

Odborné stanovisko | Expert consensus statement

Prohlášení o konsenzu expertů o stimulaci srdečního převodního systému v klinické praxi, vypracované pro Evropskou asociaci srdečního rytmu (European Heart Rhythm Association, EHRA): znění dokumentu podpořily Asia Pacific Heart Rhythm Society (APHRS), Canadian Heart Rhythm Society (CHRS) a Latin American Heart Rhythm Society (LAHRS).

Překlad dokumentu připravený Českou kardiologickou společností

(EHRA clinical consensus statement on conduction system pacing implantation: endorsed by the Asia Pacific Heart Rhythm Society (APHRS), Canadian Heart Rhythm Society (CHRS), and Latin American Heart Rhythm Society (LAHRS). Translation of the document prepared by the Czech Society of Cardiology)

Haran Burri^{1*}, Marek Jastrzebski², Oscar Cano^{3,4}, Karol Čurila⁵, Jan de Pooter⁶, Weijian Huang⁷, Carsten Israel⁸, Jacqueline Joza⁹, Jorge Romero¹⁰, Kevin Vernooy¹¹, Pugazhendhi Vijayaraman¹², Zachary Whinnett¹³, a Francesco Zanon¹⁴

¹ Cardiac Pacing Unit, Cardiology Department, University Hospital of Geneva, Rue Gabrielle Perret Gentil 4, 1211 Geneva 14, Švýcarsko; ² First Department of Cardiology and Electrocardiology and Arterial Hypertension, Jagiellonian University, Kopernika 17, 31-501 Krakow, Polsko; ³ Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Avinguda de Fernando Abril Martorell 106, 46026 Valencia, Španělsko; ⁴ Centro de Investigaciones Biomédicas en RED en Enfermedades Cardiovasculares (CIBERCV), Av. Monforte de Lemos, 3-5 Pabellón 11, Planta 0 28029 Madrid, Španělsko; ⁵ Cardiocenter, Third Faculty of Medicine, Charles University and University Hospital, Královské Vinohrady, Ruská 87, 100 00 Praha 10, Česká republika; ⁶ Heart Centre, University Hospital Ghent, Corneel Heymanslaan 10, 9000 Gent, Belgie; ⁷ The First Affiliated Hospital of Wenzhou Medical University, Nanbaixiang, Wenzhou 325000, Čína; ⁸ Bethel-Clinic, Burgsteig 13, 33617 Bielefeld, Německo; ⁹ Department of Medicine, McGill University Health Center, 1001 Decarie Boulevard, H4A 3J1 Montreal (Quebec), Kanada; ¹⁰ Brigham and Women's Hospital, 75 Francis St, Boston, MA 02115, USA; ¹¹ Department of Cardiology, Cardiovascular Research Institute Maastricht (CARIM), Maastricht University Medical Center, Universiteitssingel 50, 6229 Maastricht, Nizozemsko; ¹² Geisinger Wyoming Valley Medical Center, 1000 East Mountain Blvd., Wilkes-Barre, PA 18711, USA; ¹³ National Heart and Lung Institute, Imperial College London, Guy Scadding Building, Dovehouse St, London SW3 6LY, Velká Británie; a ¹⁴ Arrhythmia and Electrophysiology Unit, Santa Maria della Misericordia General Hospital, Viale Tre Martiri 140, 45100 Rovigo, Itálie

* Corresponding author. Tel: +41 22 373 72 00, E-mail address: haran.burri@hcuge.ch

© The Author(s) 2023. Published by Oxford University Press on behalf of the European Society of Cardiology.

Miloš Táborský^a, Karol Čurila^b, Marián Fedorco^a, Josef Kautzner^c, Alan Bulava^d, Patrik Jarkovský^e, Rostislav Polášek^f, Miroslav Novák^g, Vít Gloger^h, Milan Kozák^{ch}, Štěpán Havránekⁱ, Vlastimil Vančura^j, Alexandr Schee^k, Milena Kubíčková^l

^a I. interní klinika – kardiologická, Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci a Fakultní nemocnice Olomouc, Olomouc

^b Kardiocentrum, 3. lékařská fakulta Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Praha

^c Klinika kardiologie, Institut klinické a experimentální medicíny, Praha

^d Kardiocentrum, Nemocnice České Budějovice, a. s., a Zdravotně sociální fakulta Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích, České Budějovice

^e Oddělení kardiologie, Interní klinika, 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy a Ústřední vojenská nemocnice, Praha

^f Kardiocentrum, Krajská nemocnice Liberec, Liberec

^g I. interní kardiologická klinika, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity a Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně, Brno

^h Kardiologické oddělení, Krajská nemocnice Tomáše Bati ve Zlíně, Zlín

^{ch} Interní kardiologická klinika, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity a Fakultní nemocnice Brno, Brno

ⁱ II. interní klinika kardiologie a angiologie, 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze, Praha

^j Kardiologická klinika, Lékařská fakulta Plzeň, Univerzita Karlova a Fakultní nemocnice Plzeň, Plzeň

^k Kardiocentrum, Nemocnice v Karlových Varech, Karlovy Vary

^l Kardiologická klinika, Fakulta zdravotnických studií Univerzity J. E. Purkyně v Ústí nad Labem a Krajská zdravotní, a.s., a Masarykova nemocnice v Ústí nad Labem, o. z., Ústí nad Labem

Tento přeložený reprint je publikován Českou kardiologickou společností a tvořen textem přeloženým Českou kardiologickou společností z textu Burri H, Jastrzebski M, Cano Ó, Čurila K, de Pooter J, Huang W, Israel C, Joza J, Romero J, Vernooij K, Vijayaraman P, Whinnett Z, Zanon F. EHRA clinical consensus statement on conduction system pacing implantation: endorsed by the Asia Pacific Heart Rhythm Society (APHRS), Canadian Heart Rhythm Society (CHRS), and Latin American Heart Rhythm Society (LAHRS) původně publikovaného v angličtině v *Europace* 2023;25(4):1208–1236. <https://doi.org/10.1093/europace/euad043> („časopise“) vydavatelstvím Oxford University Press v zastoupení Evropské kardiologické společnosti (European Society of Cardiology, ESC). Přeloženo a přetištěno se svolením Oxford University Press v zastoupení ESC. Europe © The European Society of Cardiology 2023

Všechna práva vyhrazena; žádná část publikace nesmí být reprodukována, uchovávána v systému pro uchování a vyhledávání dat či přenášena v jakékoliv formě, elektronicky, mechanicky, kopírováním, nahráváním či jiným způsobem bez předchozího písemného svolení vydavatele.

Pro svolení s publikací pište prosím na e-mail: journals.permissions@oup.com

Názory vyjádřené v článku časopisu reprodukováném jako tento reprint jsou názory autorů a příspěvateľů a nutně nemusejí odrážet názory Evropské kardiologické společnosti, redakce, redakční rady, Oxford University Press nebo společnosti, jichž jsou autoři členy.

Zmínka o obchodních názvech, komerčních výrobcích nebo organizacích a zahrnutí inzerátů do reprintu neznamená schválení časopisem, redakcí a redakční radou, Oxford University Press ani společnosti, jichž jsou autoři členy. Redakce a vydavatel učinili potřebná opatření, aby ověřili názvy léčiv, dávkování, výsledky experimentální práce a klinické nálezy, které byly zveřejněny v časopise. Konečnou zodpovědnost za podání a dávkování léčiv zmíněných v tomto reprintu a interpretaci publikovaného textu nese lékař a redakce ani vydavatel nemohou přijmout zodpovědnost za škodu způsobenou jakoukoli chybou nebo vynecháním v časopise nebo v tomto reprintu. Prosím informujte redakci o jakýchkoli chybách.

OUP ani ESC nejsou zodpovědné a v žádném případě neručí za přesnost překladu, za chyby, vynechání nebo nepřesnosti a jakékoli důsledky z toho vyplývající. Za překlad článku a tento reprint zodpovídá výhradně Česká kardiologická společnost.

INFORMACE O ČLÁNKU

Historie článku:

Vložen do systému: 9. 7. 2023

Přijat: 25. 7. 2023

Dostupný online: 8. 8. 2023

Klíčová slova:

Implantace elektrod

Stimulace Hisova svazku

Stimulace oblasti levého Tawarova raménka

Stimulace srdečního převodního systému

Keywords:

Conduction system pacing

Device implantation

His bundle pacing

Left bundle branch area pacing

SOUHRN

Stimulace srdečního převodního systému (conduction system pacing, CSP) se „vynořila“ jako fyziologičtější alternativa stimulace pravé komory a ve vybraných případech se používá i pro srdeční resynchronizační terapii. Stimulace Hisova svazku byla zavedena před více než dvěma desítkami let a v posledních pěti letech se začala používat ve větší míře poté, co se na trhu objevilo instrumentarium usnadňující implantaci elektrod. Stimulace oblasti levého Tawarova raménka je novější strategií, která získává vzhledem k větší cílové oblasti a vynikajícím elektrickým parametrům rychle oblibu. Nicméně stejně jako v případě jakékoli intervence je předpokladem bezpečné a účinné léčby její správné provádění. Cílem tohoto dokumentu je standardizovat způsob provádění daného výkonu a nabídnout jistý rámcový přehled lékařům, kteří by rádi implantovali elektrody pro CSP, případně kteří si přejí zdokonalit svoji techniku implantace.

ABSTRACT

Conduction system pacing (CSP) has emerged as a more physiological alternative to right ventricular pacing and is also being used in selected cases for cardiac resynchronization therapy. His bundle pacing was first introduced over two decades ago and its use has risen over the last five years with the advent of tools which have facilitated implantation. Left bundle branch area pacing is more recent but its adoption is growing fast due to a wider target area and excellent electrical parameters. Nevertheless, as with any intervention, proper technique is a prerequisite for safe and effective delivery of therapy. This document aims to standardize the procedure and to provide a framework for physicians who wish to start CSP implantation, or who wish to improve their technique.

Úvod

Počty implantací elektrod pro stimulaci srdečního převodního systému (conduction system pacing, CSP) se v poslední době dramaticky zvýšily a na pracovištích terciární péče po celé Evropě se samotný výkon stává běžnou záležitostí. Údajů o účinnosti a bezpečnosti CSP rychle přibývá a stimulace Hisova svazku (His bundle pacing, HBP) se stala nedílnou součástí doporučených postupů Evropské kardiologické společnosti (European Society of Cardiology, ESC) pro léčbu supraventrikulárních arytmí z roku 2019¹ i doporučených postupů ESC pro stimulaci z roku 2021.² Lékaři, kteří začali jako první provádět HBP a stimulaci oblasti levého Tawarova raménka (left bundle branch area pacing, LBBAP), již publikovali řadu článků na téma implantace elektrod pro CSP, v současnosti však neexistuje shoda ohledně techniky implantace a potvrzení uchvácení tkáně převodního systému.

Podobně jako v případě konsenzuálního dokumentu a praktického průvodce Evropské asociace srdečního rytmu (European Heart Rhythm Association, EHRA) po implantaci standardního kardiostimulátoru a implantabilního kardioverteru-defibrilátoru³ je cílem i tohoto dokumentu nabídnout poznatky pro optimální techniku implantace vybavení pro CSP na základě publikovaných důkazů a konsenzu expertů ve snaze standardizovat tento výkon, zvýšit jeho úspěšnost, předcházet komplikacím a koneckonců i zlepšit výsledný stav pacientů. Programování přístrojů a dalšího vybavení pro CSP se věnuje jiný text.⁴⁻⁶

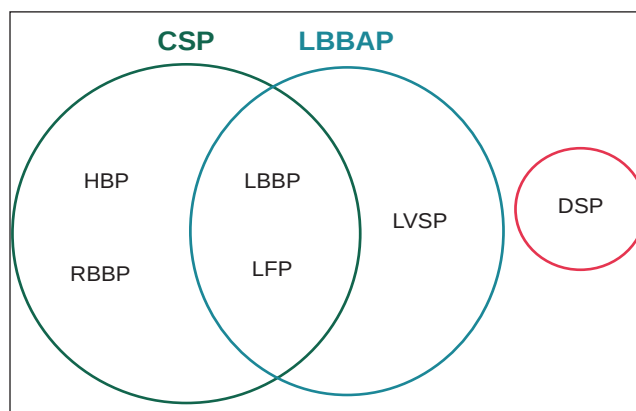
Jednotlivá doporučení se zakládají na síle důkazů a konsenzus byl dosažen hlasováním se souhlasem minimálně 80 % přispívajících autorů – z nichž všichni mají za sebou roky praktických zkušeností s implantací vybavení pro CSP.

