

Journal für Kardiologie

Austrian Journal of Cardiology

Österreichische Zeitschrift für Herz-Kreislauserkrankungen

Praktische Umsetzung eines Programms zur Etablierung von His-Bündel-Pacing // Practical implementation of a His bundle pacing program

Saleh K, Schwarz S, Reiter C

Fellner A, Patrasso M

Kneidinger R, Steinwender C

Journal für Kardiologie - Austrian

Journal of Cardiology 2021; 28

(7-8), 240-244

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

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

Praktische Umsetzung eines Programms zur Etablierung von His-Bündel-Pacing

K. Saleh, S. Schwarz, C. Reiter, A. Fellner, M. Patrasso, R. Kneidinger, C. Steinwender

Abstrakt: His-Bündel-Pacing (HBP) zielt darauf ab, den stimulierten Schrittmacher-Impuls durch das spezifische Reizleitungssystem auf das Myokard weiterzuleiten und damit eine physiologische Erregung der Ventrikel zu erzielen. Die Herausforderung dabei ist die Lokalisation des His-Bündels und die Positionierung bzw. Fixation einer Schraubelektrode ebendort.

In Anbetracht der zunehmenden Evidenz, der potentiellen Vorteile für die Patienten sowie der prozeduralen und technologischen Entwicklungen wurde an der eigenen Abteilung 2018 ein HBP-Programm etabliert, das die Anwendung

von HBP als Standard-Stimulationsmethode bei Patienten mit erwartetem Pacing-Anteil von > 40 % zum Ziel hat.

Schlüsselwörter: Herzschrittmacher-Therapie, His-Bündel-Pacing, Physiologische Stimulation

Abstract: Practical implementation of a His bundle pacing program. His bundle pacing (HBP) aims to pass the stimulated pacemaker impulse through the specific conduction system to the myocardium and thus achieve physiological excitation of the ventricles. The challenge

here is the localization of the His bundle and the positioning or fixation of a screw electrode there. In view of the increasing evidence, the potential benefits for patients as well as the procedural and technological developments, an HBP program was established at the department in 2018, which aims to use HBP as a standard stimulation method in patients with an expected pacing rate of > 40%. **J Kardiol 2021; 28 (7–8): 240–4.**

Key Words: pacemaker therapy, His bundle pacing, physiological stimulation

■ Einleitung

Für Jahrzehnte war apikales oder septales rechtsventrikuläres Pacing der Stimulations-Standard bei permanenter Schrittmachtherapie zur Behandlung symptomatischer Bradykardien. Die rechtsventrikuläre Stimulation verursacht jedoch bekanntermaßen strukturelle Veränderungen wie myofibrilläre Fibrosen und Texturänderungen und damit eine Dilatation, negative Inotropie und Dyssynchronie beider Ventrikel [1–6]. Dies erklärt, dass vor allem bei Patienten mit einem ventrikulären Pacing-Anteil von > 40 % eine Pacing-induzierte Kardiomyopathie (PIK) entstehen kann, die durch eine neu aufgetretene reduzierte Linksventrikelfunktion mit resultierender Herzinsuffizienz charakterisiert ist.

Je nach Definition und Studiendesign wird die Inzidenz einer PIK mit 10–26 % angegeben, wobei ihr Auftreten im klinischen Verlauf mit einer erhöhten Rate von Herzinsuffizienz-bedingten Hospitalisationen, persistierendem Vorhofflimmern und Gesamtmortalität assoziiert ist [7–13].

Durch ihren Zusammenhang mit einem hohen Pacing-Anteil tritt die PIK vornehmlich bei Patienten mit persistierenden höhergradigen AV-Blockierungen auf, weshalb Geräte-Algorithmen zur Reduktion ventrikulären Pacings durch Förderung der Eigenüberleitung kaum Abhilfe schaffen können und wenn, dann auf Kosten der physiologischen AV-Synchronität. Ein Lösungsansatz wäre die routinemäßige Anwendung von biventrikulärem Pacing, welches jedoch durch relativ hohe Raten von erfolglosen Sondenpositionierungen, Komplikationen oder Non-Response ebenfalls Limitationen aufweist [14, 15].

His-Bündel-Pacing (HBP) zielt darauf ab, den stimulierten Schrittmacher-Impuls durch das spezifische Reizleitungs-

system auf das Myokard weiterzuleiten und damit eine physiologische Erregung der Ventrikel zu erzielen. Die Herausforderung dabei ist die Lokalisation des His-Bündels und die Positionierung bzw. Fixation einer Schraubelektrode ebendort, welche durch die Kleinheit der Struktur und deren Umscheidung mit Bindegewebe noch erschwert werden.

