

Journal für Kardiologie

Austrian Journal of Cardiology

Österreichische Zeitschrift für Herz-Kreislauserkrankungen

Trends in der Schrittmachertherapie

Nowak B

*Journal für Kardiologie - Austrian
Journal of Cardiology* 2001; 8
(10), 379-383

Homepage:

www.kup.at/kardiologie

Online-Datenbank
mit Autoren-
und Stichwortsuche



Offizielles
Partnerjournal der ÖKG



Member of the ESC-Editor's Club



Offizielles Organ des
Österreichischen Herzfonds



ACVC
Association for
Acute CardioVascular Care

In Kooperation
mit der ACVC

Indexed in ESCI
part of Web of Science

Indexed in EMBASE

Krause & Pachernegg GmbH • Verlag für Medizin und Wirtschaft • A-3003 Gablitz

P.b.b. 02Z031105M,

Verlagsort: 3003 Gablitz, Linzerstraße 177A/21

Preis: EUR 10,-

Veranstaltungskalender

Hybrid-Veranstaltungen der Herausgeber des **Journals für Kardiologie**

Finden Sie alle laufend aktualisierten Termine
auf einem Blick unter

www.kup.at/images/ads/kongress.pdf

Trends in der Schrittmachertherapie

B. Nowak

Die vorliegende Arbeit beschreibt die aktuellen und zukünftigen Entwicklungen in der antibradykarden Schrittmachertherapie, die unter dem Begriff „Automatisierung“ zusammengefaßt werden können. Hierbei werden Elektroden, Schrittmacheralgorithmen, die automatische Anpassung der Impulsamplitude und Wahrnehmungsschwelle sowie neue Algorithmen diskutiert, ebenso werden Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der frequenzadaptiven Sensoren, der Programmiergeräte und der Schrittmachernachsorge generell beleuchtet.

This overview describes current and future developments in antibradycardia pacing, which can be summarized by the term “automaticity”. Special focus is put on leads, pacemaker algorithms, automatic adaptation of device output and sensitivity, as well as other pacemaker algorithms. Additionally developments in rate-adaptive sensors, programmers and pacemaker follow-up in general are highlighted. J Kardiol 2001; 8: 379–383.

Die Schrittmachertherapie hat seit der ersten Implantation 1958 durch Åke Senning eine drastische Weiterentwicklung erfahren [1]. Hierbei haben sich die Schrittmachersysteme sowohl physikalisch als auch funktionell grundlegend verändert. Sie haben sich in 30 Jahren auf ein Zehntel ihrer ursprünglichen Größe verkleinert [2]. Über VOO- und VVI-Systeme ist die Entwicklung hin zu physiologischen, multiprogrammierbaren Zweikammersystemen gegangen, die jetzt mit Drei- oder gar Vierkammersystemen für spezielle Indikationen noch weiter entwickelt werden. Funktionell ist eine immer weitergehende Automatisierung zu beobachten, die auch im folgenden in den verschiedenen Aspekten der Schrittmachertherapie entsprechenden Raum einnimmt.

Elektroden

Bei Schrittmacherelektroden zeichnet sich ein Trend zum zunehmenden Einsatz bipolarer Elektroden auch in der Kammer ab, nachdem der Einsatz bipolarer Vorhofelektroden bereits weitgehend Standard geworden ist. Durch die besseren Wahrnehmungseigenschaften mit geringerer Beeinflussung durch Störsignale können empfindlichere Wahrnehmungsschwellen programmiert werden, um auch Signale mit niedriger Amplitude, wie Vorhofflimmern, sicher erkennen zu können. Dieser Trend wird durch die verbesserte Langzeitstabilität der bipolaren Elektroden unterstützt [3]. Das Problem der atrialen Wahrnehmung ventrikulärer Fernfeldsignale kann die zuverlässige Detektion atrialer Arrhythmien erheblich beeinträchtigen [4]. Hier besteht ein neuer Ansatz darin, den Abstand zwischen Elektrodenspitze und proximalem Ring bei bipolaren Vorhofelektroden zu verkleinern. Mit diesem Konzept konnte eine signifikante Verkleinerung der Amplituden der ventrikulären Fernfeldsignale erreicht werden [5].

Als Elektrodenmaterial scheint sich Silikon generell durchzusetzen. Die Durchmesser der Elektroden ermöglichen im allgemeinen eine Implantation über 7- oder 8-F-Schleusen. Für eine bessere Gleitfähigkeit der Elektroden bei der Implantation werden diese zunehmend mit Oberflächenbeschichtungen versehen. Hierdurch wird das gegenseitige Verschieben und Reiben beider Elektroden bei der Zweikammerimplantation reduziert.

Es werden auch zunehmend Hochimpedanzelektroden in einem Impedanzbereich zwischen ca. 700 und 1000

Ohm eingesetzt. Da gezeigt wurde, daß mit kleinen Elektrodenspitzen eine erhöhte Perforationsgefahr besteht, werden wieder größere mechanische Auflageflächen der Elektrodenspitzen favorisiert. Die elektrisch leitende Oberfläche wird jedoch durch Abschirmung eines Teiles der Elektrodenspitze verkleinert. Alternativ wird die elektrisch aktive Fläche in mehrere kleine leitende Segmente aufgeteilt. Daneben werden von einigen Herstellern nahezu ausschließlich nur noch steroideludierende Elektroden angeboten.