Definice

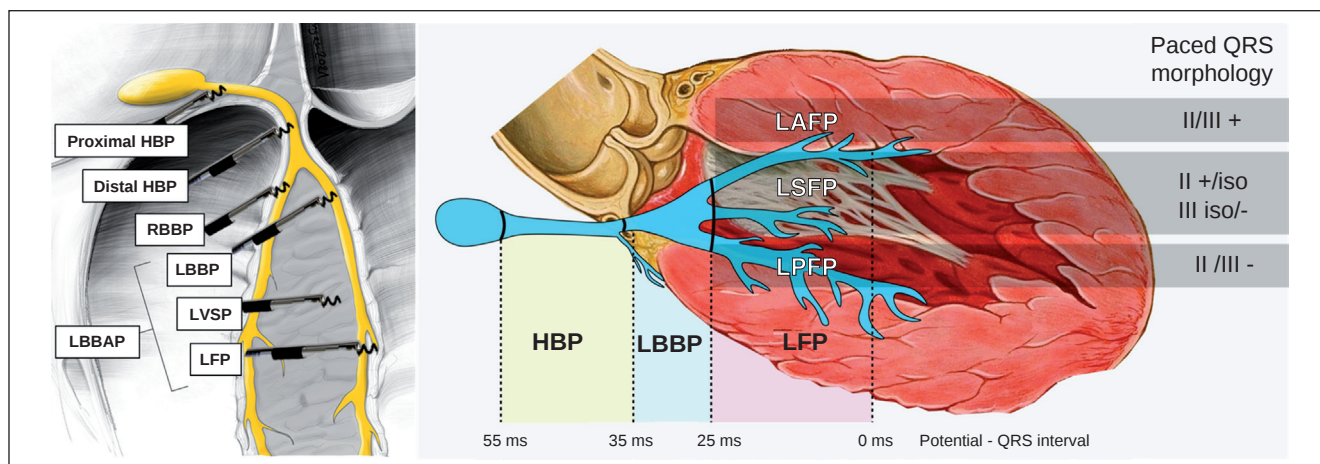
Při CSP dochází k přímé aktivaci srdečního převodního systému stimulačním impulsem. Ke stimulaci dochází na

úrovni Hisova svazku, kmene levého Tawarova raménka či jeho dalšího větvení, včetně distálních Purkyňových vláken.

Úroveň, na které dochází ke stimulaci převodního systému, lze určit podle anatomické pozice stimulační elektrody, morfologie stimulovaného komplexu QRS a časového intervalu mezi signálem ze stimulovaného místa a komplexem QRS (obr. 1). Je třeba mít na paměti, že tyto parametry mají své limity. Skiaskopické stanovení anatomické pozice může být nepřesné, morfologie stimulovaného komplexu QRS může být ovlivněna myokardiálním substrátem, potenciály srdečního převodního systému mohou být obtížně zobrazitelné nebo interval mezi elektrofyziologickým signálem z elektrody a komplexem QRS může být prodlouže-



Obr. 2 – Přehled různých oblastí CSP a přidružených forem stimulace. CSP (conduction system pacing) = stimulace srdečního převodního systému; DSP (deep septal pacing) = stimulace hluboko v tkáni septa; HBP (His bundle pacing) = stimulace Hisova svazku; LBBAP (left bundle branch area pacing) = stimulace oblasti levého Tawarova raménka; LBPP (left bundle branch pacing) = stimulace levého Tawarova raménka; LFP (left fascicular pacing) = stimulace fasciкул levého Tawarova raménka; LVSP (left ventricular septal pacing) = stimulace levokomorového septa; RBBP (right bundle branch pacing) = stimulace pravého Tawarova raménka.



Obr. 1 – Typy stimulace srdečního převodního systému. K určení úrovně CSP se používají anatomická pozice stimulační elektrody, časový interval mezi potenciálem a komplexem QRS (pokud je vizualizovatelný) a morfologie stimulovaného komplexu QRS ve svodech II a III. RBBP a LVSP nejsou na obrázku vpravo označeny. HBP (His bundle pacing) = stimulace Hisova svazku; iso = isoelektrický; LAFP (left anterior fascicle pacing) = stimulace levého předního fasciklu; LBBAP (left bundle branch area pacing) = stimulace oblasti levého Tawarova raménka; LBPP (left bundle branch pacing) = stimulace levého Tawarova raménka; LFP (left fascicular pacing) = stimulace fasciкул levého Tawarova raménka; LPFP (left posterior fascicle pacing) = stimulace levého zadního fasciklu; LSFP (left septal fascicle pacing) = stimulace levého septálního fasciklu; LVSP (left ventricular septal pacing) = stimulace levokomorového septa; RBBP (right bundle branch pacing) = stimulace pravého Tawarova raménka. Upraveno se svolením Filipa Plesingera a přetištěno pod licencí Creative Commons CC BY 4.0, z publikace Jastrzebski et al.⁷

ný v důsledku snížené rychlosti převodu vzruchu v postiženém systému Hisův svazek–Purkyňova vlákna.

Různé typy stimulace jsou definovány níže a jejich přehled nabízí obrázek 2.

Stimulace Hisova svazku

Stimulace Hisova svazku je definována jako uchvácení atrioventrikulárního svazku s přímou aktivací všech jeho vláken. Tato část srdečního převodního systému je proximálně vymezena distálním atrioventrikulárním uzlem a distálně rozdělením Hisova svazku na pravé Tawarovo raménko (right bundle branch, RBB) a levé Tawarovo raménko (left bundle branch, LBB).

Stimulace Hisova svazku je charakterizována jednak polohou elektrody blízko vrcholu trikuspidální chlopně, a to jak na síňové, tak na komorové straně trikuspidálního anulu, jednak časovým intervalem mezi potenciálem Hisova svazku a komplexem QRS ≥ 35 ms a přítomností kritérií uchvácení převodního systému.⁸ U některých pacientů lze stimulaci distálního Hisova svazku provádět z hloubky septa.⁹

Stimulace pravého Tawarova raménka

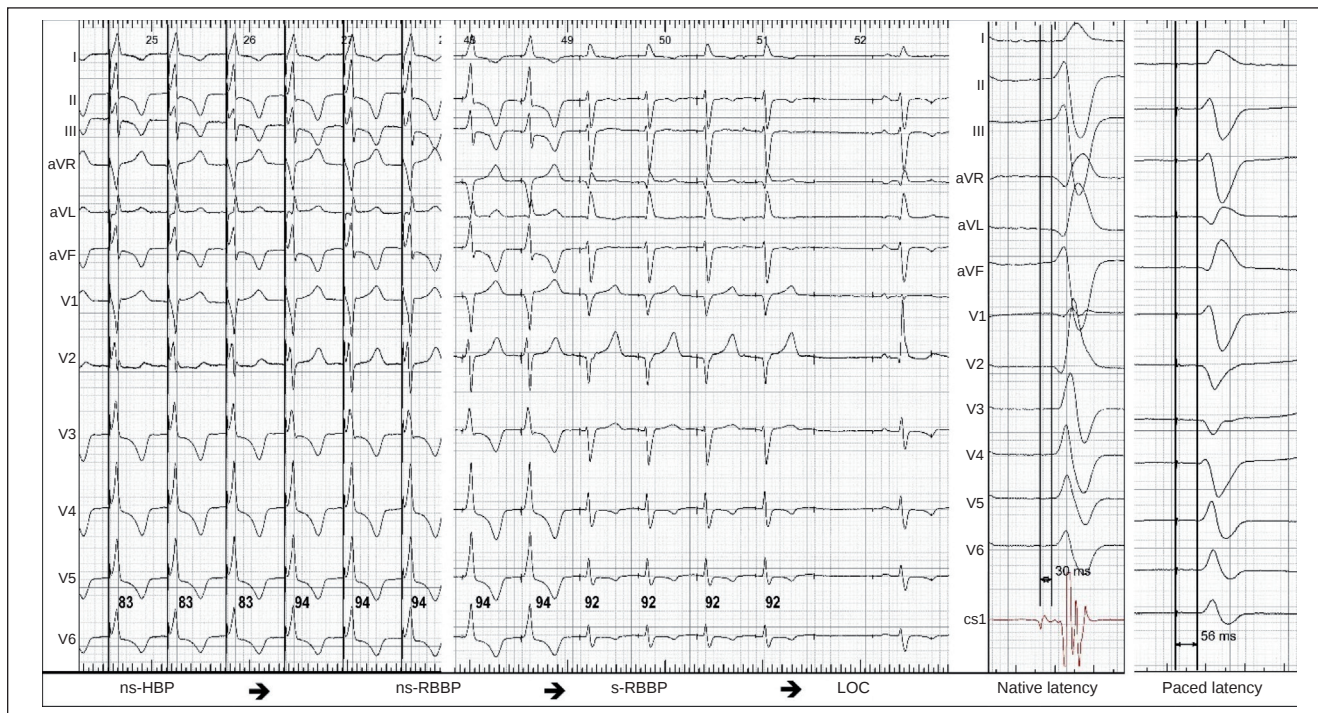
Ke stimulaci pravého Tawarova raménka (right bundle branch pacing, RBBP) často dochází, pokud se implantující lékař snaží stimulovat distální část Hisova svazku.¹⁰ Krité-

ria charakterizující RBBP jsou přehledně uvedena v tabulce 1.

Při běžném výdeji je stimulovaný komplex QRS při RBBP vždy neselektivní, širší s výraznou pseudo-delta vlnou a má delší interval od signálu Hisova svazku do vr-

Tabulka 1 – Kritéria pro RBBP

- (1) Stimulační elektroda v oblasti distálního Hisova svazku
- (2) Důkaz uchvácení srdečního převodního systému (změna morfologie komplexu QRS při testování stim. prahu nebo selektivní uchvácení převodního systému)
- (3) Stimulovaný V6RWPT > interval potenciál do V6RWPT ($\Delta > 10$ ms)
- (4) Mohou být přítomny další nálezy:
 - (a) Interval od potenciálu do počátku komplexu QRS < 35 ms
 - (b) Dvojitá změna v morfologii komplexu QRS během testování stimulačního prahu (vyžaduje různé prahové hodnoty tkání):
 - ns-HBP → ns-RBBP → RVSP → ztráta uchvácení
 - ns-HBP → ns-RBBP → s-RBBP → ztráta uchvácení
 - ns-HBP → s-HBP → s-RBBP → ztráta uchvácení
 - (c) Morfologie komplexu QRS při selektivní stimulaci $\neq$ morfologie vlastního komplexu QRS (pokud není spontánní LBBB či RBBB)
 - (d) Izoelektrický interval po stimulu > vzdálenost od potenciálu do začátku komplexu QRS (vyžaduje selektivní stimulaci)
 - (e) Δ V6RWPT ≤ 20 ms se ztrátou uchvácení srdečního převodního systému



Obr. 3 – Proximální RBBP s dvojitou tranzicí komplexu QRS během prahového testu. Doby do dosažení vrcholu kmitu R ve svodu V₆ (R-wave peak times, V6RWPT) v milisekundách jsou uvedeny čísly a přechody jsou označeny šipkami na spodní straně obrázku. Tranzice z neselektivní stimulace Hisova svazku (non-selective His bundle pacing, ns-HBP) na neselektivní stimulaci pravého Tawarova raménka (non-selective right bundle branch pacing, ns-RBBP). Prodloužení V6RWPT o 11 ms (došlo i k drobné změně v celkové morfologii komplexu QRS – viz svod V₂ – dokládající význam 12svodového EKG záznamu během stanovení stimulačního prahu CSP). Změna morfologie komplexu QRS proběhla z ns-RBBP na selektivní (s)-RBBP. Pověšimněte si změny osy komplexu QRS při ztrátě uchvácení myokardu. Pseudozkrácení V6RWPT o 2 ms souvisí se změnou morfologie R na morfologii rS ve svodu V₆. Interval od potenciálu RBB do komplexu QRS v délce 30 ms zaznamenaný v místě implantace stimulační elektrody je mnohem kratší než interval latence během s-RBBP s intervalem stimulus–komplex QRS v délce 66 ms (nezobrazeno). Podobně i interval potenciál–V6RWPT v délce 68 ms (nezobrazeno) je významně kratší než V6RWPT v délce 92 ms během s-RBBP. Morfologie komplexu QRS při s-RBBP se navíc liší od nativního komplexu QRS (nejnápadnější ve svodech V₁–V₃). LOC – ztráta uchvácení (loss of capture).

cholu vlny R ve svodu V_6 (V6R-wave peak time, V6RWPT) než při HBP, z níž může někdy vzniknout při testování stimulační prahu (viz obr. 3). Uchvácení distálního RBB pravokomorovou septální elektrodou je vzácné.¹¹