Nach experimentellen Erfahrungen vor mehr als 50 Jahren wurden Erfahrungen mit permanentem HBP erstmals um die Jahrtausendwende von Deshmukh et al. und danach von einer zunehmenden Zahl spezialisierter Zentren berichtet. Diese konnten viele Zweifel bezüglich Machbarkeit, Sicherheit und Langzeit-Effektivität des HBP ausräumen sowie deutliche Verbesserungen im klinischen Verlauf – vornehmlich durch eine Reduktion des Risikos für eine PIK – belegen [16–20].

In Anbetracht der zunehmenden Evidenz, der potentiellen Vorteile für die Patienten sowie der prozeduralen und technologischen Entwicklungen wurde an der eigenen Abteilung im Frühjahr 2018 beschlossen, ein HBP-Programm zu etablieren, das die Anwendung von HBP als Standard-Stimulationsmethode bei Patienten mit erwartetem Pacing-Anteil von > 40 % zum Ziel hat.

■ Technische, Implantations-spezifische und organisatorische Aspekte

Die Herausforderungen bei der Implantation der His-Bündel-Sonde sind vor allem eine eingeschränkte Steuerbarkeit derselben sowie die durch die bindegewebige Umscheidung des His-Bündels höheren Reizschwellen. Zu Beginn des Programms (Mai 2018) wurden die zu diesem Zeitpunkt besten verfügbaren Tools (4F Schraubelektrode SelectSecure™ Modell 3830 mit den entsprechenden Schleusen C325HIS™ oder C304Defelctable™, Medtronic) verwendet, mit denen das His-Bündel verlässlich erreicht und mit Reizschwellen unter 2,5 V stimuliert werden kann (Abb. 1). Erfreulicherweise werden mittlerweile auch von weiteren Anbietern (Biotronik, Abbott, Boston Scientific) spezialisierte Implantationshilfen angeboten und an der Abteilung eingeführt.

Eingelangt und angenommen am 19.05.2021

Aus der Klinik für Kardiologie und Internistische Intensivmedizin, Kepler Universitätsklinikum Linz

Korrespondenzadresse: Prim. Priv.-Doz. Dr. Clemens Steinwender, FESC, Vorstand, Klinik für Kardiologie und Internistische Intensivmedizin, Kepler Universitätsklinikum Linz, Med Campus III, A-4021 Linz, Krankenhausstraße 9, E-Mail: clemens.steinwender@kepleruniklinikum.at