Die Platzierung von Schrittmacherelektroden ist mittlerweile nicht mehr auf die „klassischen“ Lokalisationen innerhalb des rechten Vorhofs und des rechten Ventrikels beschränkt. Insbesondere für spezielle Indikationen wie die präventive Stimulation bei Vorhofflimmern oder zur Optimierung der ventrikulären Hämodynamik werden neue Stimulationsorte gewählt. Dies können insbesondere das interatriale Septum oder das interventrikuläre Septum sein [6]. Mit konventionellen Elektroden ist es häufig schwierig, solche speziellen Stimulationsorte zu erreichen, da neben den elektrischen Meßwerten die anatomische Lage eine ebenso wichtige Rolle spielt. Um eine vereinfachte Elektrodenplatzierung zu ermöglichen, wurden steuerbare Mandrins entwickelt, die ähnlich wie elektrophysiologische Katheter über einen Handgriff in ihrer Biegung verändert werden können. Mit diesem System wurde die Implantationszeit für atriale Schraubelektroden in Standardposition gegenüber konventionellen Mandrins verkürzt, und es wurden höhere P-Wellenamplituden erzielt [7]. Daneben können auch Führungskatheter für die Elektrodenplatzierung eingesetzt werden, ein Verfahren, das sich bei der Implantation von Koronarsinuselektroden für die biventrikuläre Stimulation zunehmend durchsetzt.

Schrittmacheraggregate

Wie bereits erwähnt, geht der Trend bei den Schrittmacheraggregaten zu einer immer stärkeren Automatisierung der Systeme. In der darauf basierenden Wunschvorstellung läuft die Schrittmachertherapie dann folgendermaßen ab: Nachdem der Schrittmacher durch die Verbindung mit den Elektroden erkannt hat, daß er implantiert wurde, laufen alle Einstellungen vollautomatisch ab, das System optimiert seine Programmierung selbstständig, und der Patient muß nur gelegentlich zu einer, natürlich automatisch ablaufenden, Schrittmacherkontrolle. Hier wird der Arzt

Aus dem CCB, Cardioangiologisches Centrum Bethanien, Frankfurt a.M., Deutschland

Korrespondenzadresse: Priv.-Doz. Dr. med. B. Nowak, CCB, Cardioangiologisches Centrum Bethanien, Im Prüfling 23, D-60389 Frankfurt a. M., Deutschland. E-Mail: nowak@ccb.de

dann vom Programmiergerät automatisch über den Zustand des Patienten informiert und gegebenenfalls zur Verordnung eines Medikamentes aufgefordert. Selbst der unmittelbare Patientenkontakt kann dann entbehrlich werden, da der Datentransfer über Telefon oder Internet erfolgen kann. Ebenso kann der Schrittmacher bei Erreichen des Austauschzeitpunktes eine automatische Terminvereinbarung zum Aggregatwechsel mit der implantierenden Klinik durchführen.

Sicher sind wir noch nicht so weit gekommen, aber viele der Trends in der Schrittmachertherapie zielen tatsächlich in diese Richtung. Dabei sollen nicht nur immer komplexere Systeme, sondern durchaus auch einfache Systeme entstehen, deren Automatismen durch den Anwender modifiziert werden können. Ob ein solches vollautomatisches Schrittmacherkonzept tatsächlich umgesetzt werden kann und inwiefern es auch sinnvoll ist und einer besseren Patientenversorgung dienen kann, ist nicht Gegenstand dieser Arbeit, bleibt aber der ständigen kritischen Wertung anheimgestellt.

Aber auch ganz grundlegende Eigenschaften der Schrittmacher werden weiterentwickelt. Zum einen wird der interne Stromverbrauch der Aggregate optimiert, um damit längere Laufzeiten zu erzielen. Zum anderen wird die Datenübertragung mit der Telemetrie zunehmend beschleunigt. Nur so können die immer größeren Datenmengen, insbesondere der Diagnostik, innerhalb einer akzeptablen Abfragezeit übertragen werden.