Stimulace levého Tawarova raménka

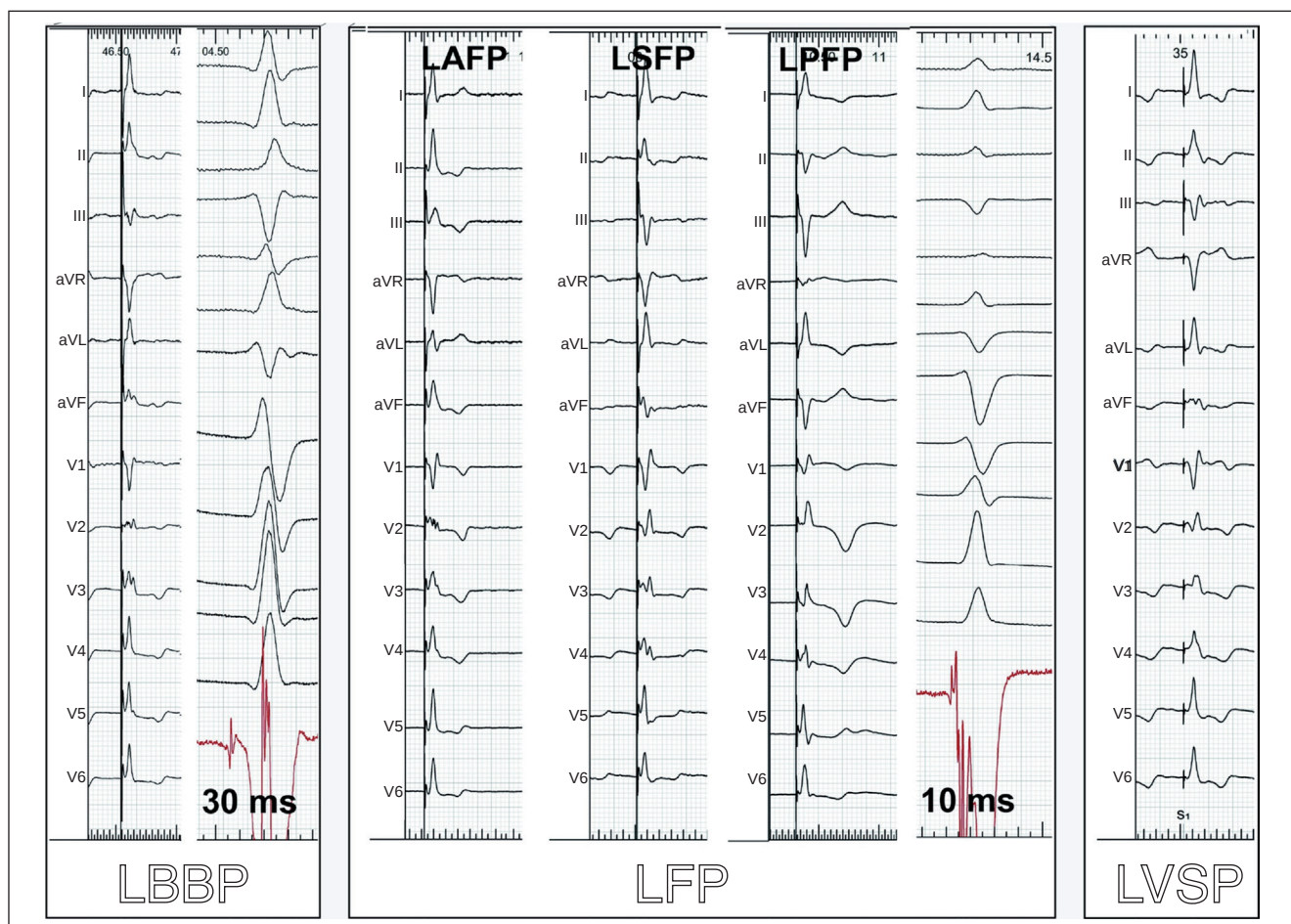
Stimulace levého Tawarova raménka (left bundle branch pacing, LBBP) je definována jako uchvácení LBB ještě před jeho větvením se současnou aktivací všech jeho fascikulů. Tato část srdečního převodního systému je vymezena proximálně větvením Hisova svazku a distálně prvním větvením kmene LBB.

Pro LBBP je charakteristické hluboké zanoření elektrody do interventrikulárního septa ~1–2 cm od potenciálu distálního Hisova svazku (neboli vrcholu trojčipé chlopně), interval mezi potenciálem LBB a komplexem QRS v rozmezí 34–25 ms, normální osa komplexu QRS a splnění kritérií pro uchvácení srdečního převodního systému (diskutováno později). V registru MELOS s údaji 2 533 pacientů s LBBAP ze 14 evropských pracovišť LBBP byla zaznamenána pouze u 9 % pacientů.⁷

Stimulace fascikulů levého Tawarova raménka

Stimulace fascikulů levého Tawarova raménka (left fascicular pacing, LFP) je definována jako uchvácení jednoho z fascikulů LBB nebo jeho terminálního větvení; tato část převodního systému je vymezena proximálně ramifikací LBB a distálně spojením Purkyňových vláken s kardiomyocyty.

Pro LFP je charakteristický krátký interval potenciál–komplex QRS (< 25 ms), často s abnormální osou stimulovaného komplexu QRS (obvykle superiorně a odlišnou od nativní osy komplexu QRS) v přítomnosti kritérií uchvácení převodního systému.⁷ Ke stimulaci fascikulů levého Tawarova raménka obvykle dochází, pokud je stimulační místo mírně distálnější od Hisova svazku (2–4 cm) než při LBBP. Nicméně i místo stimulace poměrně v blízkosti oblasti Hisova svazku může vzhledem ke značně variabilní anatomii LBB (časné větvení, vějířovitý svazek a snad i občasné příčné propojení) představovat LFP.¹² Pro LFP je charakteristické poměrně široké cílové místo implantace do mid-septa a minimální pseudo-delta vlna během neselektivní stimulace, kdy je často výsledkem velmi úzký komplex QRS. Dále lze LFP dělit na (i) stimulaci levého předního



Obr. 4 – EKG záznamy ilustrující LBBP, LFP a LVSP. Osa komplexu QRS je výsledkem uchvácení převodního systému a uchvácení okolního myokardu. Pověšněte si podobné morfologie LBBP a LAFP, jež lze odlišit podle intervalu potenciál–komplex QRS (je-li přítomen) a (anatomickou) pozicí elektrody. Interval potenciál–komplex QRS zaznamenané v intrinsickém rytmu stimulační elektrodou jsou zobrazeny i pro LBBP a LFP. Rychlost posunu EKG je 25 mm/s pro stimulovaný komplex QRS a 100 mm/s pro záznam intrinsického rytmu. Zkratky jako u obrázku 1. Přetištěno pod licencí Creative Commons CC BY 4.0, z publikace Jastrzebski et al.⁷

fasciklu (left anterior fascicular pacing, LAFP) s pozitivním komplexem QRS ve svodech II a III, (ii) stimulaci levého midseptálního fasciklu (left mid-septal fascicular pacing, LSFP) s pozitivní/izoelektrickou polaritou komplexu QRS ve svodu II a izoelektrickou negativní polaritou komplexu QRS ve svodu III a (iii) stimulaci levého zadního fasciklu (left posterior fascicular pacing, LPFP) s negativním komplexem QRS ve svodech II a III. Převládající formou LBBAP v registru MELOS byla LFP, která byla přítomna u 69,5 % pacientů (17,2 % LAFP, 27,5 % LSFP a 24,8 % LPFP).⁷ Příklady lze nalézt na obrázku 4.

Stimulace levokomorového septa

Stimulace levokomorového septa (left ventricular septal pacing, LVSP) je definována jako uchwácení subendokardiální oblasti mezikomorového septa na jeho levé straně bez přímé stimulace srdečního převodního systému. Pro LVSP je charakteristický terminální kmit R ve svodu V_1 , pozice stimulační elektrody hluboko v septu, v bazální až midseptální oblasti, a nepřítomnost kritérií pro uchwácení převodního systému. Během LVSP může dojít k retrogradní aktivaci levostranného převodního systému i přes absenci přímého uchwácení. V registru MELOS LVSP byla zaznamenána u 21,5 % pacientů.⁷

Stimulace oblasti levého Tawarova raménka

Stimulaci oblasti levého Tawarova raménka lze definovat jako uchwácení oblasti subendokardu na levé straně mezikomorové přepážky¹³ současně s uchwácením převodního systému nebo bez něj a zahrnuje LBBP, LFP a LVSP. Tento termín vychází z pozice elektrody (v anatomickém slova smyslu) a charakteristik QRS (terminální kmit R ve svodu V_1 , i když – v některých případech – nemusí být kmit přítomen). Označení LBBAP je praktické, protože má odrážet běžný scénář, kdy od sebe nelze odlišit LBBP, LFP a LVSP, případně odlišení není jisté nebo proveditelné. Tyto situace mohou být výsledkem stejných hodnot stimulačních prahů uchwácení nebo podobné refrakterity běžné převodní tkáně a myokardu a/nebo téměř shodné s morfologií stimulo- vaného komplexu QRS při LVSP a LBBP/LFP.

Stimulace hlubokého septa

Termín stimulace hluboko v tkáni septa (deep septal pacing, DSP) se používá pro situaci, kdy je stimulační elektroda umístěna hluboko v septu, ale nezasahuje do oblasti levokomorového subendokardu. Charakteristickým znakem DSP je štihlejší stimulovaný komplex QRS než při stimulaci pravokomorového septa a bez zářezů v levostranných laterálních svodech. Stimulace hluboko v tkáni septa se odlišuje od LBBAP absencí terminálního kmitu R ve svodu V_1 a absencí známek uchwácení levostranného převodního systému.

Tento typ stimulace je často důsledkem nemožnosti zavést stimulační elektrodu hlouběji do levé strany septa; přesto to ale umožňuje rychlejší aktivaci levostranného převodního systému než RVSP. Stimulaci hluboko v tkáni septa je nutno odlišit od občasných případů LBBAP bez

terminálního kmitu R ve svodu V_1 v důsledku poměrně časně aktivace pravé komory.

Selektivní vs. neselektivní uchwácení

Termíny selektivní vs. neselektivní CSP se označuje nepřítomnost, resp. přítomnost současné aktivace komorového myokardu přiléhajícího k převodnímu systému.¹⁴

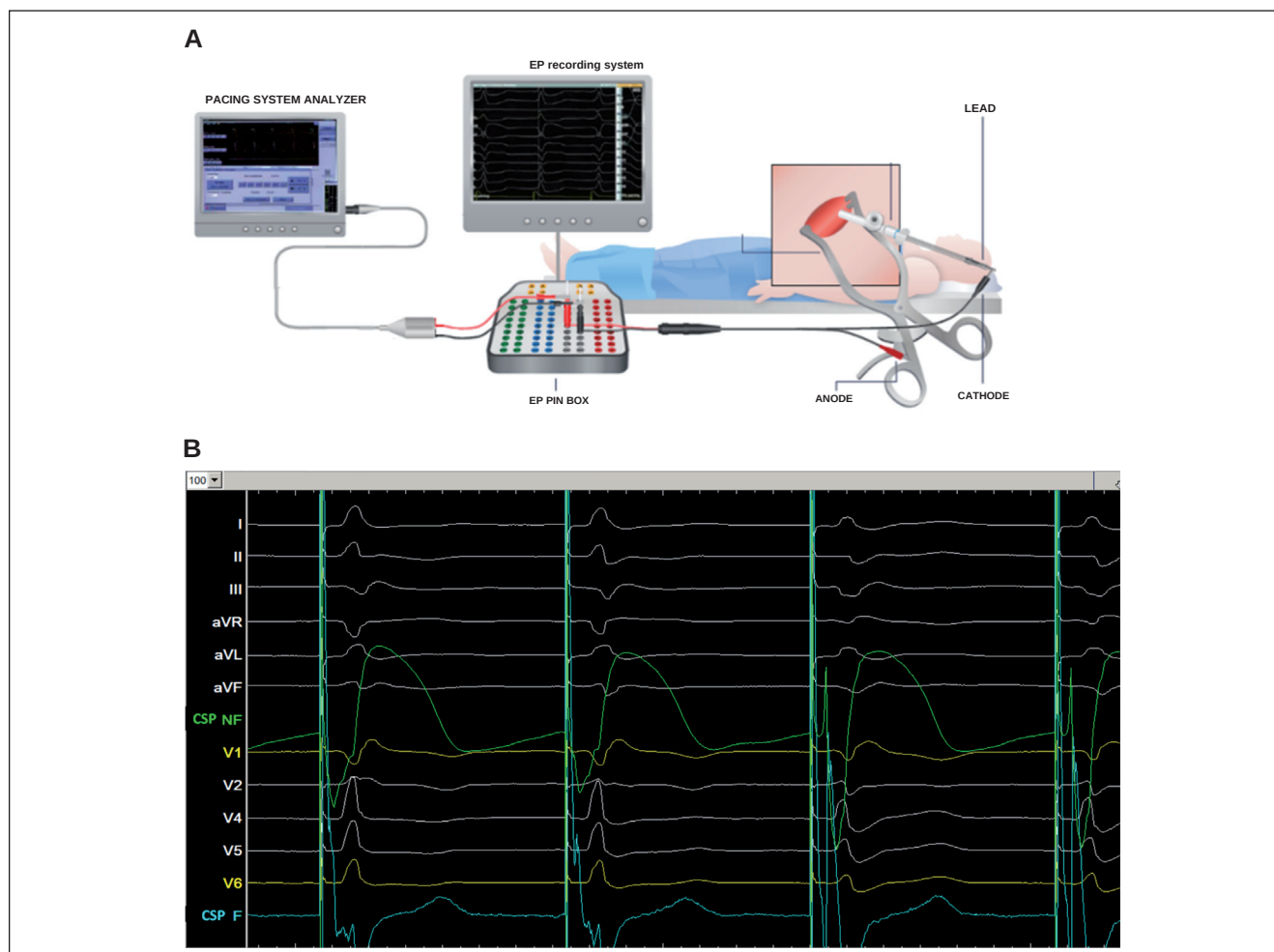
Charakteristickým rysem neselektivní (ns-) HBP je depolarizace kardiomyocytů, k níž dochází bezprostředně po stimulačním impulsu a lze ji rozpoznat podle přítomnosti pseudo-delta vlny na povrchovém EKG a/nebo lokálního potenciálu splývajícího se stimulačním impulsem na endokardiálním elektrogramu. Pro selektivní (s-) HBP je typická depolarizace myokardu, k níž dochází s jistým časovým odstupem a lze ji identifikovat podle izoelektrického intervalu na povrchovém EKG ve všech 12 svodech a/nebo podle samostatného diskrétního potenciálu po stimulačním impulsu na endokardiálním elektrogramu.^{5,8,15} Interval latence při s-HBP odpovídá intervalu HV na endokardiálním elektrogramu při fyziologické aktivaci a šířku komplexu QRS je nutno měřit od jeho začátku, a nikoliv od stimulačního impulsu. Zdá se, že levokomorová synchronie a funkce jsou při s-HBP a ns-HBP srovnatelné,^{16–18} stejně jako výsledný klinický stav.¹⁹ Stimulace typu ns-HBP je však díky současné stimulaci kardiomyocytů považována za bezpečnější, přičemž jsou hodnoty sensingu komorového signálu obvykle vyšší.¹⁷ Podrobnější analýzu EKG záznamu při HBP lze nalézt v jiném dokumentu.⁸