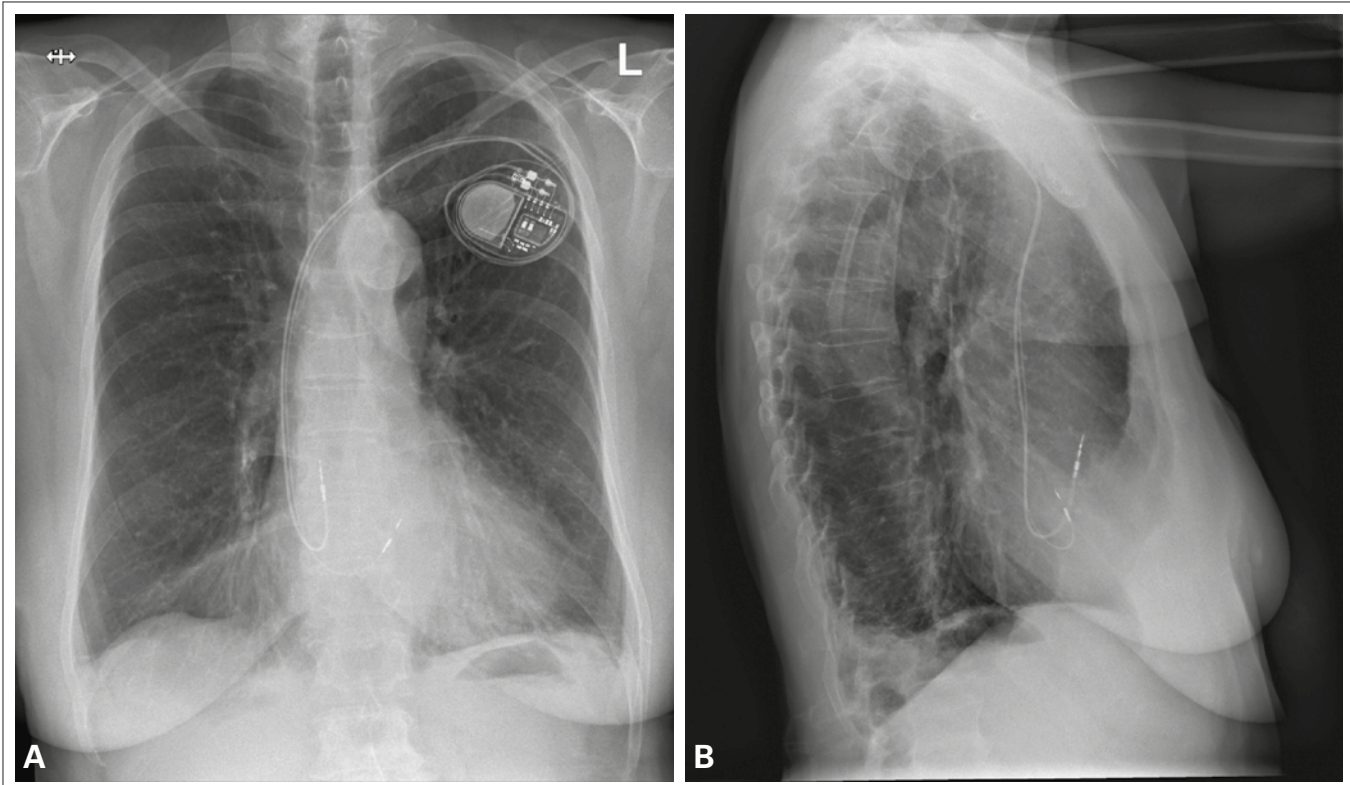


Abbildung 1: (A): His-Bündel-Pacing: Thorax-Röntgen a.p. (Quelle: Kepler Universitätsklinikum). **(B):** Thorax-Röntgen seitlich (Quelle: Kepler Universitätsklinikum).

Das HBP-Programm wurde durch den erfahrensten Implantateur initiiert, wobei nach etwa einem Jahr ein zusätzlicher Facharzt hinzugezogen wurde. Mittlerweile wird das gesamte Device-Team auf die Implantationstechnik von HBP eingeschult.

Aktuell wird jeder potentiell geeignete Patient in das HBP-Programm eingeschlossen, wobei je nach individueller Situation auch anderen Implantationstechniken (z. B. sondenlose Schrittmacher) Raum gegeben wird.

Begonnen wurde mit den Implantationen bei Patienten mit Sick-Sinus-Syndrom und niedrigem Wenckebach-Punkt während atrialer Stimulation, um Erfahrungen mit der His-Bündel-Sondenposition bei Nicht-Schrittmacher-abhängigen Patienten zu sammeln. Ermutigt durch eine hohe Effektivität und Sicherheit bei den ersten 10 Implantationen wurde und wird HBP nun bei Patienten mit intermittierendem und zunehmend bei permanentem AV-Block durchgeführt.

Die Implantationsprozedur erfolgt unter standardisierten Bedingungen in Sedoanalgesie. Zur Lokalisation des His-Bündels wird unter Fluoroskopie mit der Helix der durch eine Schleuse eingeführten Schraubsonde die His-Region gemappt, bis am Analysegerät (und einer parallel geschalteten Elektrophysiologie-Messeinheit) ein eindeutiges His-Signal nachweisbar ist. Daraufhin wird die Sonde durch Einschrauben (5–10 Umdrehungen) fixiert, die Schleuse in den Vorhof zurückgezogen und die Sensing- und Reizschwellenwerte ermittelt. Sind die Messwerte akzeptabel (Reizschwelle $< 2,5 \text{ V @ } 1,0 \text{ ms}$, Sensing $> 2 \text{ mV}$, Impedanz $400\text{--}2000 \text{ }\Omega$), wird die Reizschwelle mit entsprechender Sicherheits-Marge programmiert. Von besonderer Bedeutung ist die Evaluierung der stimulierten