Automatische Anpassung der Impulsabgabe an die Reizschwelle

Die elektrische Stimulation des Herzens stellt die grundlegende Aufgabe jedes Herzschrittmachers dar. Die Reizschwelle und die daran angepaßte Impulsabgabe sind die entscheidenden Basisparameter für die Schrittmacherfunktion. Ein wesentlicher Teil des Stromverbrauches eines Schrittmachers wird durch die programmierte Impulsamplitude und Impulsbreite determiniert. Daher sollen hier Automatismen für eine kontinuierliche Optimierung sorgen. Für die automatische Bestimmung der Reizschwelle und die daraus resultierende Anpassung der Impulsamplitude hat nur die Detektion des evozierten Potentials klinische Bedeutung erlangt [8, 9]. Hierbei wurde mit dem AutoCapture™-Algorithmus bisher die umfangreichste Erfahrung gesammelt [10, 11]. Über die Detektion des evozierten Potentials wird bestimmt, ob der Schrittmacherstimulus eine Depolarisation des Myokards zur Folge hatte. Polarisationssignale mit hoher Amplitude können hierbei fälschlich als evoziertes Potential wahrgenommen werden, so daß niedrig polarisierende, bipolare Elektroden eingesetzt werden müssen. Die Überprüfung der Reizbeantwortung erfolgt bei jedem Impuls. Bei Stimulationsverlust wird ein Sicherheitsimpuls mit hoher Amplitude abgegeben. Die Reizschwellensuche wird alle 8 Stunden automatisch gestartet. Basierend auf dieser Messung arbeitet das Aggregat dann mit 0,25–0,3 V über der Reizschwelle. Bei Reizschwellenanstiegen mit daraus resultierendem Stimulationsverlust wird die Impulsamplitude automatisch nach oben geregelt.

Für den AutoCapture™-Algorithmus wurde errechnet, daß über 15 Jahre, je nach eingesetztem Aggregat, eine Laufzeitverlängerung von 53–245 % möglich ist. Dies resultiert in einer potentiellen Kostenersparnis von 25–57 % [12].

Probleme sind die Beschränkung auf bipolare, niedrig polarisierende Elektroden und Fusionsschläge mit fehlen-

der Detektion des evozierten Potentials [11]. Daher wird unter anderem derzeit versucht, über eine Modifikation des Stimulationsimpulses selbst die Polarisierung der Elektroden zu minimieren und damit die Detektion des evozierten Potentials zu optimieren [13].

Aktuelle und zukünftige Entwicklungen zielen daher zum einen darauf ab, eine automatische Anpassung der Impulsamplitude mit möglichst allen Elektroden, auch unabhängig von der Polarität, zu ermöglichen. Zum anderen wird versucht, auch eine automatische Anpassung an die atriale Reizschwelle umzusetzen. Dies gestaltet sich jedoch aufgrund der niedrigeren atrialen Potentiale als schwierig und ist bisher noch nicht etabliert.

Automatische Anpassung der Wahrnehmungsschwelle

Automatismen zur Anpassung der Wahrnehmungsschwellen an die detektierten Amplituden der jeweiligen Kammer („Autosensing“) sind seit einiger Zeit verfügbar [14]. In mehreren Untersuchungen konnte gezeigt werden, daß mit ihnen eine automatische Anpassung der Wahrnehmungsschwelle möglich ist. Aufgrund niedriger Amplituden spielt dies insbesondere im Vorhof eine Rolle. Gerade der häufig ausgeprägte Unterschied in den Amplituden von Sinusrhythmus und Vorhofflimmern kann hier bedeutsam werden [15, 16]. Daneben soll bei der atrialen Wahrnehmung möglichst die Detektion von ventrikulären Fernfeldsignalen vermieden werden [4, 17]. Im Zuge der zunehmenden Automatisierung der Schrittmacheraggregate werden diese Algorithmen sicherlich eine weite Verbreitung finden. Es stellt sich allerdings die Frage, ob ein solcher Algorithmus einer maximal empfindlichen atrialen Wahrnehmungsschwelle mit bipolarer Vorhofelektrode tatsächlich überlegen ist. Der Vergleich eines solchen Autosensing-Algorithmus mit den atrialen Wahrnehmungsschwellen 0,25 und 0,5 mV bei Vorhofflimmern zeigte eine Überlegenheit des Algorithmus gegenüber der Programmierung von 0,5 mV. Demgegenüber kam es mit der atrialen Wahrnehmungsschwelle von 0,25 mV im Vergleich zu dem Autosensing-Algorithmus zu weniger Undersensing von Vorhofflimmern und zu einem schnelleren Mode-Switch [18]. Dies unterstreicht die Anfälligkeit derartiger Algorithmen gegenüber intermittierendem Undersensing, insbesondere bei Vorhofflimmern.

Andere Algorithmen und Entwicklungen

Im Zuge der fortschreitenden Automatisierung der Schrittmacher werden auch Versuche unternommen, das AV-Intervall mit Hilfe des QT-Intervalls automatisch zu optimieren. Hierbei konnten allerdings nur sehr geringe Verbesserungen des Herzminutenvolumens um +2,5 % erzielt werden [19]. Daneben wird auch eine zunehmende Variabilität in der Programmierung verschiedener Algorithmen angeboten, wie eine flexible AV-Hysterese oder die Auswahl zwischen verschiedenen Mode-Switch-Varianten. Auch in der Signalverarbeitung selbst werden neue Wege beschritten. So wird versucht durch eine digitale Signalverarbeitung und eine Formanalyse P-Wellen von Fernfeldsignalen zu unterscheiden. Dadurch ist trotz empfindlicher Wahrnehmungsschwelle und kurzer Ausblendzeit eine Unterdrückung dieser unerwünschten Signale möglich. Erste Untersuchungen haben hier ermutigende Ergebnisse erbracht [20].