V případě LBBP lze při rychlosti posunu EKG záznamu 100 mm/s často pozorovat izoelektrický interval na všech 12 svodech, dokonce i při ns-LBBP. Šířka komplexu QRS se má měřit od stimulačního pulsu.²⁰ Při běžném stimulačním výdeji (2,5 V/0,4 ms) dochází téměř vždy k ns-LBBP. Změnu z ns-LBBP na s-LBBP lze pozorovat hlavně krátce po fixaci elektrody, kdy je stimulační práh myokardu zpočátku zvýšený v důsledku proudu z poškození (current of injury, COI). Následně dochází k vyrovnání stimulačních prahů myokardiální stimulace a stimulace srdečního převodního systému (a lze jej proto pouze vzácně zaznamenat s odstupem po implantaci). Změna z ns-LBBP na s-LBBP je charakterizována rozšířením komplexu QRS, přítomností zaobleného terminálního kmitu R ve svodu V_1 během s-LBBP, prodloužením V1RWPT a přítomností hlubšího kmitu S ve svodech I/ V_6 (viz obr. 22B). Lze pozorovat i rozštěpení (endokardiálního) elektrogramu při stimulaci (viz obr. 5 a 22A).

Obecné poznámky

Výcvik

I pro zkušené lékaře provádějící implantaci elektrod pro CSP platí učební křivka. Doba fluoroskopie se začíná zkracovat po 30–50 výkonech v případě HBP a po 110 výkonech v případě LBBP.⁷ Doporučujeme proto, aby se noví zájemci o provádění implantací elektrod pro CSP školili pod odborným vedením zkušenějších nebo navštěvovali speciálních kursů. Je rovněž třeba zařadit řádné školení i lékařů z jiných oborů, kteří by následně mohli pomáhat při implantačních výkonech, a podíleli se tak na jejich úspěšném provádění.



Obr. 5 – (A) Propojení systému pro CSP (upraveno, se svolením společnosti Medtronic). (B) Obrazovka s 12svodovým EKG záznamem a intrakardiálním elektrogramem zaznamenaným při rychlosti posunu EKG a EGM záznamu 100 mm/s během implantace elektrody pro LBBAP s filtrovaným kanálem 30–500 Hz (azurová) a nefiltrovaným kanálem 0,5–500 Hz (zelená). Svody V₁ a V₆ jsou pro odlišení od ostatních svodů označeny žlutě, aby se usnadnila analýza v reálném čase. Povšimněte si COI v nefiltrovaném kanálu a tranzice z neselektivní na selektivní LBBP (poslední cykly) se změnami v morfologii EKG a EGM. CSP F (conduction system pacing, filtered) = stimulace převodního systému, filtrovaný záznam; CSP NF (conduction system pacing, non-filtered) = stimulace převodního systému, nefiltrovaný záznam.

Vybavení katetrizačního sálku

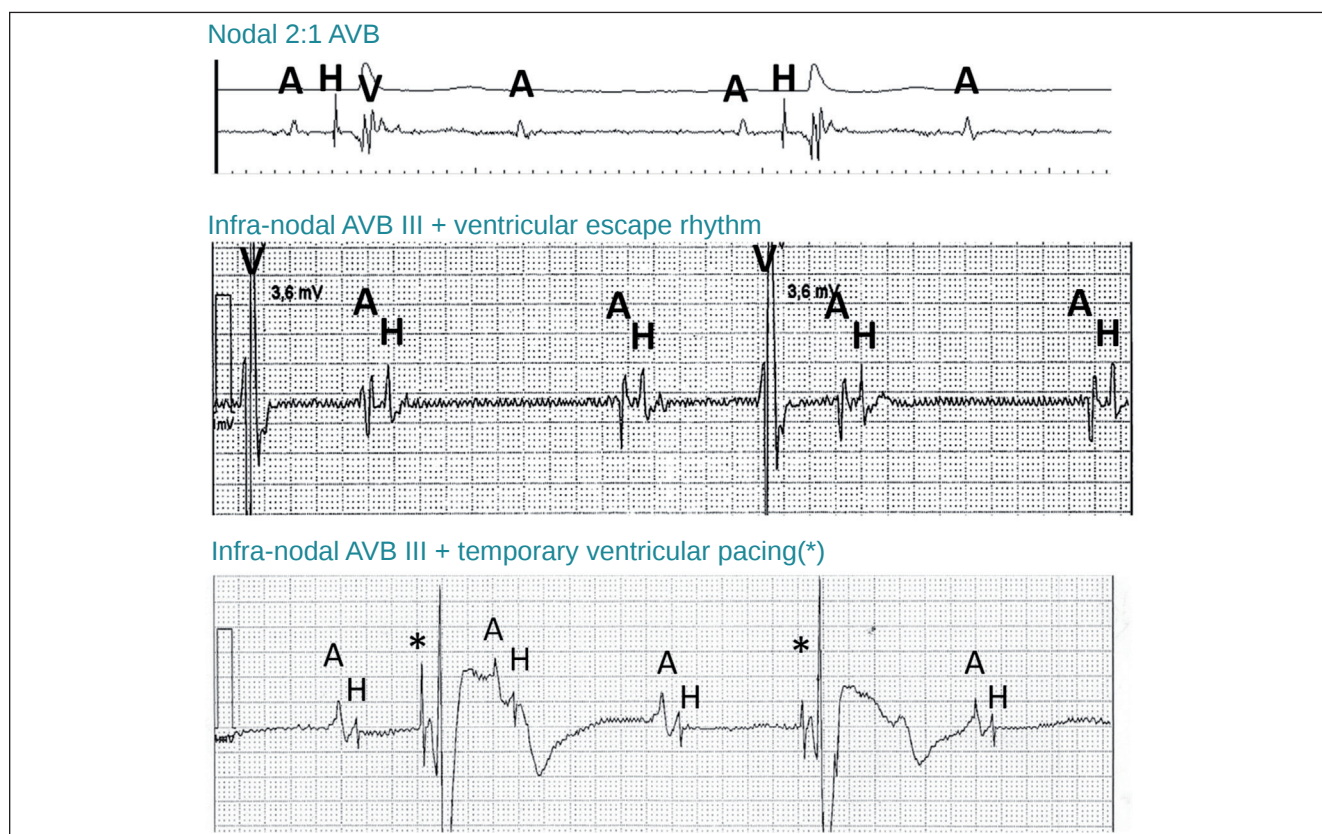
Pro určení morfologie stimulovaného komplexu QRS je zapotřebí natočit 12svodový EKG záznam, podle něhož lze lokalizovat místo stimulace a potvrdit uchvácení tkáně převodního systému. Pro vizualizaci endokardiálního signálu je rovněž nezbytné zobrazit signály elektrogramu, zaznamenávané v reálném čase stimulační elektrodou.

Elektrokardiografický záznam a elektrogramy vnímané elektrodami se ideálně zobrazují pomocí elektrofyziologického modulu, přičemž signál z elektrod je odeslán jak do analyzátoru stimulačního systému (pacing system analyser, PSA), tak do EP systému přes rozbočovací Y konektor nebo propojovací kabely (viz obr. 5).

Důrazně se doporučuje zobrazovat signály jak filtrované (30–500 Hz), tak nefiltrované (0,5–500 Hz). Nefiltrované signály umožňují zobrazit COI. Hodnota COI při CSP ovlivňuje akutní a dlouhodobé kardiostimulační prahy,^{22,23} přičemž pro stanovení kontaktu s tkání a sledování hloubky zavedení elektrody, aby bylo možno zjistit případnou perforaci septa, je třeba měřit COI myokardu.^{13,24}

U filtrovaných signálů lze při nastaveném zesílení používaném pro zobrazení potenciálů převodní tkáně provádět „ořezání“ amplitudy EGM signálů. Proud z poškození (COI) myokardu se proto snáze zobrazuje na samostatném nefiltrovaném kanálu s vlastním nastavením amplitudy, které zobrazuje celý komorový elektrogram, nebo na PSA. Pro snazší odlišení potenciálů převodního systému od komorového potenciálu je nutno nastavit rychlost posunu EKG a EGM na 50–100 mm/s. Impedance při stimulaci se měří buď stimulační jednotkou z elektrofyziologického modulu, nebo prostřednictvím PSA, a prahové hodnoty uchvácení se měří pomocí PSA.

Pokud není EP záznamník k dispozici, lze endokardiální signály zaznamenané stimulační elektrodou zobrazit na PSA při zesílení 0,05 mV/mm. V takovém případě je nutné také provést i 12svodový EKG záznam k potvrzení uchvácení převodního systému. Ten je ale v porovnání s kontinuální monitorací EKG pomocí elektrofyziologického zařízení vždy méně vhodný, protože v něm nelze přesně měřit časové intervaly jako např. RWPT. Dvanáctisvodový EKG přístroj a obrazovka PSA lze připojit na ex-



Obr. 6 – Příklady sinusového rytmu s nodální (horní panel) a infranodální blokádou (prostřední a dolní panel). Potenciály Hisova svazku jsou viditelné pouze při infranodální blokádě během blokovaných cyklů. Stimuly (*) z dočasné elektrody mohou napodobovat potenciály Hisova svazku. Dva spodní záznamy byly pořízeny s pomocí programátoru Merlin (Abbott, Sylmar, CA, USA) s filtrovanými (prostřední panel) a nefiltrovanými (dolní panel) signály při nastaveném zesílení 0,05 mV/mm. A = atriální; AVB = atrioventrikulární blokáda; H = His; V (ventricular) = komorový.

terní monitory, a usnadnit tak obsluhu měření v reálném čase během výkonu.

Lékař provádějící implantaci elektrod pro CSP musí být obeznámen se základními elektrofyziologickými principy srdečního převodního systému, zvláště s interpretací endokardiálních signálů pro diagnostiku nodální nebo infranodální blokády (obr. 6). U pacientů s náhradním junkčním rytmem s širokým komplexem QRS nebo s blokádou levého Tawarova raménka (left bundle branch block, LBBB) je třeba zvážit umístění dočasné záložní stimulační elektrody. Pokud se u těchto pacientů počítá s implantací elektrod(y) pro implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD), je nutno ji implantovat jako první; pokud se bude implantovat síňová elektroda, lze ji dočasně umístit do pravé komory (PK).²⁵ Pro dobu implantace elektrody pro CSP je u těchto pacientů nutné záložní stimulační elektrodu připojit k dalšímu PSA nebo k externímu kardiostimulátoru.

Personál

Implantaci elektrod pro CSP velice usnadňuje přítomnost školené osoby, která umí provádět měření a manévry potřebné pro potvrzení uchvácení převodního systému. Tato osoba může také sledovat některé hodnocené elektrické parametry, jako je pokles impedance či přítomnost ektopických komorových stahů (fixation beats) (protože

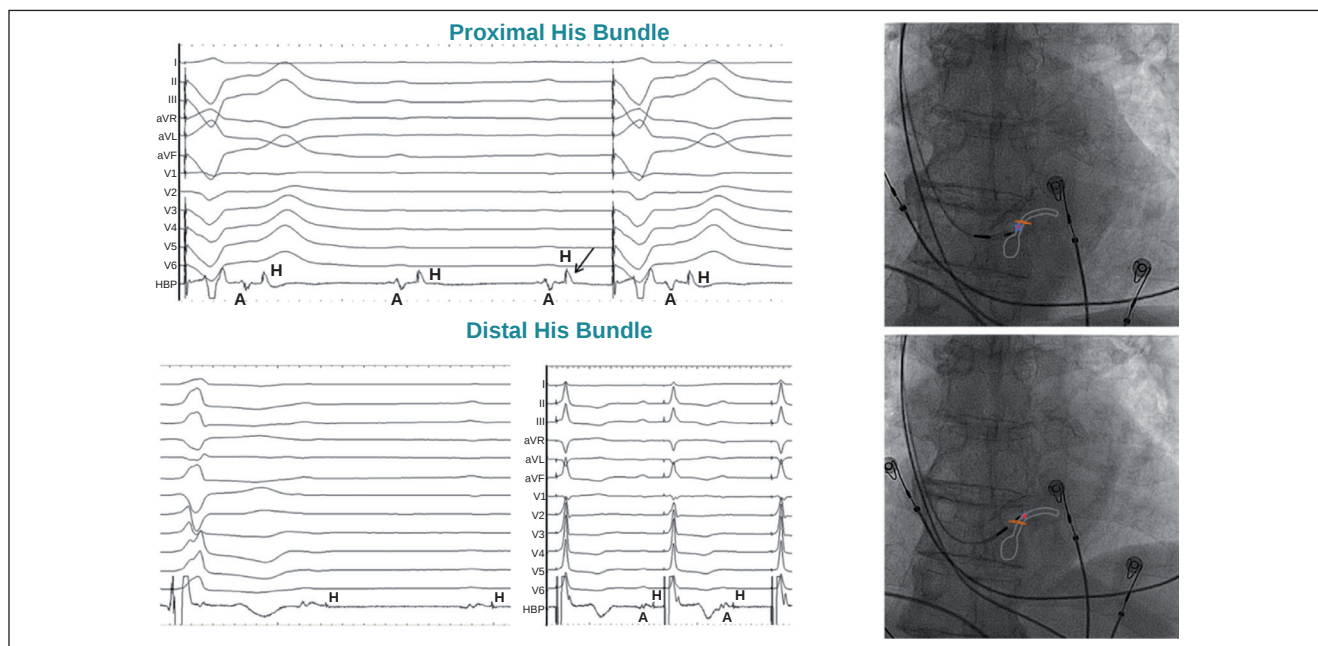
operatér se musí soustředit na provádění skiaskopického vyšetření a manipulaci s elektrodou).

