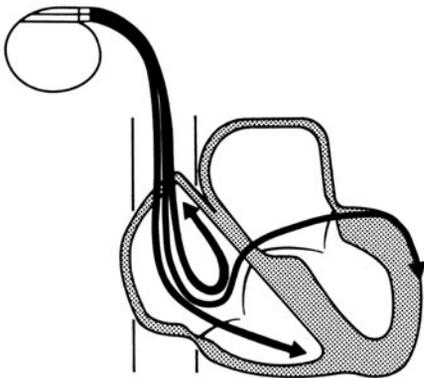
▣ **Abb. 1.4** Ventrikelschrittmacher verfügt über eine Sonde im rechten Ventrikel. Aus: Fischer u. Ritter (2002)



■ **Abb. 1.5** DDD/DDI-Schrittmacher verfügt über jeweils eine Sonde im rechten Vorhof und rechten Ventrikel. Aus: Fischer u. Ritter (2002)



■ **Abb. 1.6** Schematische Darstellung eines VDD-Schrittmachers



■ **Abb. 1.7** Schematische Darstellung eines biventrikulären Schrittmachers

mieren (■ Abb. 1.7). Auf die kardiale Resynchronisationstherapie wird in diesem Buch nicht näher eingegangen.

1.2 Schrittmachersonden

- Um eine Verwechslung mit Elektroden aus der Elektrochemie zu vermeiden (positive Elektrode Anode, negative Elektrode Kathode) wird im weiteren Text statt von Schrittmacherelektroden nur von Schrittmachersonden bzw. Sonden gesprochen.

Die Anforderungen an heutige Schrittmachersonden/Schrittmacherelektroden sind hohe Langzeitstabilität, gutes Handling und gute elektrische Eigenschaften. Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, unterscheiden sich die Sonden bzgl. Isolationsmaterial, Befestigungsmechanismus, Polarität und Steroidfreisetzung.

Beim Isolationsmaterial werden im Wesentlichen nur zwei Materialien verwendet – Silikon und Polyurethane. Silikonisolierungen zeigen eine hohe Langzeitstabilität und Flexibilität. Sonden mit Polyurethanisolierungen sind beliebt aufgrund ihrer besseren Gleitfähigkeit und des geringeren Sonden-durchmessers im Vergleich zu Silikonsonden. Nachteilig gegenüber Silikon zeigte sich hingegen in der Vergangenheit die hohe Isolationsbruchgefahr von bipolaren Polyurethansonden zwischen Innen- und Außenleiter. Heute werden andere Polyurethane verwendet, die bessere Langzeitergebnisse erwarten lassen. Um die Vorteile beider Materialien zu vereinen, stehen mittlerweile Silikonsonden mit einem Polyurethancoating zur Verfügung oder es werden für die Isolation auch Materialkombinationen aus Silikon und Polyurethan verwendet.

Für die Befestigung der Sonde im Myokard kommt entweder die passive Methode mittels Anker oder die aktive Methode mittels feststehender oder herausdrehbarer Schraube zur Anwendung. Beide Verfahren bieten Vor- und Nachteile. Die passive Methode zeichnet sich durch ein geringeres Verletzungspotenzial gegenüber der Schraubmethode aus. Allerdings benötigt die Ankersonde myokardiale Trabekel und ist demzufolge bzgl. des Befestigungsortes limitiert. Mit Schraubsonden er-

öffnet sich die freie Auswahl des Stimulationsortes (■ Abb. 1.8 u. ■ Abb. 1.9).

Bezüglich der Polarität werden uni- und bipolare Sonden unterschieden. Unipolare Sonden verfügen nur über einen Zuleitungsdraht in der Sonde, während bipolare Sonden über zwei Zuleitungsdrähte verfügen. Da die Vorteile der bipolaren Sonden überwiegen (► Abschn. 1.3; ► Kap. 9), werden bei Neuimplantationen in der Regel bipolare Sonden implantiert.