QRS-Dauer und -Morphologie, da diese eine Unterscheidung in selektives und nicht-selektives HBP (sHBP und nsHBP) und damit einen Rückschluss auf die genaue Position der Elektrode (hissär oder para-hissär) erlaubt. Gemäß publizierter standardisierter Definition [20] ist sHBP durch einen identischen intrinsischen und stimulierten QRS-Komplex definiert (Abb. 2), während nsHBP durch eine Fusion der HB-Stimulation mit (septaler) Myokarderregung und dementsprechend breiteren QRS-Komplexen charakterisiert ist. Nur sHBP weist ein zur HV-Zeit bei Eigenüberleitung identisches Intervall von Stimulus zu QRS-Beginn auf und zeigt bei geringerem Stimulations-Output keine Verbreiterung des QRS-Komplexes. Bei nsHBP findet sich hingegen ein Stimulus- zu QRS-Beginn-Intervall, welches kürzer als die HV-Zeit bei Eigenüberleitung ist und bei niedrigem Stimulations-Output eine weitere Verbreiterung des QRS-Komplexes (durch eine rein myokardiale Stimulation). Bei deutlich höherem Stimulations-Output kommt es jedoch zu einer Verschmälerung des QRS-Komplexes (durch prädominante His-Bündel-Stimulation).

Primär wird bei allen Patienten HBP angestrebt, kann dieses jedoch trotz mehrmaliger Re-Positionierung nicht erzielt werden, wird die Stimulationssonde rechtsventrikulär mitt- oder hoch-septal implantiert.

Die selektive Stimulation des linken Faszikels („left bundle branch-pacing“, LBBB) als anatomisch nachgeordnete Form des „conduction system pacings“ bietet sich als Alternative zum HBP bei frustraner Sondenpositionierung an [21]. Um selektives LBBP zu erzielen, wird die Stimulationssonde trans-septal durch das Ventrikelseptum geschraubt, was technisch möglich ist, jedoch im Falle einer notwendigen Extraktion im chronischen Verlauf noch unklare Risiken birgt [22, 23].