Implantace stimulační elektrody do Hisova svazku

Video S1 je k dispozici jako doplněk originálního textu.

Lokalizace Hisova svazku

Hisův svazek je tvořen četnými vlákny, která jsou již na této úrovni predefinována, zda budou tvořit RBB nebo přední, septální a zadní fascikulus LBB.²⁶ Hisův svazek měří přibližně 20 mm a je obklopen vazivovou tkání, která jej izoluje od myokardu síní a komor; proto samotná přítomnost potenciálu Hisova svazku, dokonce ani jako near-field, nemůže garantovat jeho uchvácení. Hisův svazek vychází z tkáně atrioventrikulárního (AV) uzlu a vede podél membranózního septa pravé síně; následně prostupuje na levou stranu hřebenu svalové části mezikomorového septa. Pokud se elektroda umístí do proximální části Hisova svazku na síňové straně prstence trojcípé chlopně, je dosaženo často s-HBP, ale za cenu problémů se sensingem (malá amplituda kmitu R, oversensing signálů ze síní/Hisova svazku); při distálnějším umístění na komorové straně prstence je častěji dosaženo ns-HBP, ale elektrické parametry mají lepší



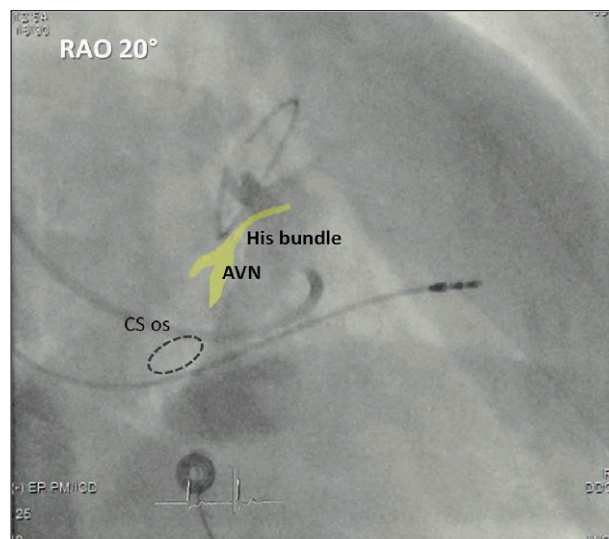
Obr. 7 – Mapování distálního Hisova svazku u pacienta s infranodální blokádou. Horní panel: intrakardiální elektrogramy z elektrody pro HBP zobrazují větší síňový elektrogram (A) a výrazný potenciál Hisova svazku (H), kdy uchvácení distální části Hisova svazku lze dosáhnout pouze při vysokém výdeji v důsledku HV blokády (přes COI potenciálu Hisova svazku označený šipkou). Komorová stimulace je dočasně zajištěna přídatnou záložní elektrodou. Dolní panel: v mírně distální lokaci si lze všimnout mnohem menšího síňového elektrogramu s potenciálem Hisova svazku (pravděpodobně far-field), kdy se uchvácení distální části Hisova svazku dosáhne při nízkém výdeji (1 V). Skioskopické snímky proximální a distální pozice Hisovy elektrody pro HBP doprovází schéma místa blokády převodního systému. Přetištěno z Journal of Electrophysiology, 49, Vijayaraman P, Dandamudi G, Anatomical approach to permanent His bundle pacing: optimizing His bundle capture, 649–657. © 2016 Elsevier Inc., se souhlasem poskytnutým vydavatelstvím Elsevier.³⁰
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0022073616300814?via%3Dihub>

hodnoty než při proximálním HBP.^{27–29} Je třeba si uvědomit, že významná část proximálního Hisova svazku leží na pravosíňové-levokomorové části membránového septa, které je nad rovinou trojčípé chlopně, což znamená, že neselektivní uchvácení Hisova svazku (tzn. včetně uchvácení komorové části myokardu) lze pozorovat i na síňové straně prstence trojčípé chlopně.²⁸ Naopak selektivní uchvácení Hisova svazku lze pozorovat i na komorové straně trojčípé chlopně v případě, kdy Hisův svazek probíhá povrchově a není obklopen tkání myokardu.²⁸

Hisův svazek lze snadno mapovat pomocí stimulační elektrody v unipolárním zapojení; obvykle není třeba použít speciální EP katétry. Stimulační elektroda se typicky implantuje přes vodící sheath (s fixním zakřivením nebo řiditelný) s posteriorním zakřivením, které směřuje stimulační elektrodu směrem k septu. Po umístění pouzdra a elektrody do oblasti prstence trojčípé chlopně se provede mapování v 20–30° pravé přední šikmé (right anterior oblique, RAO) projekci pro nalezení místa s near-field (ostrým) signálem Hisova svazku s absencí (či úplně malým) far-fieldovým síňovým potenciálem a výrazným komorovým elektrogramem (obr. 7).

Pokud nelze identifikovat elektrogramy Hisova svazku, je možné jako alternativní řešení pro lokalizaci Hisova svazku použít techniku kontinuální stimulace při vysokém výdeji (5 V/1 ms); výsledkem jsou štíhlé stimulační komplexy QRS. Tento postup je obzvláště užitečný u pacientů s AV blokádou bez náhradního rytmu.³¹

U pacientů s perzistentní fibrilací síní by mohly vysokofrekvenční síňové signály napodobovat elektrogram Hisova svazku. U těchto pacientů proto může být vhodné



Obr. 8 – Aplikace kontrastní látky před zaváděcí sheath v RAO projekci pro zobrazení prstence trojčípé chlopně. Atrioventrikulární uzel (atrioventricular node, AVN) a Hisův svazek jsou vyznačeny žlutě a ostium koronárního sinu (coronary sinus ostium, CS os) je vyznačeno kroužkem z čárkované čáry. Pacient prodělal mitrální anuloplastiku a implantaci VVI kardiostimulátoru, následně u něj byl proveden upgrade pro stimulaci indukovanou kardiomyopatii.

zahájit mapování Hisova svazku z komorové strany. Navíc u pacientů s fibrilací síní je naprosto nezbytné vyvarovat se vysokých signálů ($> 0,5$ mV) Hisova svazku v blízkosti potenciálního místa ablace AV junkce, aby se při případné ablaci zabránilo zvýšení hodnot pro uchvácení Hisova svazku.^{32,33} Zatímco u pacientů s AV bloádou na úrovni uzlu je Hisův elektrogram lokalizovaný před signálem náhradního rytmu, u pacientů s infrahisální blokádou je Hisův elektrogram krátce po síňovém s krátkým intervalem A-H.

Pro snazší lokalizaci Hisova svazku popsalo několik autorů možnost zobrazení prstence trojčipé chlopně a/nebo Kochova trojúhelníku pomocí aplikace kontrastní látky do oblasti trojčipé chlopně ze síňové nebo komorové strany přes zaváděč (obr. 8 a video S2).^{34,35}

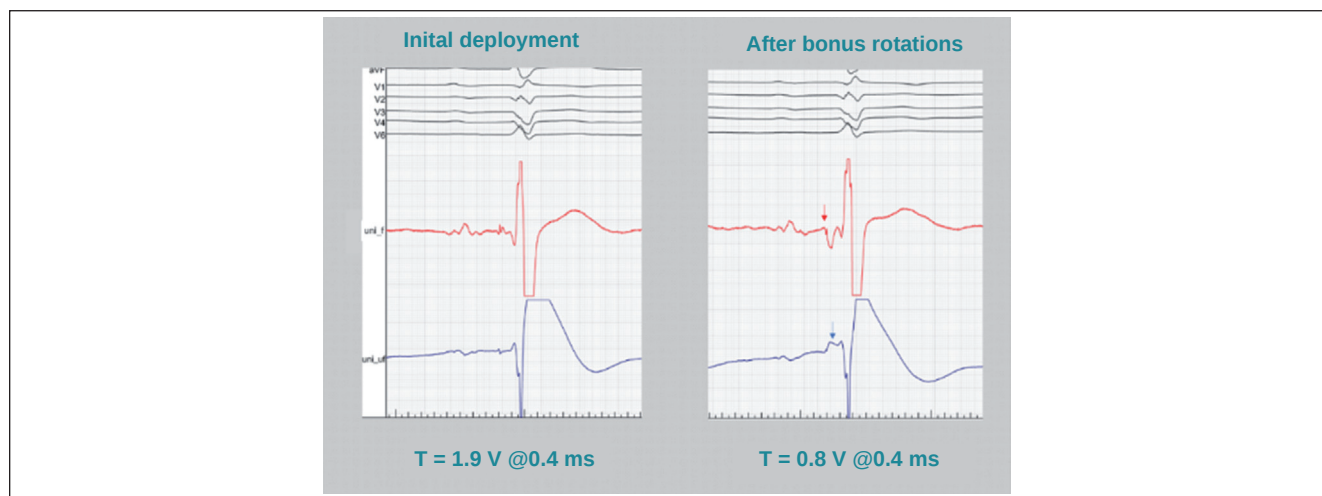
Pokud nelze do oblasti Hisova svazku snadno proniknout, lze zaváděcí sheath příslušným způsobem ručně natvarovat po vložení dilatátoru (čímž se zabrání zalomení sheathu). U pacientů se složitými anatomickými podmínkami, s komplexní vrozenou srdeční vadou, nebo u těhotných pacientek, může být užitečné 3D elektroanatomické mapování, které usnadní mapování a lokalizaci Hisova svazku a/nebo dosažení HBP při minimální potřebě skioskopie.^{36–40} Náročnější může být lokalizace Hisova svazku při pravostranném přístupu (kvůli zakřivení současných vodicích katétrů, které jsou uzpůsobeny spíše pro přístup z levé strany).

U elektrod řízených styletem může mapování Hisova svazku se zataženou spirálou usnadnit manipulaci s elektrodou a snižuje riziko uvíznutí helixu ve šlašinkách nebo ve fibrózní tkáni obklopující AV uzlu, po dosažení vhodné pozice je potřeba helix zafixovat, přičemž je nutné se vyvarovat změny pozice hrotu stimulační elektrody (výsledkem může být nutnost následné změny pozice elektrody).

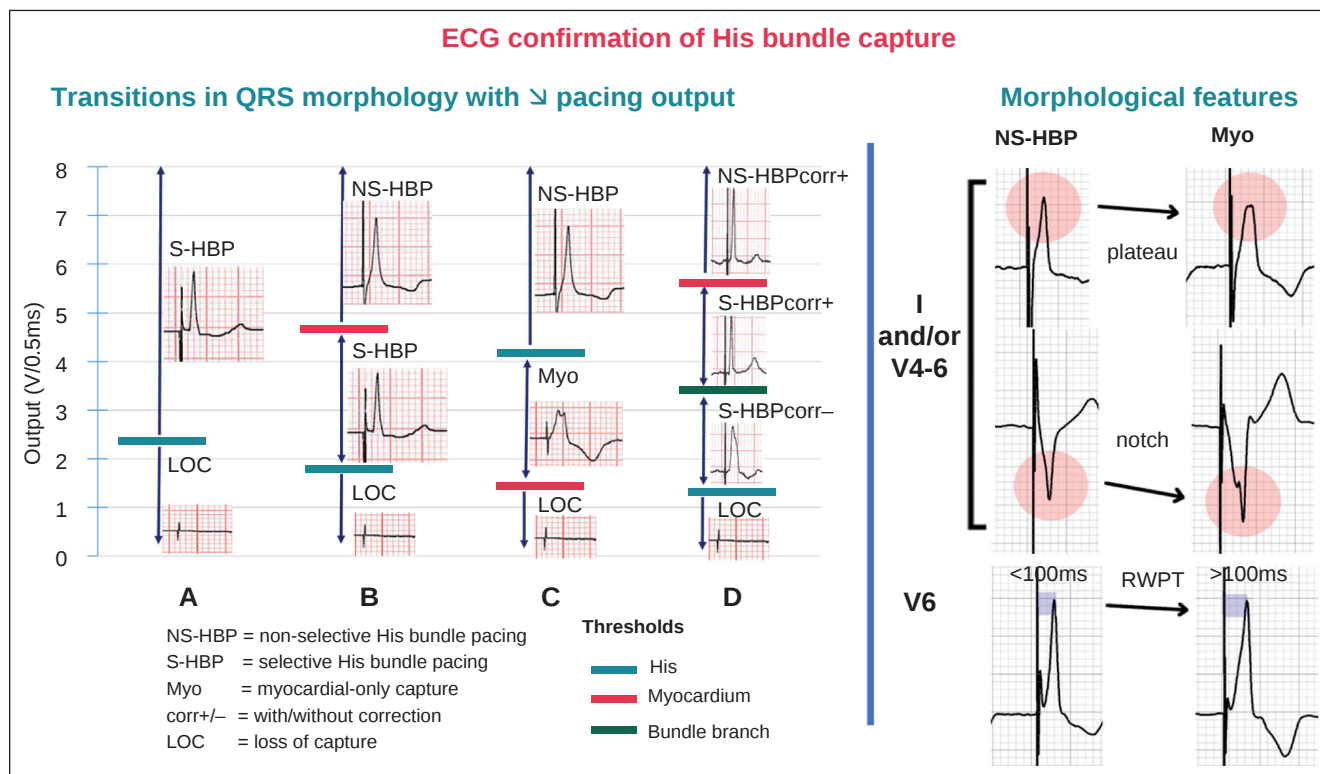
Fixace elektrody

Naprosto zásadní částí implantace elektrody pro HBP, která ovlivňuje akutní i dlouhodobé hodnoty elektrických