Um den postoperativen Reizschwellenanstieg und die chronische Reizschwelle zu verringern, gibt es steroidfreisetzende Sonden. Diese Sonden



■ Abb. 1.8 Distales Ende einer Ankersonde. Mit freundlicher Genehmigung der Sorin Group Deutschland GmbH



■ Abb. 1.9 Distales Ende einer Schraubsonde. Mit freundlicher Genehmigung der Biotronik SE & Co. KG

verfügen z. B. über ein Steroiddepot am distalen Ende der Sonde, das eine kontinuierliche Freisetzung von entzündungshemmendem Steroid ermöglicht.

1.3 Konfiguration unipolar/bipolar

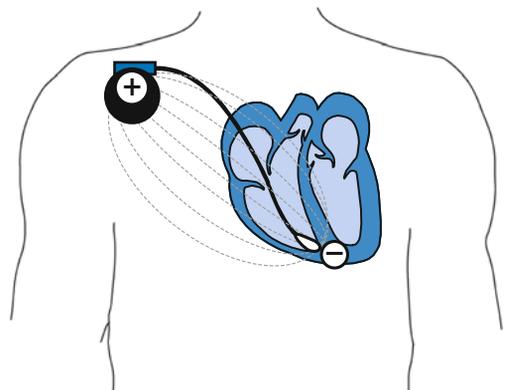
1.3.1 Unipolare Konfiguration

Unipolare Stimulation

Bei der unipolaren Stimulation fließt der Strom durch den Zuleitungsdraht der Sonde zum Myokard und fließt über das Gewebe zurück zum Schrittmachergehäuse. Das elektrische Feld erstreckt sich sowohl intrakardial als auch extrakardial bis zum Schrittmachergehäuse, sodass die Gefahr der Pektoralisstimulation gegeben ist. Vorteilhaft ist die gute Erkennung des unipolaren Stimulus im EKG (■ Abb. 1.10).

Unipolare Wahrnehmung

Für die Wahrnehmung von Signalen wird die Potentialdifferenz zwischen Kathode und Anode gemessen. Da die unipolare Wahrnehmung sich über eine große extrakardiale Fläche erstreckt, ist sie demzufolge störanfällig für Myosignale und externe Signale. So können z. B. die Myosignale der Pektoralismuskulatur fälschlicherweise als herzei-



■ Abb. 1.10 Bei der unipolaren Konfiguration arbeitet die Sondenspitze als negative Elektrode (Kathode -) und das Schrittmachergehäuse als positive Elektrode (Anode +). Aus: Fischer u. Ritter (2002)

gene Signale erkannt werden und den Schrittmacher inhibieren. Genau das Gleiche gilt für externe elektrische, elektromagnetische oder magnetische Störquellen. Die unipolare Wahrnehmung ist bzgl. Störanfälligkeit der bipolaren Wahrnehmung erheblich unterlegen.

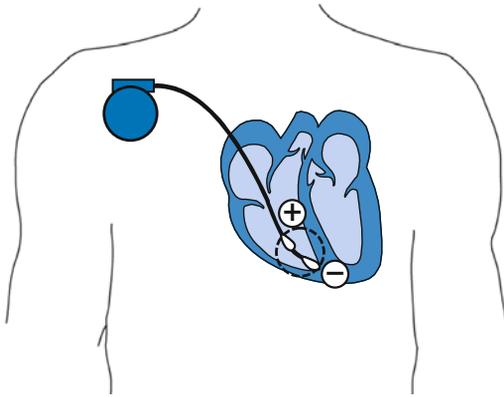


Abb. 1.11 Bei der bipolaren Konfiguration arbeitet die Sondenspitze als negative Elektrode (Kathode -) und der proximale Sondening als positive Elektrode (Anode +). Der Abstand von distaler zu proximaler Elektrode sollte ≤ 20 mm betragen. Aus: Fischer u. Ritter (2002)

1.3.2 Bipolare Konfiguration

(Abb. 1.11)

Bipolare Stimulation

Der Strom fließt durch den Zuleitungsdraht der Sonde zum distalen Ende der Elektrode (Kathode). Beim Herzschrittmacher geht man üblicherweise von einer kathodalen Stimulation aus. Von dort fließt der Strom über das Myokard zur proximalen Elektrode (Anode) und weiter über den zweiten Zuleitungsdraht der Sonde zum Schrittmachergehäuse zurück. Das elektrische Feld erstreckt sich im Wesentlichen nur über den intrakardialen Bereich. Aus diesem Grunde wird das Risiko der Skelettmuskelstimulation verringert.