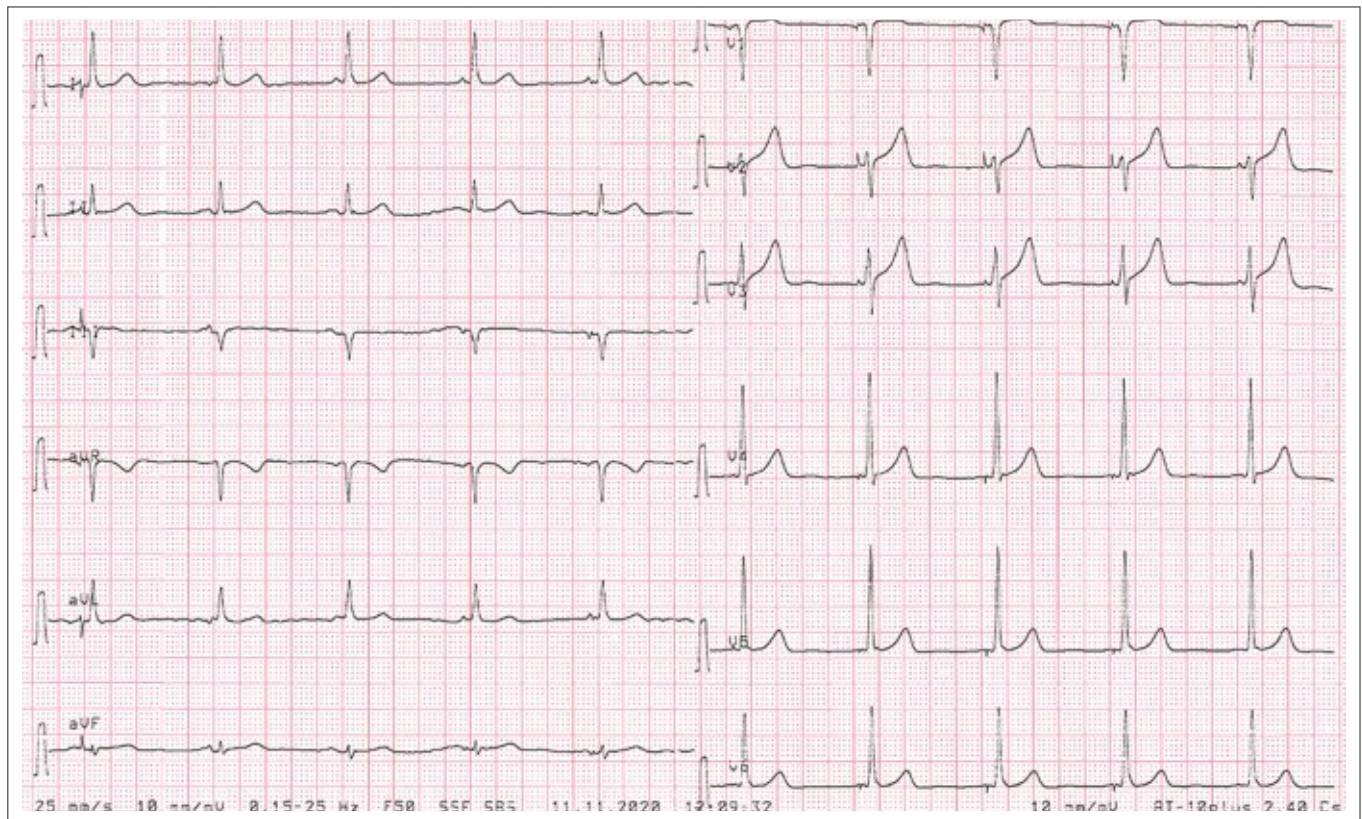


Abbildung 2: 12-Kanal-EKG bei His-Bündel-Pacing, Output 0,75 V @ 1,0 ms (Quelle: Kepler Universitätsklinikum).

■ Ergebnisse

Von Mai 2018 bis April 2021 wurde bei 75 Patienten (28 weiblich, Durchschnittsalter 73 ± 12 Jahre) HBP angestrebt. Die Implantationszahlen stiegen dabei vor allem im vergangenen Jahr steil an.

Die Indikation war bei 29 Patienten (39 %) ein Sick-Sinus-Syndrom mit begleitender AV-Überleitungsverzögerung, bei den restlichen 46 Patienten (61 %) eine binodale oder isolierte AV-Knoten-Problematik mit intermittierendem oder permanentem höhergradigem (II° oder III°) AV-Block.

Ein His-Potential wurde bei allen 75 Patienten gefunden. Stabiles permanentes HBP mit akzeptablen elektrischen Parametern konnte bei 62 Patienten (83 %) etabliert werden. Von diesen zeigten 32 (52 %) sHBP und 30 (48 %) nsHBP. Bei den anderen 13 Patienten erfolgte unter Verwendung der für das versuchte HBP ausgewählten Sonde eine septale rechtsventrikuläre Stimulation. Bis auf ein Hämatom, welches am 2. postoperativen Tag revidiert werden musste, traten keine Komplikationen auf.

Bei den 62 Patienten mit permanentem HBP dauerte die Gesamtprozedur 99 ± 33 Minuten, die Fluoroskopiezeit betrug $10,3 \pm 7,7$ Minuten. Bei der Implantation wurden folgende Messwerte ermittelt: Reizschwelle: $1,2 \pm 0,6$ V @ 1,0 ms; Impedanz 551 ± 141 Ω ; Sensing (sofern Eigenrhythmus): $4,6 \pm 3,4$ mV. Bei 52 Patienten (84 %) wurde bereits zumindest ein 3-Monats-Follow-up durchgeführt, bei dem die Messwerte betrugen: Reizschwelle: $1,1 \pm 0,4$ V @ 0,4 ms (36 Patienten) bzw. $1,7 \pm 0,8$ V @ 1,0 ms (16 Patienten); Impedanz 451 ± 66 Ω ; Sensing: $4,8 \pm 3,4$ mV. Ebenso wenig wie peri-operativ kam

es bis zum Follow-up zu einem Loss-of-Capture durch eine Mikro- oder Makro-Dislokation der Stimulationssonde. Bei 31/32 Patienten mit sHBP war dieses auch nach 3 Monaten vorhanden, 1 Patient wies die Kriterien eines nsHBP auf. Bei allen 30 Patienten mit nsHBP war dieses auch nach 3 Monaten noch vorhanden. Die mittlere Reizschwelle von Patienten mit sHBP und nsHBP unterschieden sich voneinander weder bei der Implantation ($1,2 \pm 0,7$ vs. $1,2 \pm 0,6$ V) noch nach 3 Monaten ($1,2 \pm 0,7$ vs. $1,3 \pm 0,6$ V) signifikant.