parametrů a stabilitu elektrody, je její fixace. Dostupnost fixního zaváděcího sheathu se sekundárním posteriorním (septálním) zakřivením zlepšila elektrické parametry a stabilitu elektrod v porovnání s dřívějším říditelným katétre bez tohoto zakřivení.⁴¹ Po vyhledání cílové oblasti musí být zaváděcí sheath za nepřetržité kontroly operátorem opatrně rotován proti směru hodinových ručiček, aby byla zajištěna jeho stabilní pozice při současném šroubování elektrody. Při otáčení elektrodou lze vyvíjet mírný tlak na její tělo (bez uvolnění stisku elektrody mezi jednotlivými otáčkami), aby se usnadnil průnik helixu do fibrózní tkáně obklopující Hisův svazek. Počet rotací nezbytných pro fixaci elektrody je různý. Řádnou fixaci elektrody lze zjistit sledováním odporu proti dalšímu otáčení a postupným nárůstem kroutivého odporu spíše než podle počtu rotací. Zvyšování kroutivého odporu však může být rovněž výsledkem odporu proti dalšímu otáčení elektrodou v důsledku zkroucení zaváděcího katétru, a vždy tak nutně nesignalizuje průnik elektrody do tkáně. Po konečném uvolnění elektrody se elektroda musí vždycky zřetelně otočit o kousek zpět. V opačném případě je nutno rotace opakovat nebo zaváděcí sheath přemístit. V tomto stadiu výkonu je třeba zjistit případný COI Hisova svazku a/nebo změnu polarity potenciálu Hisova svazku z kladného na záporný (často s jistým rozšířením potenciálu Hisova svazku).^{22,42} Pokud nelze COI změřit, je nutno elektrodou dále otáčet s cílem dosáhnout jejího ještě většího rotačního momentu než při předchozím pokusu o její umístění. Poté lze již často zaznamenat COI a záporný potenciál Hisova svazku. To pak prokazuje, že počáteční umístění stimulační elektrody bylo nevhodné, v důsledku nedostatečného kontaktu mezi stimulační elektrodou a tkání Hisova svazku. To by z dlouhodobého hlediska mohlo negativně ovlivnit stabilitu stimulačního prahu (obr. 9). Okamžitě po fixaci elektrody lze její stabilitu ověřit povytažením vodicího katétru přibližně o 5–8 cm a jemným povytažením nebo zatlačením na stimulační elektrodu tak, aby se prohnula do tvaru písmene U;



Obr. 9 – COI Hisova svazku jako marker vedoucí k úspěšnému umístění elektrody. Přes zdánlivě správnou fixaci elektrody jejím ≥ 5 otočením a přijatelný akutní práh (panel vlevo) nebyla elektroda řádně usazena. Po dalších otáčkách ucítil operátor nahromaděný točivý moment a objevil se COI (modrá šipka) a záporný potenciál Hisova svazku (červená šipka) s významným zlepšením prahové hodnoty uchvácení Hisova svazku (panel vpravo). V první lokaci nebyla elektroda v dobrém kontaktu s Hisovým svazkem a byla potenciálně nestabilní, což se zvyšovalo riziko pozdního nárůstu prahu. Unipolární elektrogram ze stimulační elektrody: uni_f—filtry: 30–500 Hz; uni_uf—filtry: 0,5–500 Hz.



Obr. 10 – EKG kritéria v diagnostice uchvácení Hisova svazku. Panel vlevo: při klesajícím stimulačním výdeji lze pozorovat řadu různých změn v morfologii komplexu QRS, odrážejících ztrátu uchvácení Hisova svazku, uchvácení myokardu nebo korekci blokády Tawarova raménka. Pořadí změn závisí na hodnotách stimulačních prahů jednotlivých tkání. (A) S-HBP. (B) Přechod z NS-HBP do S-HBP. (C) Přechod z NS-HBP do uchvácení pouze myokardu. (D) Přechod z NS-HBP do S-HBP s korekcí/bez korekce blokády Tawarova raménka. Panel vpravo: morfologická kritéria kombinující absenci plateau, zářezů a/nebo slurringu ve svodech I, V₁ a V₄ až V₆ a interval od stimulu do vrcholu kmitu R (R-wave peak time (RWPT) ve svodu V₆ < 100 ms ukazují na NS-HBP a umožňují odlišení tohoto typu stimulace od prostého uchvácení myokardu. Přetištěno pod licencí Creative Commons CC BY 4.0, z publikace Burri et al.⁸

následně je po aplikaci dalších dvou rotací nutné ověřit, jestli nedošlo ke změně stimulačního prahu či vymizení/zmenšení potenciálu Hisova svazku.⁴³

Potvrzení uchvácení Hisova svazku a testování elektrických parametrů

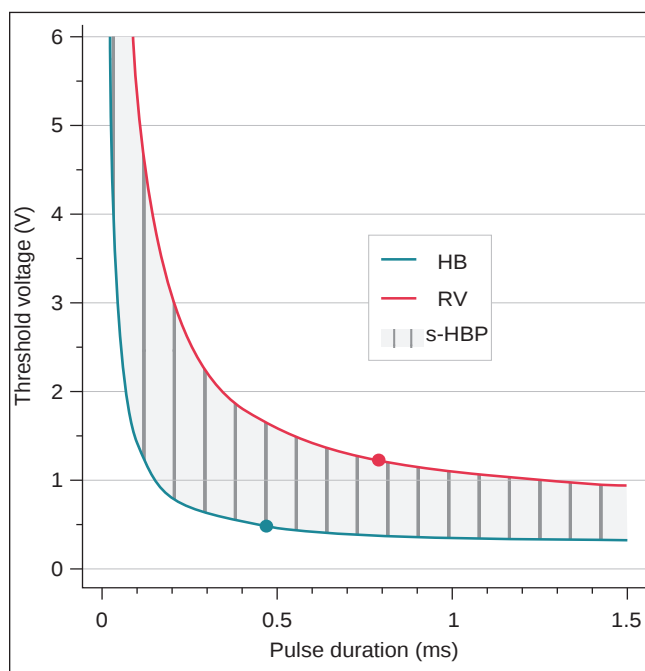
Nedílnou součástí testování elektrických parametrů je natočení 12svodového EKG při stimulaci a potvrzení uchvácení Hisova svazku, což je podrobně popsáno jinde.^{8,44,45} Stručně řečeno, jako hlavní způsob potvrzení uchvácení Hisova svazku poslouží náhlé změny v morfologii komplexu QRS během testování stimulačního prahu v závislosti na výdeji. K odlišení uchvácení Hisova svazku od uchvácení myokardu se mohou hodit i morfologická kritéria – viz obr. 10.⁴⁶

Další metodou je srovnání zpoždění od Hisova potenciálu k vrcholu kmitu R ve svodu V₆ při vlastním rytmu a během HBP. Uchvácení Hisova svazku je potvrzeno rozdílem < 12 ms s přesností 96,7 %.⁴⁷

Stimulovaný komplex QRS s uchvácením Hisova svazku (His bundle, HB) a s EKG charakteristikami podobnými LBBB (zářez/postupný přechod/plateau) ve svodech I, V₄–V₆, a s intervalem stimul–V6RWPT > 110 ms ukazují na nefyziologickou aktivaci levé komory (LK) a nejsou kompatibilní se stimulací Hisova svazku. Pokud nejsou změny morfologie komplexu QRS při testování stimulačního

prahu pozorovatelné, může testování s menšími šířkami stimulačních impulsů (0,2–0,3 ms) sloužit ke zvýraznění rozdílů v hodnotách stimulačních prahů uchvácení Hisova svazku a myokardu v důsledku rozvírajících se křivek sílytrvání (viz obr. 11).⁴⁸ Při pochybnostech může být vhodné použít programovanou stimulaci a využít refrakternosti převodní tkáně a myokardu.⁴⁹ Při přechodech z ns-HBP na s-HBP je na endokardiálním elektrogramu typicky po izoelektrickém intervalu změna z počáteční negativní na pozitivní kmit podobně jako na obrázku 5B s LBBP.

Stimulační práh HBP je nutno měřit při šířce impulsu 0,5 ms, a pokud je zvýšený, i při 1 ms. V případě blokády Tawarova raménka je třeba navíc uvést prahovou hodnotu pro korekci blokády. Pro HBP jsou hodnoty stimulačního prahu ≤ 1,5 V/0,5 ms sice optimální, ale v některých situacích (např. srdeční selhání, jediná možnost elektrické resynchronizace) jsou přijatelné hodnoty až 2,0–2,5 V/0,5 ms. V případě ns-HBP je nutno hodnoty stimulace myokardu a Hisova svazku uvádět odděleně. Přítomnost COI Hisova svazku vede k přechodnému zvýšení hodnot jeho stimulačního prahu, jejich pokles je nutné opakovaně ověřovat v pětiminutových intervalech. U pacientů s dlouhými intervaly HV nebo s blokádou HV je nutno prokázat vedení 1 : 1 při délkách cyklu ≤ 400 ms⁵⁰ při běžném výdeji. Blokáda převodu při zvyšující se frekvenci stimulace se projevuje ztrátou komorové aktivace nebo prodloužením komplexu QRS se ztrátou kritérií uchvácení Hisova svazku (např.



Obr. 11 – Stimulační chronaxie (tečky) pro Hisův svazek (His bundle, HB) je kratší než pro myokard pravé komory (right ventricular, RV). Zóna selektivní stimulace (s-HBP) se proto se zkracováním impulsu rozšiřuje. Stejně tak usnadňuje delší impuls současnou uchwácení Hisova svazku a myokardu PK. Přetištěno z Heart Rhythm, 16, Jastrzebski M, Moskal P, Bednarek A, Kielbasa G, Vijayaraman P, Czarnecka D, His bundle has a shorter chronaxie than does the adjacent ventricular myocardium: implications for pacemaker programming, © 2019 Heart Rhythm Society, se souhlasem poskytnutým vydavatelstvím Elsevier.⁴⁸
<https://www.heartrhythmjournal.com/action/showPdf?pii=S1547-5271%2819%2930545-4>

vznikem zářezů nebo postupných změn morfologie komplexu QRS). Tento nálezn znamená, že místo stimulace Hisova svazku je v oblasti léze převodního systému (případně proximálně od ní) a je nutno zkusit distálnější místo. Výsledkem HBP může být síňová aktivace, což může v případě zachování AV převodu vyvolat komorovou odpověď 1 : 1 a nesmí se rovněž zaměnit za selektivní uchwácení.

Kardiostimulační prahy a impedanci je nutné měřit v unipolárním i bipolárním zapojení a po povytažení vodícího katétru o několik centimetrů, aby se zabránilo umělému snížení jejich hodnot zlepšením kontaktu elektrody. Pokud je z klinického hlediska žádoucí neselektivní uchwácení (pacient závislý na kardiostimulátoru, vysoká hodnota uchwácení HBP), lze použít delší trvání impulsu (1,0–1,5 ms); v případě potřeby (kvůli širokému komplexu QRS při ns-HBP) lze zvolit i kratší trvání impulsu (0,2–0,3 ms) – viz obr. 11.

Sensing při HBP vyžaduje mnohem větší pozornost než při tradiční stimulaci PK. Při bipolárním sensingu by amplituda signálu měla být ideálně > 2,0 mV (nebo > 4 mV při unipolárním zapojení). Je rovněž třeba pozorně hlídat případný oversensing, zachycení falešného signálu ze síní nebo Hisova svazku, které by mohlo být u pacientů s kompletní AV blokádou fatální. Při neadekvátním sensingu je třeba zkusit distálnější místo na Hisově svazku nebo implantovat záložní elektrodu do PK. U pacientů s hraničními hodnotami je nezbytné opakovaně zkoušet

sensing s elektrodou připojenou na přístroj, protože filtry se mohou od PSA lišit a vykazovat odlišné hodnoty.