Im Oberflächen-EKG, Langzeit-EKG und auf den meisten EKG-Monitoren ist der bipolare Stimulus oft schlecht zu erkennen (Abb. 1.12).

Bipolare Wahrnehmung

Bei der bipolaren Wahrnehmung wird die Potentialdifferenz zwischen Kathode und Anode gemessen. Durch den geringen Elektrodenabstand und die intrakardiale Lage von Kathode und Anode ist das Risiko der Wahrnehmung von externen – nicht herzeigenen – Signalen vernachlässigbar.

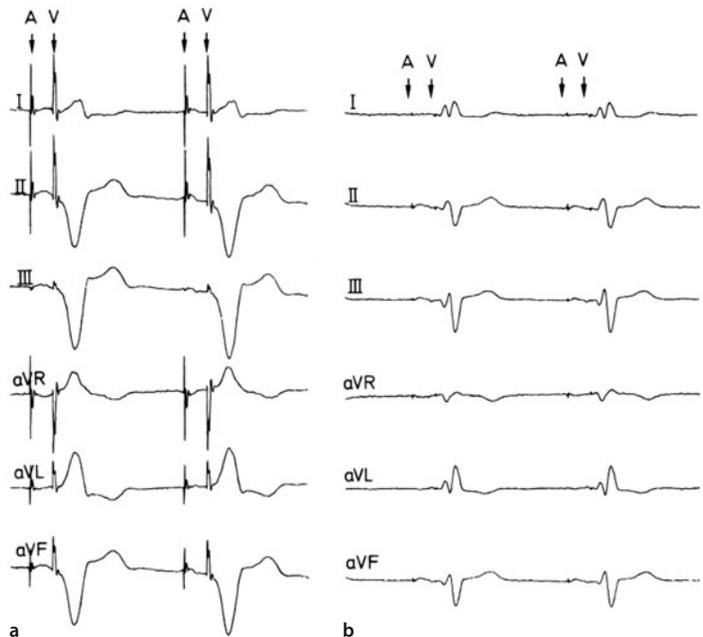


Abb. 1.12a,b a: Bei der unipolaren Stimulationsweise sind die Schrittmacherstimuli im Oberflächen-EKG in der Regel gut zu sehen; b: Bei der bipolaren Stimulation lassen sich die Schrittmacherstimuli trotz ausgeschalteter EKG-Filter (Netz- und Muskelfilter) manchmal kaum erkennen. (A=Atrialer Schrittmacherstimulus; V=Ventrikulärer Schrittmacherstimulus). Aus: Fischer u. Ritter (2002)

1.4 Parameter Stimulation/Wahrnehmung

1.4.1 Stimulation

Energie

Die Energie, die für die Abgabe eines Stimulationsimpulses benötigt wird, wird von folgenden drei Parametern beeinflusst:

1. Programmierte Impulsamplitude
2. Programmierte Impulsdauer
3. Impedanz des gesamten Systems (Schrittmachersystem und Gewebe)

Sie berechnet sich nach der Formel:

Energieabgabe [μJ] = Impulsamplitude 2 [V] \times Impulsdauer [ms]/Impedanz [kOhm]

$$E = U^2 \times \frac{t}{R}$$

Wie aus der Formel ersichtlich, geht die Impulsamplitude bzw. Spannungsamplitude im Quadrat in die Berechnung des Energiebedarfs ein. Die programmierte Impulsamplitude liegt im Voltbereich und beträgt in der Regel zwischen 1,5–3,5 Volt. Die Impulsdauer gibt die Breite des Stimulationsimpulses in Millisekunden (ms) an. Sie geht linear in die Berechnung des Energiebedarfs ein. Der Wert der programmierten Impulsdauer liegt in der Regel zwischen 0,2–0,6 ms.