Der mittlere klinische Follow-up betrug $9 \pm 0,8$ Monate (Range: 0–36 Monate). In dieser Zeit war keine Revision der ventrikulären Stimulationssonde erforderlich. Bei einem Patienten mit koronarer Herzkrankheit wurde durch das Auftreten einer anhaltenden synkopalen ventrikulären Tachykardie die Aufrüstung auf ein ICD-System erforderlich. Eine Patientin (80 Jahre, AV-Block III° nach TAVI) verstarb 6 Monate nach der Schrittmacher-Implantation an einer nicht-kardialen Erkrankung.

■ Diskussion

Seit Jahrzehnten verbessert die elektrische Stimulation des Herzens mittels permanenter Schrittmacher die Lebensqualität und Prognose von Millionen Menschen weltweit. Als wesentliche Nachteile der Schrittmachertherapie sind Device-induzierte Komplikationen wie Infektionen oder Sondenbrüche, aber auch die Entwicklung einer PIK bei bis zu 26 % der Patienten zu nennen. Wesentlich beteiligt am Entstehen der PIK ist die durch die rechtsventrikuläre Stimulation bedingte ventrikuläre Dyssynchronie [1–6]. Gelingt es, die Ventrikel mittels HBP über das spezifische Reizleitungssystem zu stimulieren, kann laut rasch wachsender Evidenz das Risiko einer

PIK auch bei hohem Pacing-Anteil reduziert werden [16–20]. Wesentliche Herausforderungen beim HBP sind das Auffinden des His-Bündels, das stabile Fixieren der Stimulations-Sonde ebendort und die zu erwartenden höheren Reizschwellen. Weiters wirft die komplexe Anatomie des His-Bündels teilweise Fragen auf (Kann bei nur verlangsamter Leitung das His-Bündel durch die Schraubsonde weiter geschädigt werden? Können die Ventrikel bei infra-hissärem Block durch HBP stimuliert werden oder gelingt dies dann nur durch LBBP?), kann aber auch unerwartete Antworten liefern (Verschwinden eines Linksschenkelblocks durch sHBP – dem Konzept des in linken und rechten Faszikel längsdissoziierten His-Bündels folgend – wenn der Block weit proximal im His-Bündel liegt und die Sonde distal davon fixiert wird).

Unsere Erfahrungen zeigen, dass zum Auffinden des His-Bündels nicht unbedingt ein elektroanatomisches Mapping erforderlich ist, sondern die Ableitung des His-Potentials über Sonde und Programmiergerät sehr gut und verlässlich funktioniert. Bewährt hat sich die Parallelschaltung und Darstellung der Signale mittels einer (mobilen) Elektrophysiologie-Messeinheit, die neben dem His-Potential auch ein 12-Kanal-EKG mit entsprechender Speicherung und Möglichkeit zur Vermessung bietet. Damit können die Kriterien bzgl. sHBP und nsHBP optimal evaluiert werden. Da unserer Meinung nach HBP den zukünftigen Standard-Therapieansatz für jede Form der Sonden-vermittelten kardialen Stimulation darstellt, sollte die Implantationsprozedur möglichst wenig aufwendig und kosteneffizient aufgesetzt werden. Die Steuerung der Sonde und verlässliche Verankerung wird durch Entwicklungen im Bereich steuerbarer Schleusen und Fixierungsstrukturen (Schraubhelices) ständig weiterentwickelt. Dadurch und auch mittels zukünftig verfügbarer spezifisch programmierbarer Stimulations- und Sensing-Algorithmen wird HBP vereinfacht in der klinischen Routine einsetzbar. Vergleichbar zur repräsentativen publizierten Evidenz fanden sich in unserer Erfahrung sowohl bei sHBP als auch bei nsHBP vergleichbare, stabile niedrige Reizschwellen um 1,2 V bei einer Impulsdauer zwischen 0,4 und 1 ms [20, 24]. Bei entsprechender Implantationserfahrung ist deshalb von einer stabilen Sondenlage, zufriedenstellenden Reizschwellen und einer im Vergleich zur rechtsventrikulären Stimulation nur geringgradig früheren Batterieerschöpfung auszugehen.