Indikace implantace záložní komorové elektrody jsou podle doporučených postupů ESC z roku 2021 (třída IIa, úroveň důkazů C) kromě nedostatečného sensingu také další specifické situace jako např. závislost na kardiostimulátoru, atrioventrikulární blokáda (AVB) vysokého stupně, infranodální blokáda, vysoký kardiostimulační práh, plánovaná neselektivní ablace AV uzlu.²

Proříznutí katétru

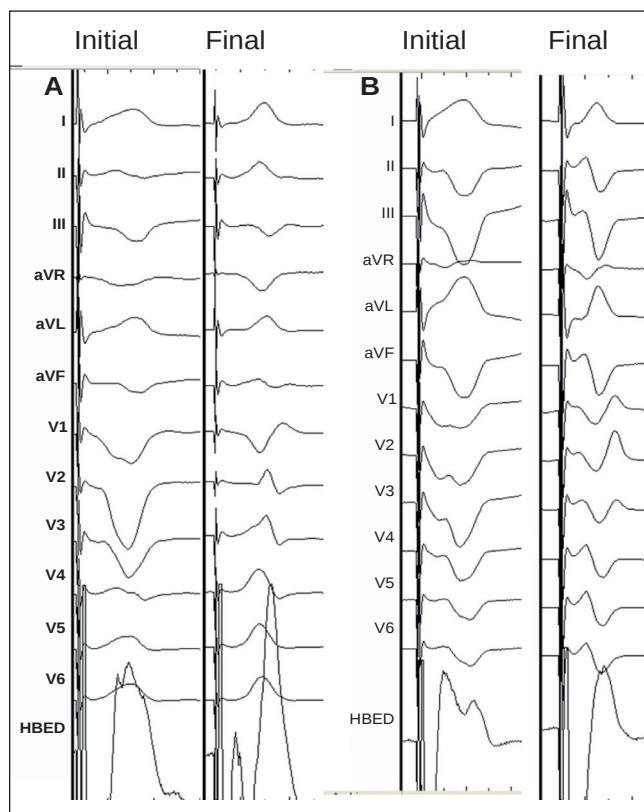
Před proříznutím katétru pro zavedení elektrody do Hisova svazku je nutno implantovat síňovou, případně jakoukoli další elektrodu, aby se zabránilo jejich dislokaci, a vyčkat jistou dobu před jejich opětovným testováním. Aby se zabránilo nechtěné dislokaci v Hisově svazku, je nutno před vytahováním pouzdra a během vytahování pouzdra zachovat v srdečních oddílech dostatečný manévrovací prostor. Pro rozříznutí katétru operátor zafixuje elektrodu k prořezávacímu nástroji, který drží pevně na místě, přičemž druhou rukou vytahuje katétr. Pokud je elektroda po proříznutí katétru zkroucená (do tvaru písmene α , obvykle pozorovaného při použití elektrody 3830), je nutno ji opatrně uvolnit otáčením proti pohybu hodinových ručiček. Je třeba dodržet dostatečné prověšení, což lze ověřit hlubokými nádechy;⁵¹ hrot elektrody se nesmí hýbat a rozkymácet. Po proříznutí katétru a úpravě prověšení je třeba ihned zkontrolovat prahové hodnoty.

Stimulace v oblasti levého Tawarova raménka

Postup při implantaci elektrod pro LBBAP s použitím elektrody bez vnitřního lumen a styletem řízené elektrody (stylet-driven lead, SDL) ukazují videa S3, resp. S4, která jsou dostupná jako doplněk originálního textu.

Vyhledání místa pro zavedení elektrody

Na rozdíl od HBP (kdy lze Hisův svazek přímo vyhledat pomocí aktivačního mapování nebo pacemappingu) lze v prvních krocích implantace elektrody pro LBBAP použít pouze nepřímé markery místa LBB. Původně popsána technika umístění elektrody pro LBBAP byla založena na vyhledání potenciálu distálního Hisova svazku jako anatomického markeru a na morfologii stimulovaného komplexu QRS.^{52–58} Nejříve se lokalizoval záznam Hisova svazku stimulační elektrodou a skiaskopická lokalizace Hisova svazku se vyznačila jako referenční bod v 20–30° RAO projekci. Výhodou zjištění lokalizace Hisova svazku je standardizace a přesnější vymezení referenčního bodu, posouzení infranodálního převodu a zhodnocení, zda HBP nepředstavuje proveditelnou alternativu LBBAP. Mezi nevýhody patří delší doba výkonu a nutnost použít skiaskopii k lokalizaci potenciálu Hisova svazku i riziko poškození RBB při mapování Hisova svazku. Proto se dnes jako častá modifikace této metody přeskočí mapování Hisova svazku a jako anatomická značka se použije nejvyšší bod prstence trojcípé chlopně (který je při-



Obr. 12 – Lokalizace počátečního místa zavedení elektrody na septu po prvním pacemappingu pravého septa a konečná pozice po zašroubování elektrody do levého subendokardu. Na panelu (A) je vyznačena doporučená polarita QRS ve svodech II (mírně pozitivní) a III (negativní), zatímco na panelu (B) je vidět alternativní, inferiorněji situované místo implantace s negativním QRS ve svodech II a III. V obou případech lze pozorovat spodní zářez ve svodu V₁ (morphologie „W“). Za pozornost stojí, že počáteční morfologie stimulovaného komplexu QRS při pravoseptální stimulaci předpověděla, jaká část levostranného převodního systému bude stimulována: v případě (A), proximální LBB nebo LSF; v případě (B), LPF.

blíže v místě Hisova svazku). Vrchol prstence trojčipé chlopně lze lokalizovat injikováním kontrastní látky vodícím sheathem, i když to není často nutné, protože horní část prstence trojčipé chlopně lze určit pozorováním „A“ a „V“ potenciálů endokardu a pohybů sheathu/elektrody a následně ji označit jako marker stejně jako potenciál Hisova svazku.

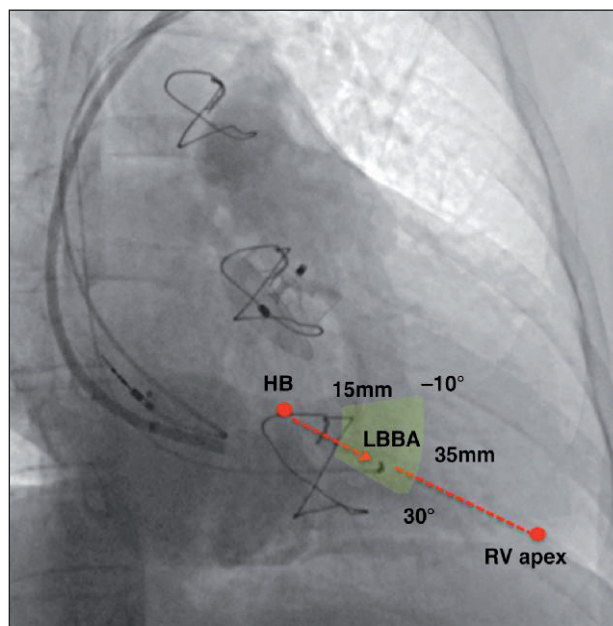
Následně se pouzdro posune o ~15–20 mm směrem k hrotu PK, přičemž se elektroda zatáhne do vodícího sheathu. U styletem řízených elektrod (SDL) se pracuje se staženým helixem, aby se šroub nezachytil při procházení prstencem trojčipé chlopně. Rtg silueta elektrody poskytuje představu o vzdálenostech (u většiny elektrod je vzdálenost mezi hrotem a ringem elektrody ~15 mm). Následně katétr rotuje proti směru hodinových ručiček, aby dosáhl báze až midseptu PK, kde se předpokládá, že na opačné straně septa je uloženo LBB. V tu chvíli se elektroda dostane do kontaktu s pravou stranou mezikomorového septa a připojí se v unipolární konfiguraci na PSA. Dalším krokem je zhodnotit morfologii stimulovaného komplexu QRS v této počáteční pozici. Vhodné místo pro zavedení elektrody má často tvar písmene „W“ se zářezem v dolní části komplexu QRS ve svodu V₁ (i když

to není povinné) a diskordantní komplex QRS ve svodech II (převážně pozitivní nebo ekvifazický) a III (ekvifazický nebo převážně/úplně negativní). Příklady lze vidět na obrázku 12. Místa se shodnou pozitivní nebo negativní polaritou komplexu QRS ve svodech II a III mohou rovněž zajistit úspěšnou CSP a odpovídat LAEP, resp. LPFP.⁷

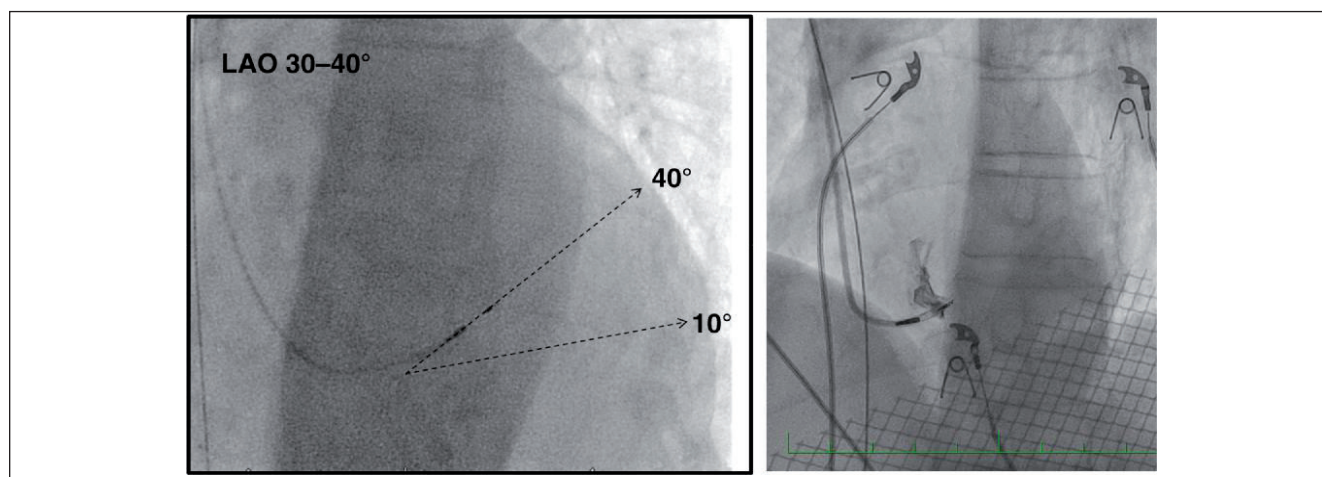
Jako zdokonalení této metody bylo navrženo rozdělení septa na sektory. Liu a spol.⁵⁹ popsali techniku s použitím injekční aplikace kontrastní látky v 30° RAO projekci pro vyhledání vrcholu prstence trojčipé chlopně a zaměření sektoru lokalizovaného 15–35 mm a mezi -10° a 30° od tohoto bodu, kde lze při LBBAP často zaznamenat LBB/fascikulární potenciály (viz obr. 13).

Uvedená metoda umožnila významné zkrácení výkonu i délky skiaskopického času a ve srovnání se standardním výkonem zvýšila podíl pacientů s vizualizací fascikulárních potenciálů. Byla rovněž popsána „devitidílková“ metoda („nine-partition method“), při níž je PK ve skiaskopické 30° RAO projekci rozdělena na 3 × 3 sektorů.^{54,60} Všechny tyto metody se soustřeďují na místa vzdálenější od oblasti Hisova svazku než původně popsaná cílová oblast 1,5–2 cm od potenciálu Hisova svazku, z čehož vyplývá, že se jedná spíše o LFP než o LBBP. Umístění elektrody pro LBBAP > 16 mm⁶¹ nebo > 19 mm⁶² od prstence trojčipé chlopně bylo spojeno s méně významnou trikuspidální regurgitací, než když byla elektroda umístěna proximálněji.

Pokud je u nemocného indikována implantace DDD KS do síně, lze použít modifikaci výše popsané metody



Obr. 13 – Místo zavedení elektrody pro stimulaci oblasti levého Tawarova raménka. V 30° RAO projekci se stimulační elektrodou pro stimulaci v oblasti levého Tawarova raménka (left bundle branch area, LBBA) se sheathem aplikuje kontrastní látka vymezující prostor pravé síně a komory. Kontrastní látka zvýrazňuje cípy trikuspidální chlopně. Vrchol prstence trojčipé chlopně označuje přibližnou pozici Hisova svazku (His bundle, HB). Červená šipka ukazuje imaginární čáru spojující vrchol prstence trojčipé chlopně/Hisův svazek s hrotem PK, jež může sloužit jako vodítko pro umístění elektrody v oblasti levého Tawarova raménka. Místa úspěšné stimulace lze nalézt v sektoru (vyznačeném žlutě) ležícím 15–35 mm od vrcholu prstence trojčipé chlopně a v úhlu -10° až 30°, jak popsali Liu et al.⁵⁹



Obr. 14 – Panel vlevo: LAO projekce pro orientace elektrody o 10–40° (nejčastěji 20–30°) vůči vodorovné rovině pro kolmý průnik do septa. Panel vpravo: příklad orientace elektrody pomocí septografie v LAO projekci.