Aufgrund der Formel wird deutlich, dass z. B. bei Erhöhung der Impulsdauer auf das Doppelte des Ausgangswerts die Energieabgabe auch auf das Doppelte ansteigt, während bei Veränderung der Spannungsamplitude auf das Doppelte die Energieabgabe auf das 4fache steigt. Dieser Zusammen-

hang ist wichtig im Hinblick auf eine energiesparende Einstellung des Schrittmachersystems.

Als dritte Größe geht die Impedanz (R), der Widerstand des gesamten Systems in die Energieberechnung ein. Diese Gesamtimpedanz umfasst die Impedanz des Schrittmachersystems sowie des Gewebes und beträgt bei intakten Sonden ca. 300–1500 Ohm (»Hochimpedanzsonden« können Impedanzwerte >1000 Ohm aufweisen). Die Impedanz wird beeinflusst durch Leitermaterial der Sonde, aktive Elektrodenoberfläche, Übergangswiderstand von Elektrode zu Gewebe und Gewebewiderstand. Sie kann auch ungünstig beeinflusst werden durch technische Defekte des Schrittmachersystems (z. B. Sondenbrüche oder Isolationsdefekte) und endogene Störungen (z. B. Myokardnekrosen, Stoffwechsellentgleisungen, Medikamente).

Reizschwelle

Die Reizschwelle gibt die minimale Energie an, die noch eine Depolarisation des Myokards auslösen kann. Die Bestimmung der Reizschwelle ist wichtig, um eine energiesparende Einstellung zu ermöglichen und evtl. Komplikationen, die mit einer Erhöhung der Reizschwelle einhergehen, rechtzeitig zu erkennen. Für die Bestimmung der Spannungsreizschwelle wird bei einer gewählten Impulsdauer die minimale Impulsamplitude (Spannungsamplitude in V) festgestellt, die noch eine Herzaktion auslösen kann.

In **Abb. 1.13** ist die Reizzeit-Spannungskurve dargestellt. Sie zeigt die Beziehung zwischen Impulsamplitude und Impulsdauer. Bei Amplituden- und Impulswerten, die oberhalb der Kurve programmiert werden (die Reizschwelle ist dabei

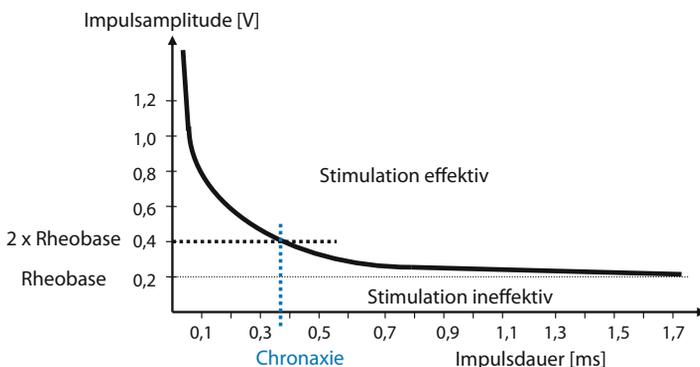
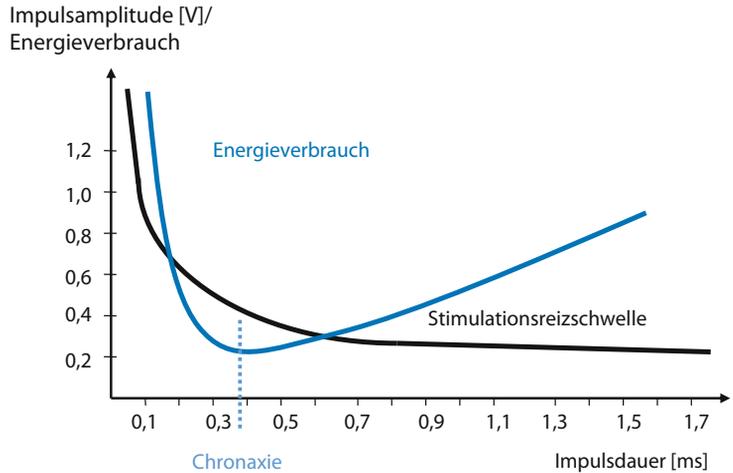