Weitere Entwicklungen in der Schrittmachertherapie zielen darauf ab, basierend auf der VDD-Stimulation ein Einelektroden-DDD-System zu entwickeln. Hierzu sind

kürzlich die ersten Ergebnisse einer neuen Elektrode publiziert worden [21]. Sie besteht aus einer unipolaren ventrikulären Spitze und einer dreipoligen atrialen Vollringelektrode. Hierbei wird der proximalste atriale Ring am Übergang zwischen Vena cava superior und rechtem Vorhof positioniert. Sowohl Stimulation als auch Wahrnehmung können über proximalen und mittleren Ring sowie auch konventionell über mittleren und distalen atrialen Ring erfolgen. Mit der neuartigen proximalen Dipolkombination konnte bei Implantation bei 93 % der Patienten eine zuverlässige atriale Stimulation erzielt werden. Allerdings war eine atriale Stimulation ohne Zwerchfellzucken nach 3 Monaten nur noch bei 54 % der Patienten möglich. Zudem lagen die atrialen Reizschwellen mit Mittelwerten zwischen 3,3 und 4,3 Volt ungünstig hoch. Ob eine modifizierte Positionierung dieser Elektrode bessere Ergebnisse erbringt, bleibt abzuwarten.

Ein weiterer Ansatz zur Einelektroden-DDD-Stimulation bedient sich einer neuartigen Impulsconfiguration. Hierbei werden durch die Abgabe eines konventionellen Schrittmacherimpulses zwischen drei Elektroden (atrialer Dipol und Schrittmachergehäuse) überlappende elektrische Feldverläufe erzeugt (Bldirektional MOnophasic Impuls, BIMOS) [22, 23]. Hierdurch soll eine stabile atriale Stimulation über einen flottierenden atrialen Dipol erreicht werden. Daneben konnte gezeigt werden, daß diese Stimulationsform gegenüber einer konventionellen wandständigen Stimulation eine Verkürzung der intra- und interatrialen Leitungszeiten zur Folge hat. Dies ist durch das größere elektrische Feld bedingt mit simultaner Erregung größerer Myokardareale. Hierdurch bieten sich auch neue Ansätze für eine Prävention von Vorhofflimmern [22, 23].

In der Schrittmacherdiagnostik wird zunehmend realisiert, daß in Ereigniszählern unter Umständen in erheblichem Maße inkorrekte Daten enthalten sein können. Dies ist insbesondere durch intermittierende Wahrnehmungsstörungen wie Over- und Undersensing bedingt [24]. Es ist daher wünschenswert, die diagnostischen Daten auch zu validieren. Hierfür bieten sich gespeicherte Elektrogramme an, wie sie in der Defibrillatortherapie seit langem bekannt sind. Seit kurzem sind gespeicherte Elektrogramme auch in Schrittmachern verfügbar. Mit ihnen ist es möglich, Diagnostikdaten direkt zu überprüfen. Insbesondere eine falsch-positive Detektion von Arrhythmien durch Wahrnehmungsprobleme kann so nachgewiesen und korrigiert werden. Dies wird durch die Integration von sogenannten Onset-Elektrogrammen, die eine Speicherung vor Erfüllung der Detektionskriterien ermöglichen, und durch Marker-Annotationen weiter verbessert [25]. Ebenso kann die Detektion atrialer Arrhythmien durch die Schrittmacher anhand der Elektrogramme verifiziert werden. Auf der Basis derartiger „harter“ Daten können dann Entscheidungen über eine etwaige Therapieänderung getroffen werden.

Sensoren

Sensoren zur frequenzadaptiven Stimulation werden nur bei chronotrop inkompetenten Patienten benötigt. Dennoch zeichnet es sich ab, daß alle Schrittmacher mit einem implementierten Sensor hergestellt werden, da hierdurch sowohl Produktion als auch Lagerhaltung deutlich vereinfacht werden. Auf dem Gebiet der frequenzadaptiven Stimulation haben sich piezoelektrische Kristalle und ganz überwiegend Akzelerometer als unspezifischere,

aber schnell reagierende Sensoren etabliert. Auf dem Sektor der spezifischeren, aber langsamer reagierenden Sensoren werden überwiegend Atemminutenvolumen- und QT-Sensoren eingesetzt. Um die Schwachpunkte der beiden Sensortypen zu umgehen, werden häufig auch Zweisensoren-Systeme eingesetzt. Hierbei wird ein schnell, aber unspezifisch reagierender Sensor mit einem langsam, aber spezifisch reagierenden Sensor kombiniert. Als schneller Sensor werden Akzelerometer oder piezoelektrische Kristalle eingesetzt. Als langsame, aber spezifische Sensoren haben sich atemminutenvolumengesteuerte und QT-Sensoren etabliert. Für eine optimale physiologische Funktion beider Sensoren sind die zugehörigen Steueralgorithmen von entscheidender Bedeutung. Sowohl die wechselseitige Gewichtung der Sensoren als auch der von ihnen erzeugte Frequenzanstieg müssen ständig optimiert werden [26]. Bisherige Sensorkombinationen und ihre Algorithmen konnten hier die Erwartungen teilweise nicht erfüllen. So hat eine aktuelle Studie für die Kombination Aktivität und QT-Sensor die Erwartungen einer physiologischen Frequenzadaptation bei nicht bewegungsabhängigen Belastungsformen nicht erfüllt. Das gleiche gilt für die Unterdrückung falsch-positiven Frequenzverhaltens [27]. Allerdings wird teilweise auch angezweifelt, ob der technische Aufwand für ein Zweisensorensystem tatsächlich einen entsprechenden Nutzen für den Patienten bringt [28].