Blockierungen im distalen His-Bündel können ebenso wie distal davon lokalisierte Blockaden eine Herausforderung für erfolgreiches HBP darstellen. Hier und auch als Strategie bei frustanen HBP-Versuchen kann sich LBBP als alternative, re-

produzierbare und effektive Methode anbieten. Auch für diese Form des „conduction system pacing“ liegen zunehmend ermutigende Daten für eine weitgehende Synchronisation der linksventrikulären Erregung vor [21]. Aus unserer Sicht ist LBBP jedoch weder elektrophysiologisch noch aus oben genannten Sicherheits-Überlegungen als gleichwertig zum HBP einzuschätzen. Es vermag aber bei vorbestehendem Linksschenkelblock, ebenso wie HBP distal eines proximal im His-Bündel lokalisierten Linksschenkelblocks, diesen zu „revidieren“, d. h., die QRS-Komplexe mittels Pacing zu verschmälern und damit eine ventrikuläre Resynchronisation zu erzielen. „Conduction system pacing“ könnte also in Zukunft auch eine bedeutende Rolle in der CRT übernehmen [25–28].

Abgesehen von diesen eminenten Vorteilen durch die physiologische Ventrikel-erregung bleibt auch bei HBP und LBBP die Achillesferse konventioneller Herzschrittmacher-Systeme unverändert bestehen: das Vorhandensein von Stimulations-Sonden, die Nährboden und Emboliequelle von endokarditischen Vegetationen werden können. Die Bedeutung sondenloser Schrittmacher in der Reduktion dieses Risikos ist mittlerweile hinreichend belegt [29], weshalb diese Geräte bei der Systemauswahl in Abhängigkeit vom individuellen Infektionsrisiko in Betracht gezogen werden sollten. Eine Synthese aus HBP/LBBP und sondenloser Stimulations-Technologie liegt derzeit leider nicht vor.

■ Zusammenfassung

Die zunehmende Evidenz für die positiven Auswirkungen von HBP auf die Erregung und Funktion der Ventrikel veranlasst immer mehr Implantateure und Zentren, HBP als Stimulations-Standard (v. a. bei erwartetem Pacing-Anteil > 40 %) einzusetzen.

Das Etablieren eines HBP-Programms erfordert Erfahrung, extensive Beschäftigung mit Implantations- und Materialkunde sowie das Bewältigen einer Lernkurve, die sich vor allem durch längere Prozedurzeiten bemerkbar macht. Der durch physiologisch schmale stimulierte QRS-Komplexe augenscheinliche Erfolg bei der Implantation ist im längerfristigen Verlauf stabil und wird mit einem geringeren Risiko für eine Pacing-induzierte Kardiomyopathie und Herzinsuffizienz unserer Patienten belohnt.

■ Interessenkonflikt

Keiner.

Literatur:

1. Van Oosterhout MFM, Prinzen FW, Arts T, et al. Asynchronous electrical activation induces asymmetrical hypertrophy of the left ventricular wall. *Circulation* 1998; 98: 588–95.
2. Karpawich P, Rabah R, Haas JE. Altered cardiac histology following apical right ventricular pacing in patients with congenital atrioventricular block. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22: 1372–7.
3. Little WC, Reeves RC, Arciniegas J, et al. Mechanism of abnormal interventricular septal motion during delayed left ventricular activation. *Circulation* 1982; 65: 1986–91.
4. Boerth RC, Covell JW. Mechanical performance and efficiency of the left ventricle during ventricular pacing. *Am J Physiol* 1986; 221: 1686–91.
5. Tse HF, Lau CP. Long-term effect of right ventricular pacing on myocardial perfusion and function. *J Am Coll Cardiol* 1997; 29: 744–9.
6. Lee MA, Dae MW, Langberg JL, et al. Effects of long-term right ventricular apical pacing on left ventricular perfusion, innervation, function and histology. *J Am Coll Cardiol* 1994; 24: 225–32.
7. Zhang XH, Chen H, Siu CW, et al. New-onset heart failure after permanent right ventricular apical pacing in patients with acquired high-grade atrioventricular block and normal left ventricular function. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2008; 19: 136–41.
8. Merchant FM, Hoskins MH, Musat DL, et al. Incidence and time course for developing heart failure with high-burden right ventricular pacing. *Circ Cardiovasc Qual Outcomes* 2017; 10: e003564.
9. Wilkoff BL, Cook JR, Epstein AE, et al. Dual chamber pacing or ventricular backup pacing in patients with an implantable defibrillator: the Dual Chamber and VVI Implantable Defibrillator (DAVID) Trial. *JAMA* 2002; 288: 3115–23.
10. Lamas GA, Lee KL, Sweeney MO, et al. Ventricular pacing or dual chamber pacing for sinus node dysfunction. *N Engl J Med* 2002; 346: 1854–62.
11. Connolly SJ, Kerr CR, Gent M, et al. Effects of physiologic pacing versus ventricular pacing on the risk of stroke and death due to cardiovascular causes. *N Engl J Med* 2000; 342: 1385–91.
12. Sweeney MO, Hellkamp AS, Ellenbogen KA, et al. Mode selection trial in-