Abb. 1.13 Reizzeit-Spannungskurve. Die Rheobase ist die niedrigste Impulsamplitude, mit der gerade noch eine Depolarisation ausgelöst werden kann. Die Chronaxie entspricht der Reizschwellen-Impulsdauer bei doppeltem Rheobasewert



■ **Abb. 1.14** Energiekurve. Der Energieverbrauch nahe der Chronaxie ist am niedrigsten

überschritten), wird eine Depolarisation ausgelöst. Werden Werte unterhalb dieser Kurve programmiert, so ist die Stimulation ineffektiv. Es wird ersichtlich, dass mit Erhöhung der Impulsdauer die Spannungsamplitude reduziert werden kann, um noch eine Reizantwort auszulösen, aber nur bis zu einem bestimmten Punkt. Bei Erhöhung der Impulsdauer über 1,2–2 ms hinaus, lässt sich die Stimulationsamplitude nicht mehr weiter reduzieren, ohne dass die Reizschwelle unterschritten würde. Wir haben die Rheobase erreicht. Sie ist die kleinste Impulsamplitude, die (auch bei max. Impulsdauer) gerade noch eine Reizantwort auslöst.

Die Chronaxie entspricht der Reizschwellen-Impulsdauer bei doppeltem Rheobasewert. Vom energetischen Gesichtspunkt aus betrachtet sollte die Impulsdauer nahe der Chronaxie eingestellt werden. Der Energieverbrauch ist, wie aus ■ Abb. 1.14 hervorgeht, im Bereich der Chronaxie (Impulsdauer ca. 0,3–0,4 ms) am niedrigsten. Aus diesem Grund ist die werksseitige Einstellung (Nominalwert) der Impulsdauer bei Auslieferung des Aggregats nahe dem Chronaxiewert vorprogrammiert.

1.4.2 Wahrnehmung (Sensing/Detektion)

Mittels der Sonden im Herzen werden die herzeigenen Signale wahrgenommen. Während die Stimulation im Voltbereich (V) liegt, weisen die wahr-

genommenen Signale nur Amplituden im Millivoltbereich auf (mV). Die Signalamplituden der intrakardialen Vorhofsignale zeigen in der Regel Werte von ca. 2–5 mV. Die Signalamplituden im Ventrikel liegen in der Regel zwischen 10–20 mV.

■ Signalverarbeitung durch den Schrittmacher

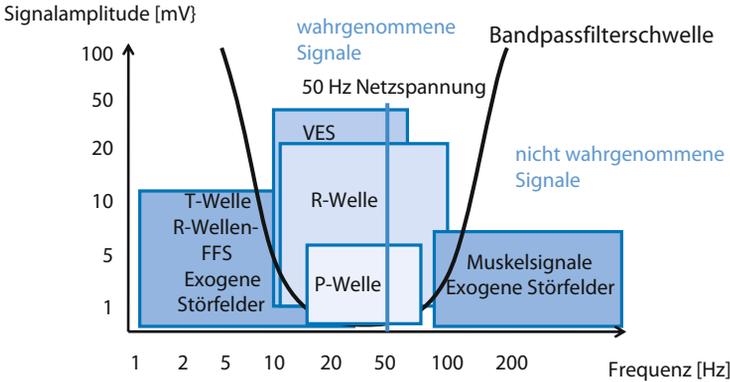
In den Schrittmachern sind Eingangsfiler eingebaut. Diese verarbeiten die intrakardialen P- und R-Wellen anhand von 3 Eigenschaften:

1. Frequenzspektrum
2. Anstiegssteilheit (mV/ms) »slew rate«
3. Signalamplitude (mV)

Frequenzspektrum

Schrittmacher verwenden Bandpassfilter, die abhängig von Modell und Hersteller ihre größte Eingangsverstärkung etwa zwischen 18 und 150 Hz haben (Bereich von P- und R-Wellen). Der Schrittmacher ist demnach in diesem Bereich maximal empfindlich. Das heißt, Signale, die >150 Hz oder <18 Hz liegen, müssen eine wesentlich höhere Signalamplitude aufweisen, um vom Schrittmacherfilter durchgelassen zu werden.

Die Grafik in ■ Abb. 1.15 zeigt vereinfacht einen Bandpassfilter, wie er für die Signaldifferenzierung in Herzschrittmachern integriert ist. Signale mit ausreichender Amplitude, innerhalb des Bandpasses zwischen ca. 18–150 Hz, werden wahrgenommen, während Signale außerhalb dieser Frequenzen nur mit entsprechend höheren



■ Abb. 1.15 Bandpassfilter von Herzschrittmachern

Amplituden den Bandpassfilter passieren können. P-Wellen, R-Wellen sowie VES liegen meistens innerhalb der Grenzen, aber auch unser Stromnetz mit 50 Hz als mögliche Störquelle. Störsignale wie Muskelsignale, T-Wellen oder Far-Field-Signale von R-Wellen im Vorhof, bzw. externe Störfelder liegen größtenteils außerhalb der Eingangsverstärker Grenzen. Sie können aber in den Bandpassfrequenzbereich hineinragen und damit Oversensing verursachen.

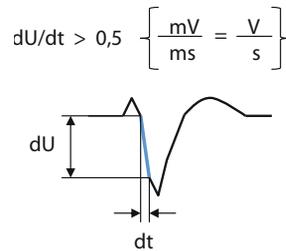
Es gibt bisher noch keinen Schrittmacher, der morphologisch sicher zwischen Nutz- und Störsignal unterscheidet. Für die heute verwendeten Bandpassfilter gilt, dass jedes Signal, das den Eingangsfiler überschwellig passiert, wie ein Herzsignal gewertet wird. Zudem dämpft der Bandpassfilter das Nutzsignal wesentlich stärker als das Störsignal.

Anstiegssteilheit («slew rate«)

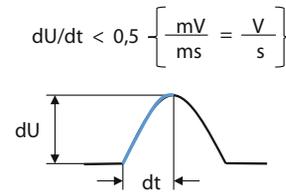
Die Anstiegssteilheit («slew rate«) entspricht der Spannungsänderung pro Zeiteinheit (dV/dt) und wird in Volt pro Sekunde angegeben (V/s). Die Anstiegssteilheit kann intraoperativ gemessen werden und sollte für R-Wellen und P-Wellen mind. $0,5 V/s$ betragen. T-Wellen weisen eine geringe Anstiegssteilheit auf und werden deshalb in der Regel vom Schrittmacher herausgefiltert (■ Abb. 1.16 u. ■ Abb. 1.17).

Signalamplitude

Wenn das Signal den Eingangsfiler passiert, muss es noch eine bestimmte Signalamplitude (Span-



■ Abb. 1.16 Slew-rate-QRS



■ Abb. 1.17 Slew-rate-T-Welle

nungsamplitude des herzeigenen Signals) aufweisen. Wenn der programmierte Wert für die Empfindlichkeit z. B. $4 mV$ beträgt, können nur Signale detektiert werden, die $> 4 mV$ sind. Signale, die $< 4 mV$ sind, fallen unter die Wahrnehmungsschwelle und werden demzufolge nicht berücksichtigt. Je niedriger die Wahrnehmungsschwelle programmiert wird, umso mehr Signale können detektiert werden und umso empfindlicher ist die Programmierung. Wenn die Wahrnehmungsschwelle sehr hoch programmiert ist, ist die Sig-