In jüngster Zeit wurden einige Arbeiten publiziert, die sich mit der Messung der intrakardialen Impedanz zur Bestimmung der rechtsventrikulären Kontraktilität beschäftigen [29–31]. Auf diese Weise wird der inotrope Status des Herzens als Sensor für die frequenzadaptive Stimulation eingesetzt. Hierdurch wird ein „closed loop“-System mit geschlossenem Regelkreis etabliert, in dem die Stimulationsfrequenz eine Rückkopplung auf den gemessenen Parameter ermöglicht. Für diesen Sensor konnte gezeigt werden, daß er sowohl während einer Dobutamin-Belastung als auch während sympathischer Aktivierung der Muskulatur einen adäquaten Frequenzanstieg ermöglicht [30, 31]. Inwieweit sich dieses Prinzip durchsetzen kann, bleibt abzuwarten.

Als neuer Parameter zur frequenzadaptiven Stimulation wurde die ventrikuläre evozierte Reizantwort in einer Studie untersucht, so daß ein spezieller Sensor nicht erforderlich ist [32]. Hierbei wurden die Änderungen der Morphologie der ventrikulär evozierten Reizantwort in Abhängigkeit von adrenerger Stimulation und Stimulationsfrequenz analysiert. Eine erste Pilotstudie zeigte eine schnelle und belastungsadäquate Reaktion des entwickelten Algorithmus ohne Beeinflussung durch die Stimulationsfrequenz. Allerdings ist der noch nicht kommerziell verfügbare Algorithmus bei Eigenrhythmus oder Fusionsschlägen nicht zuverlässig einsetzbar.

Der Trend in der Schrittmachertherapie geht aktuell auf dem Gebiet der Sensoren zu einer weiteren Optimierung der Algorithmen und zunehmenden Automatisierung der Anpassung der Frequenzadaptation. Auf diese Weise soll eine möglichst physiologische Frequenzadaptation gewährleistet werden, ohne daß komplexe, zeitintensive und teure Belastungsuntersuchungen zur Kalibrierung und Programmierung der Systeme erforderlich sind [2]. Der behandelnde Arzt muß bei solchen Systemen in der Regel einmal ein Patientenprofil, z. B. mit Alter, Geschlecht und Ausmaß der Aktivität oder Lebensstil des Patienten, einprogrammieren. Die fortlaufende Sensoroptimierung soll dann automatisch geschehen.

Übertragung neuer Programme in den Schrittmacher

Mittlerweile ist es möglich geworden, neue Programme mit Hilfe des Programmiergerätes in den Schrittmacher herunterzuladen. Dieses neue Verfahren wird auch langfristig eine Vielzahl neuer Möglichkeiten für die Schrittmachtherapie eröffnen und deren Flexibilität erhöhen [19]. Zum einen ist es damit möglich, neue Algorithmen bzw. Schrittmachtherapien in bereits implantierten Aggregaten zu testen. Dies kann sowohl langfristig als auch im Akutversuch geschehen [32]. Da keine Neuimplantationen erforderlich sind, werden derartige Untersuchungen vereinfacht und können schneller durchgeführt werden. Sollte sich ein solcher neuer Algorithmus als verbesserungsbedürftig herausstellen, ist dies problemlos möglich. Auf diese Weise können neue Schrittmachergenerationen von vornherein mit gründlich evaluierten Algorithmen versehen werden. Genauso besteht die Möglichkeit, neue Therapien, z. B. antitachykarde Stimulationen, nachträglich in implantierte Schrittmacher einzuspielen, wenn der Patient nach der Implantation neue Arrhythmien entwickelt.

Auf der Basis eines solchen Konzeptes wäre es auch denkbar, Patienten zunächst mit preiswerten „Basis-Schrittmachern“ zu versehen und dann nur bei Bedarf zusätzliche Algorithmen und Therapien herunterzuladen. Allerdings wäre ein solches Konzept nur mit einer geänderten Finanzierung der Schrittmachtherapie umsetzbar.