- investigators. Adverse effect of ventricular pacing on heart failure and atrial fibrillation among patients with normal baseline QRS duration in a clinical trial of pacemaker therapy for sinus node dysfunction. *Circulation* 2003; 107: 2932–37.
13. Nielsen JC, Kristensen L, Andersen HR, et al. A randomized comparison of atrial and dual-chamber pacing in 177 consecutive patients with sick sinus syndrome: echocardiographic and clinical outcome. *J Am Coll Cardiol* 2003; 42: 614–23.
14. Yu CM, Wing-Hong Fung J, Zhang Q, et al. Understanding nonresponders of cardiac resynchronization therapy-current and future perspectives. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2005; 16: 1117–24.
15. Adabag S, Roukoz H, Anand IS, Moss AJ. Cardiac resynchronization therapy in patients with minimal heart failure. *J Am Coll Cardiol* 2011; 58: 935–41.
16. Moríña-Vázquez P, Moraleda-Salas MT, Manóvil-Sánchez AJ, et al. Early improvement of left ventricular ejection fraction by cardiac resynchronization through His bundle pacing in patients with heart failure. *Europace* 2020; 22: 125–32.
17. Zanon F, Ellenbogen KA, Dandamudi G, et al. Permanent His-bundle pacing: a systematic literature review and meta-analysis. *Europace* 2018; 20: 1819–26.
18. Kosowsky BD, Scherlag BJ, Damato AN. Re-evaluation of the atrial contribution to ventricular function: study using His bundle pacing. *Am J Cardiol* 1968; 21: 518–24.
19. Deshmukh P, Casavant DA, Romanyshyn M, Anderson K. Permanent, direct His-bundle pacing: a novel approach to cardiac pacing in patients with normal His-Purkinje activation. *Circulation* 2000; 101: 869–77.
20. Bhatt AG, Musat DL, Milstein N, et al. The efficacy of His bundle pacing: Lessons learned from implementation for the first time at an experienced electrophysiology center. *JACC Clin Electrophysiol* 2018; 4: 1397–406.
21. Wu S, Su L, Vijayaraman P, et al. Left bundle branch pacing for cardiac resynchronization therapy: Nonrandomized on-treatment comparison with His bundle pacing and biventricular pacing. *Can J Cardiol* 2021; 37: 319–28.
22. le Polain de Waroux JB, Wielandts JY, Gillis K, et al. Repositioning and extraction of stylet-driven pacing leads with extendable helix used for left bundle branch area pacing. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2021; 32: 1464–6.
23. Vijayaraman P, SPonnusamy SS, Cano O, et al. Left bundle branch area pacing for cardiac resynchronization therapy: results from the international LBBAP Collaborative Study Group. *J Am Coll Cardiol EP* 2021; 7: 135–47.
24. Sharma PS, Dandamudi G, Napierkowski A, et al. Permanent His-bundle pacing is feasible, safe, and superior to right ventricular pacing in routine clinical practice. *Heart Rhythm* 2015; 12: 305–12.
25. Narula OS. Longitudinal dissociation in the His bundle. Bundle branch block due to asynchronous conduction within the His bundle in man. *Circulation* 1977; 56: 996–1006.
26. El-Sherif N, Amay-Y-Leon F, Schonfield C, et al. Normalization of bundle branch patterns by distal His bundle pacing. Clinical and experimental evidence of longitudinal dissociation in the pathologic His bundle. *Circulation* 1978; 57: 473–83.
27. Barba-Pichardo R, Manóvil-Sánchez A, Fernandez-Gomez JM, et al. Ventricular resynchronization therapy by direct His-bundle pacing using an internal cardioverter defibrillator. *Europace* 2013; 15: 83–8.
28. Ajjola OA, Upadhyay GA, Macias C, et al. Permanent His bundle pacing for cardiac resynchronization therapy: initial feasibility study in lieu of left ventricular lead. *Heart Rhythm* 2017; 14: 1353–61.
29. El-Chami MF, Bonner M, Holbrook R, et al. Leadless pacemakers reduce the risk of device-related infection: Review of the potential mechanisms. *Heart Rhythm* 2020; 17: 1393–7.

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