Programmiergeräte

Ebenso wie die Schrittmacheraggregate selbst werden auch die Programmiergeräte immer komplexer. Zum einen sind mittlerweile bei vielen Schrittmachern über einhundert Parameter jeweils mit multiplen Möglichkeiten programmierbar. Zum anderen wird die Schrittmacherdiagnostik und die darauf basierende Datensammlung immer umfangreicher [2]. Die Basis für einen vernünftigen Umgang mit dieser Vielzahl von Parametern und Daten sind entsprechend schnelle Programmiergeräte mit einer schnelleren Telemetrie. Daher sind auch auf diesem Bereich weitere Verbesserungen der Bedienerfreundlichkeit in Sicht.

Durch einen automatischen Ablauf der kompletten Schrittmacherkontrolle mit Abfrage und Messung der Basisparameter kann eine deutliche Verkürzung der Schrittmacherkontrolle erzielt werden. Hierbei kann es über eine leistungsfähige Telemetrie möglich werden, die Abfrage des Schrittmachers bereits im Wartezimmer vorzunehmen, um somit die eigentliche Untersuchungszeit des einzelnen Patienten weiter zu optimieren. Daneben werden zunehmend Expertensysteme für Diagnostik und Programmierung der Aggregate in die Programmiergeräte implementiert. Die Programmiergeräte nehmen hierbei eine automatische Analyse der im Schrittmacher gespeicherten Diagnostikdaten vor. Der Untersucher wird dann gezielt auf bedeutsame Ereignisse aufmerksam gemacht. Hiermit soll die zeitraubende Sichtung der Vielzahl diagnostischer Daten und Speicher überflüssig gemacht werden. Erste Ergebnisse mit solchen Systemen erbrachten vielversprechende Ergebnisse [33, 34]. Es wurde eine korrekte Interpretation der Daten nachgewiesen, die dann auch eine entsprechende Änderung der Schrittmacherprogrammierung zur Folge hatten. Hierdurch konnte der Zeitbedarf für die Schrittmacherkontrollen deutlich gesenkt werden.

Es darf allerdings nicht vergessen werden, daß die Diagnostikdaten selbst in erheblichem Umfang falsch-positive und falsch-negative Informationen erhalten können. Entsprechende diagnostische Algorithmen dokumentieren zwar zuverlässig die Funktion des Schrittmachers, sie sind aber nicht in der Lage, eine inadäquate Programmierung oder Funktion zu erkennen. So können z. B. tachykarde atriale Ereignisse einer Vorhoffrhythmusstörung oder aber der atrialen Wahrnehmung ventrikulärer Fernfeldsignale oder der Myopotentialwahrnehmung entsprechen [24, 35].

Daher müssen wiederum automatisierte Interpretationen solcher potentiell fehlerhaften Daten entsprechend kritisch bewertet werden und bedürfen immer der Bestätigung durch den untersuchenden Arzt. Insbesondere therapeutische Maßnahmen sollten nur auf der Basis ausreichend validierter Diagnostikdaten erfolgen. Dies ist insbesondere mit Hilfe gespeicherter Elektroprogramme möglich [25].

Schrittmachernachsorge

Auch in der Organisation der Schrittmachernachsorge selbst werden neue Wege beschritten. Hier sollen Schrittmacherkontrollen ermöglicht werden, ohne daß der Patient in die Klinik oder Praxis kommen muß. Derartige Systeme sind sicherlich um so bedeutsamer, je größer die Entfernung zwischen nachsorgendem Arzt und dem Wohnort des Patienten ist. Zum einen werden tragbare Übertragungsgeräte eingesetzt, die über zwei Handgelenkelektroden einen Rhythmusstreifen ableiten und über das Telefon übertragen. Gleichzeitig können Impulsbreiten gemessen werden. Eine eigentliche Schrittmacherkontrolle oder Kommunikation mit dem Schrittmacher findet aber nicht statt.

Aktuell laufen erste Versuche, Daten des Schrittmachers über eine im Schrittmacherkopf integrierte Antenne an eine Patientenstation vor Ort zu übermitteln. Von dort werden wichtige Funktionsparameter wie Elektrodenimpedanz, Reizschwelle oder die Detektion von Tachykardien über das Mobilfunknetz an das Servicezentrum des Schrittmacherherstellers übermittelt [36]. Im Servicezentrum werden die Daten analysiert und an den betreuenden Arzt weitergeleitet. Ebenso soll das Internet zunehmend für die Übertragung von Patientendaten und auch für Fern Diagnosen genutzt werden [2]. Dies kann z. B. zur Ferndiagnostik bei nur selten auftretenden Symptomen vorteilhaft sein.

Die Archivierung und manuelle Ablage der oft umfangreichen Ausdrucke der Schrittmachernachsorge sollen zukünftig durch elektronische Datenbanksysteme abgelöst werden. Hierbei können alle Daten der Schrittmacherabfrage und die gemessenen Daten direkt in die zugehörige Datenbank überspielt werden. Damit sind auch die Daten vorheriger Abfragen direkt verfügbar. Mit Hilfe derartiger Systeme können die Patientenverwaltung und Terminplanung sowie die Berichterstellung erfolgen. Zudem sind statistische Auswertungen direkt möglich. Bei Problemfällen können Daten auch bedarfsweise über das Internet an den Schrittmacherhersteller übermittelt werden.

Schlußfolgerung

Für nahezu alle Funktionen der Schrittmacher geht der Trend zu einer zunehmenden Automatisierung. Ziel ist

eine vereinfachte und effektive Schrittmachertherapie und -nachsorge. Ein tatsächlicher Nutzen ist nur für wenige dieser Automatismen belegt. Auch zukünftig bedürfen alle neuen Entwicklungen einer kritischen Überprüfung ihrer Funktion und ihres Vorteils für den jeweiligen Patienten.

Literatur

- Jeffrey K, Parsonnet V. Cardiac Pacing, 1960–1985. A quarter century of medical and industrial innovation. *Circulation* 1998; 97: 1978–91.
- Warren J. Past and future technologic developments for rhythm and conduction disturbances. *Am J Cardiol* 2000; 86 (Suppl): 119K–125K.
- Arnsbo P, Möller M, on behalf of the Danish pacemaker register. Updated appraisal of pacing lead performance from the Danish pacemaker register: The reliability of bipolar pacing leads has improved. *PACE* 2000; 23: 1401–6.
- Fröhlig G, Helwani Z, Kusch O, Berg M, Schieffer H. Bipolar ventricular far-field signals in the atrium. *PACE* 1999; 22: 1604–13.
- Fröhlig G, Kindermann M, Seikat N, Wallbrück K, Schieffer H. Signal discrimination in the atrium – electrode design versus common mode rejection (Abstract). *Europace* 2000; 1 (Suppl D): 199.
- Kindermann M, Schwaab B, Berg M, Fröhlig G. The influence of right atrial septal pacing on the interatrial contraction sequence. *PACE* 2000; 23: 1752–7.
- Israel CW, Runkel W, Kolditz J, Schulz J, Eichenstaedt HC, Vivie de EF. Use of a steerable stylet for implantation of atrial screw-in leads: First results from the LOCATOR-study (Abstract). *PACE* 1999; 22: A109.
- Neuzner J, Schwarz T, Sperzel J. Pacemaker Automaticity. *Am J Cardiol* 2000; 86 (Suppl): 104K–110K.
- Clarke M, Liu B, Schüller H, Binner L, Kennergren C, Guerola M, Weinmann P, Ohm OJ. Automatic adjustment of pacemaker stimulation output correlated with continuously monitored capture thresholds: A multicenter study. *PACE* 1998; 21: 1567–75.
- Lau C, Cameron DA, Nishimura SC, Ahern T, Freedman RA, Ellenbogen K, Greenberg S, Baker J, Meacham D, on behalf of the clinical investigators of the Microny-Regency clinical evaluation study. A cardiac evoked response algorithm providing threshold tracking: A North American Multicenter Study. *PACE* 2000; 23: 953–9.
- Duru F, Bauersfeld U, Schüller H, Candinas R. Threshold tracking pacing based on beat by beat evoked response detection: Clinical benefits and potential problems. *J Intervent Cardiac Electrophysiol* 2000; 4: 511–22.
- Boriani G, Biffi M, Branzi A, Mininno A, Sigliano R, on behalf of the pacemate study group. Benefits in projected pacemaker longevity and in pacing related costs conferred by automatic threshold tracking. *PACE* 2000; 23: 1783–7.
- Provenier F, Germonpre E, Wagter de X. Improved differentiation of the ventricular evoked response from polarization by modification of the pacemaker impulse. *PACE* 2000; 23: 2073–7.
- Nowak B, Fellmann P, Maertens P, Mols R, Demetz K, Bröls A, Geil S, Voigtländer T, Himmrich E, Meyer J. First experience with an automatic sensing algorithm in single-lead VDD stimulation. *PACE* 1998; 21: 2232–5.
- Leung SK, Lau CP, Lam CTF, Tse HF, Tang MO, Chung F, Ayers G. Programmed atrial sensitivity: A critical determinant in atrial fibrillation detection and optimal automatic mode switching. *PACE* 1998; 21: 2214–9.
- Wood MA, Moskovljevic P, Stambler BS, Ellenbogen KA. Comparison of bipolar atrial electrogram amplitude in sinus rhythm, atrial fibrillation, and atrial flutter. *PACE* 1996; 19: 150–6.
- Nowak B, Kramm B, Schwaier H, Maimaitiming A, Geil S, Zellerhoff C, Przibille O, Rosocha S, Liebrich A, Meyer J. Is atrial sensing of ventricular far-field signals important in single-lead VDD stimulation? *PACE* 1998; 21: 2236–9.
- Sperzel J, Schulte B, Erdogan A, Carlsson J, Goetzke J, Pitschner HF, Neuzner J. Arrhythmiedetektion von Vorhofflimmern durch einen neuen atrialen „Autosensing-Algorithmus“: Untersuchung an DDDR-Schrittmacherpatienten mit induzierten Episoden von Vorhofflimmern. *Herzschr Elektrophys* 2001; 12 (Suppl 1): 109–10.
- Boute W, Oort van G. Early clinical assessment of new pacing therapies and diagnostic functions through the use of downloadable software (Abstract). *Europace* 2000; 1 (Suppl D): 30.
- Westendorp H, Munneke D, Wohlgemuth P. Far field R-wave sense rejection by form analysis in pacemakers (Abstract). *PACE* 1999; 22: 873.
- Res JCJ, Lau C, on behalf of the European and Canadian VECATS multicenter study group. First results of the Canadian and European Single Lead DDD studies. A report of two multicenter studies on vena cava atrial stimulation (VECATS). *PACE* 2000; 23: 1804–8.
- Hartung WM, Hartung D, Mittag A, Mahnkopf D, Goette A, Klein HU. Atrial floating pacing with a novel pacing configuration reduces intra- and interatrial conduction times (Abstract). *Europace* 2000; 1 (Suppl D): 15.
- Saad H, Willems R, Mittag A, Mahnkopf D, Goette A, Hobrack S, Reek S, Klein H, Hartung WM. Verkürzung der intra- und interatrialen Leitungszeit durch eine neuartige Stimulationskonfiguration. *Herzschr Elektrophys* 2001; 12 (Suppl 1): 13–4.
- Nowak B. Taking advantage of sophisticated pacemaker diagnostics. *Am J Cardiol* 1999; 83: 172D–179D.
- Nowak B, Sperzel J, Rauscha F, Mont L, Alzueta J, Senden PJ. Klinische Bedeutung von „Onset-recording“ und Marker Annotationen bei gespeicherten Elektrogrammen in Zweikammerschrittmachern. Ergebnisse einer Multicenter-Studie. *Herzschr Elektrophys* 2001; 12 (Suppl 1): 95–6.
- Israel CW, Hohnloser SH. Current status of dual-sensor pacemaker systems for correction of chronotropic incompetence. *Am J Cardiol* 2000; 86 (Suppl): 86K–94K.
- Sievers B, Meine M, Pfitzner P, Achtelik M, Trappe HJ. Wie effektiv arbeiten Dual-Sensor-Kombinationen (Aktivität/QT) in frequenzadaptiven Schrittmachern wirklich? *Herzschr Elektrophys* 2001; 12 (Suppl 1): 99–100.
- Sulke N, Tan K, Kamalvand K, Bostock J, Bucknall C. Dual sensor VVIR mode pacing: Is it worth it? *PACE* 1996; 19: 1560–7.
- Griesbach L, für die RAPID-Studiengruppe. Frequenzverhalten der Closed Loop Stimulation unter Alltagsbedingungen (Daten der RAPID-Studie). *Herzschr Elektrophys* 2001; 12 (Suppl 1): 97–8.
- Osswald S, Cron T, Grädel C, Hilti P, Lippert M, Ströbel J, Schaldach M, Buser P, Pfisterer M. Closed-loop stimulation using intracardiac impedance as a sensor principle: Correlation of right ventricular dP/dt_{max} and intracardiac impedance during dobutamine stress test. *PACE* 2000; 23: 1502–8.
- Binggeli C, Duru F, Corti R, Sudano I, Spieker LE, Turina A, Westermann P, Ostermeier M, Rahn M, Lüscher TF, Noll G, Candinas R. Autonomic nervous system-controlled cardiac pacing: A comparison between intracardiac impedance signal and muscle sympathetic nerve activity. *PACE* 2000; 23: 1632–7.
- Brummer T, Binner L, Muessig D, Kochs M, Hombach V. Ein neuer Parameter zur frequenzadaptiven Stimulation – Die evozierte Reizantwort (VER). *Herzschr Elektrophys* 2001; 12 (Suppl 1): 101–2.
- Boute W, Hove van J, Rooijen van H. Computerized analysis of pacemaker diagnostic data. Does it affect pacemaker therapy? (Abstract) *Europace* 2000; 1 (Suppl D): 28.
- Jakob MJ, Himmrich E, Henzgen R, Minden HH, Hümmer A. Einfluss des Nachweises atrialer Arrhythmien auf Schrittmacherprogrammierung und antiarrhythmische Medikation. Erste Ergebnisse der AIDA II Studie. *Herzschr Elektrophys* 2001; 12 (Suppl 1): 113–4.
- Israel CW, Böckenförde JB. Pacemaker event counters: Possible sources of error in calculation of AV synchrony in VDD single lead systems as an example for present limitations. *PACE* 1998; 21: 489–93.
- Niederlag W. Communication technologies for improvement of pacemaker therapy. *Prog Biomed Res* 2001; 6: 6–12.

Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere Rubrik

☒ Medizintechnik-Produkte



Neues CRT-D Implantat
Intica 7 HF-T QP von Biotronik



Artis pheno
Siemens Healthcare Diagnostics GmbH



Philips Azurion:
Innovative Bildgebungslösung

Aspirator 3
Labotect GmbH



InControl 1050
Labotect GmbH

e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

☒ Bestellung e-Journal-Abo

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

Impressum

Disclaimers & Copyright

Datenschutzerklärung