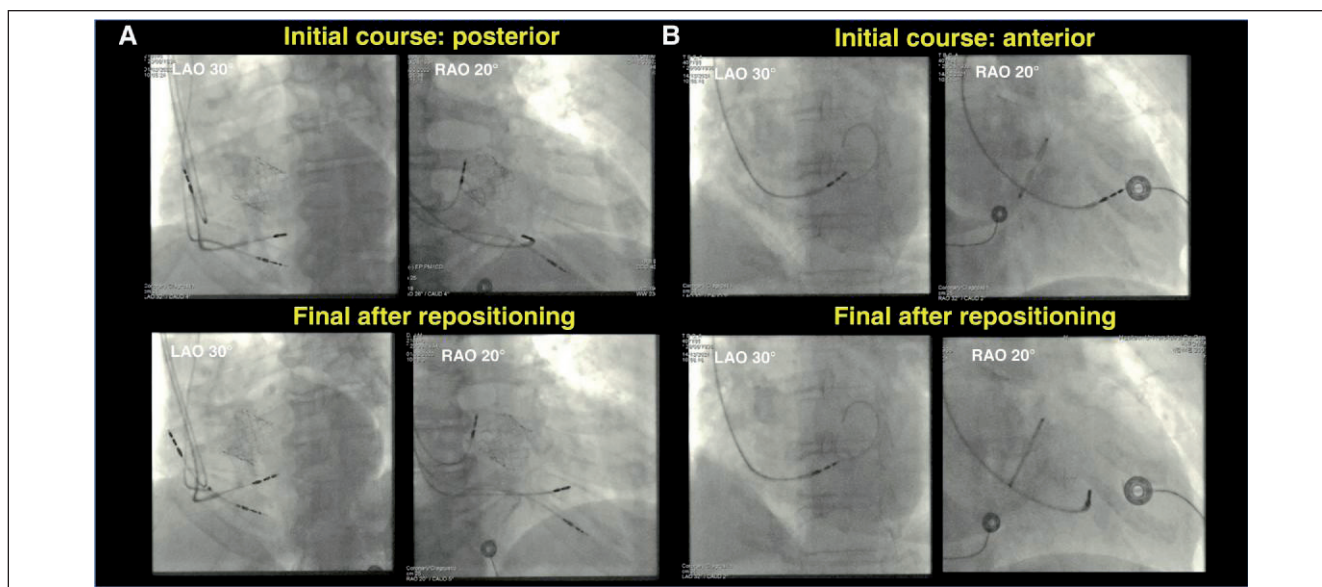
(metoda dvojí elektrody, „dual lead technique“), při níž se nejdříve jedna elektroda fixuje v pozici v Hisově svazku, kde slouží jako referenční bod během implantace druhé elektrody v oblasti LBB. U pacientů s LBBB umožňuje tato metoda vyhledat presystolický fascikulární potenciál na elektrodě pro LBBAP, pokud HBP koriguje poruchy převodu vzruchů.⁶³ První elektroda se později z oblasti Hisova svazku vytáhne a implantuje do síně.

U pacientů s dilatovanými pravosrdečními oddíly je možné upravit zaváděcí sheath *in situ*, aby se zabránilo jeho zalomení, nebo lze pro lepší stabilitu a delší dosah použít zkrácený katétr pro koronární sinus.⁶⁴ Již byla provedena implantace elektrody pro LBBAP pomocí elektroanatomického mapování,^{64,65} které se může osvědčit v náročných anatomických podmínkách.

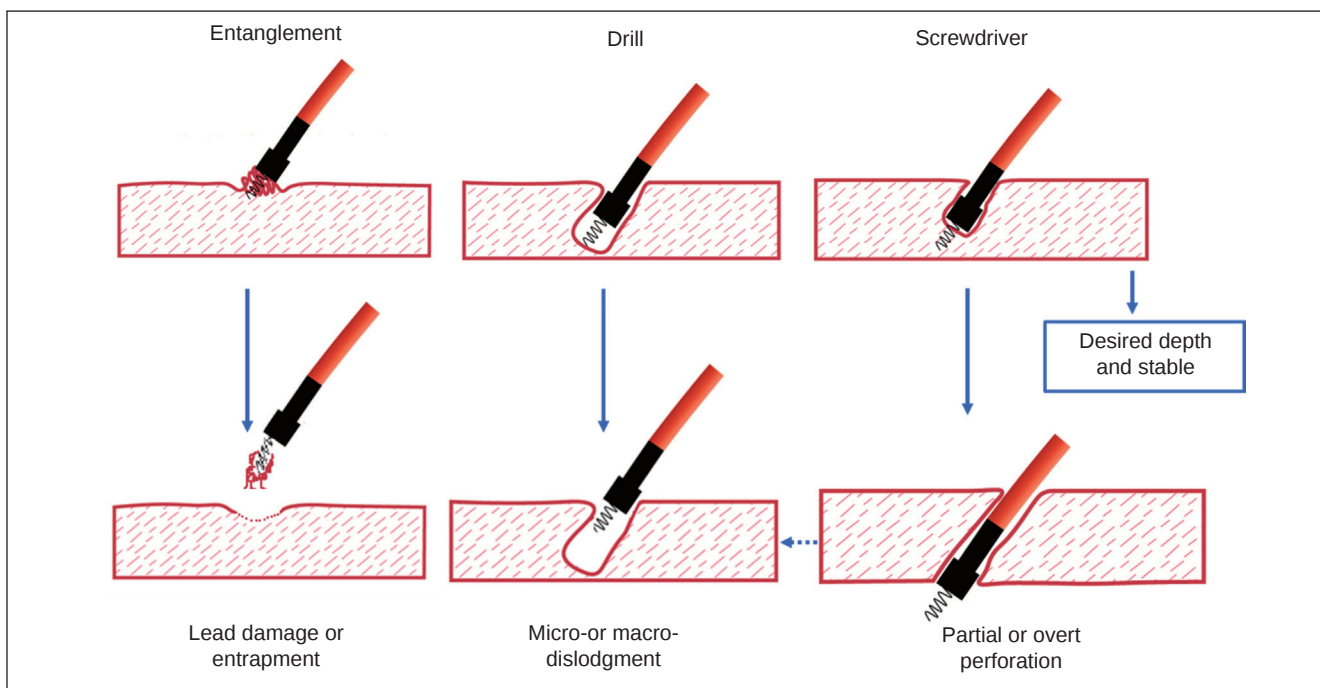
Průnik do mezikomorového septa

Jedná se o klíčovou část výkonu umístění elektrody pro LBBAP. Hned po vyhledání cílového místa pro průnik do mezikomorového septa je nutno přiložit zaváděcí sheath, mírně natočený proti směru hodinových ručiček, kolmo k mezikomorovému septu. Orientaci elektrody lze potvrdit v 30–40° levé přední šikmé (left anterior oblique, LAO) projekci. V této projekci by měla být elektroda orientována v úhlu 10–40° (obvykle 20–30°) k horizontální rovině (viz obr. 14). Vzhledem k zakřivení septa může být místo horního vstupu natočeno vodorovněji a dolní místo svisleji.

Při problémech se zaváděním elektrody (kvůli posteriornímu průběhu – viz obr. 15A), případně pokud se ve svodu V₁ neobjeví žádný terminální kmit r nebo kmit R, ani se nezmění V6RWPT, i přes zdánlivé posouvání elekt-



Obr. 15 – Význam RAO projekce pro posouzení problémů s orientací elektrody, která může vypadat přiměřená v LAO projekci (horní panely) a po přemístění (dolní panely) u dvou pacientů. (A) Pacient bez zjevného průniku elektrody v LAO projekci, s bazální orientací elektrody prokázanou pomocí RAO projekce. (B) Jiný pacient se zdánlivým průnikem elektrody v LAO projekci, avšak bez terminálního kmitu R ve svodu V₁ a beze změny V6RWPT; antero-apikální orientaci elektrody prokázala RAO projekce.



Obr. 16 – Chování elektrody při průniku septem pro LBBAP. Jak efekt vrtačky, tak efekt šroubováku může mít za následek perforaci.

rody (kvůli anteriornímu průběhu – viz obr. 15B), může být vhodné zkontrolovat orientaci elektrody v RAO projekci.

Elektrodou je nutno rychle otáčet a současně ji opatrně posouvat vpřed. Elektrody bez vnitřního lumen se zavádějí do septa samy s pohyby těla, zatímco větší elektrody SDL mohou vyžadovat o něco větší tlak.

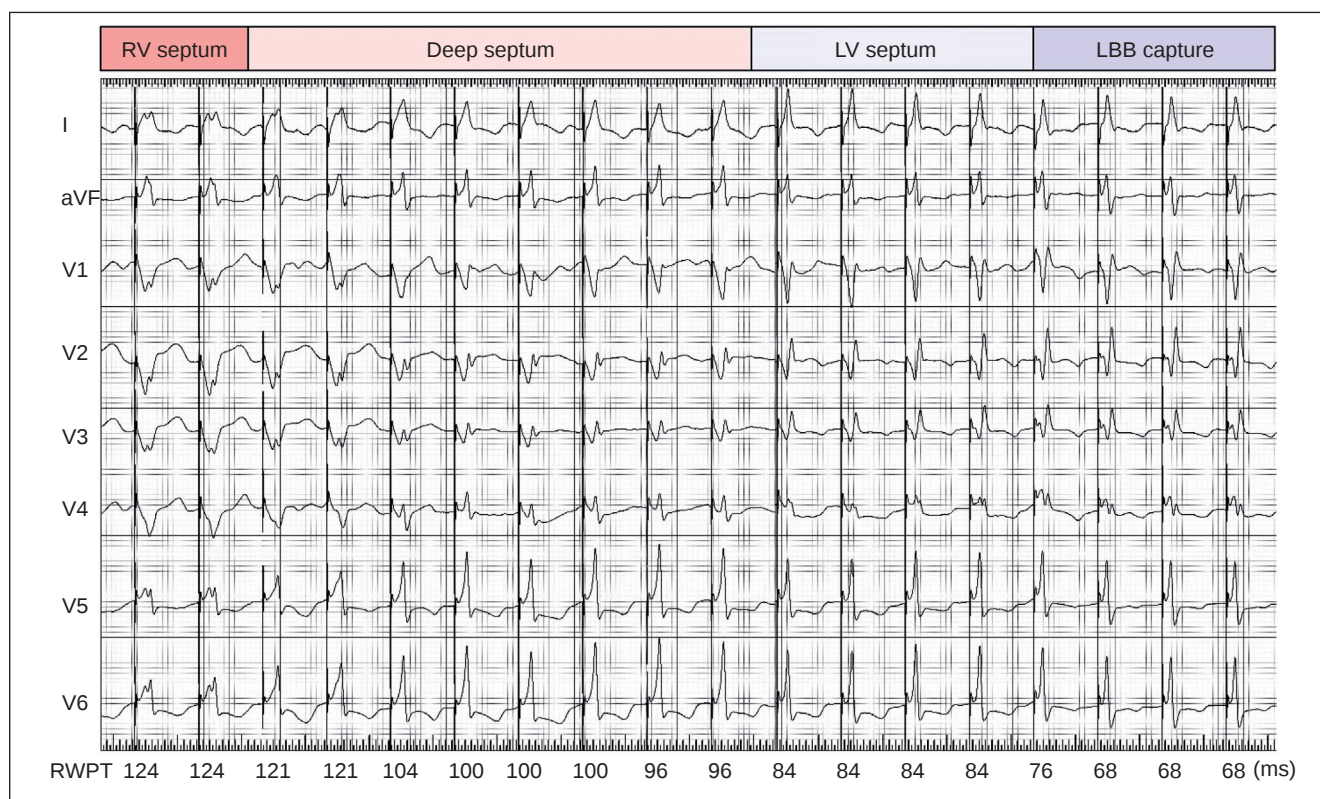
Správné umístění elektrody usnadňuje sledování jejího chování během rotací (viz obr. 16). Žádoucí hladký průnik elektrody do septa se označuje termínem „šroubovákový efekt“ („screwdriver effect“) (viz video S5).⁶⁶ Pokud lze pozorovat po prvních rotacích významný nárůst točivého momentu, je obvykle příčinou „zamotání“ (entanglement) endokardu s malou nadějí, že elektroda do septa skutečně pronikne. Pokud se i tak operátor dál snaží proniknout endokardem, může se stát, že bude obtížné elektrodu vyprostit, aby ji bylo možno přemístit bez poškození šroubu (viz video S6). Pokud elektroda postupuje – i přes intenzivní otáčení jejím tělem – vpřed jen pozvolna, dochází k nežádoucímu „efektu vrtačky“ (viz video S7). Výsledkem je jakýsi tunel neumožňující řádnou fixaci elektrody šroubem ve tkáni; následně tak může dojít k její dislokaci. Při zjištění „efektu vrtačky“ je nutno buď změnit místo na septu, nebo zvýšit před dalším otáčením elektrodou tlak na elektrodu.

Při obtížném průniku do septa je nutno zkontrolovat správnou orientaci (natočení) zaváděcího sheathu a elektrody; elektrodu lze přemístit o 1–2 cm superiorně, inferiorně nebo apikálně. Tlakem na sheath může dojít k nadměrnému prohnutí proximálního zakřivení; zároveň se snižuje přenos točivého momentu na hrot elektrody. Po ukotvení elektrody několika otočkami při současném zachování zkrutu proti směru hodinových ručiček pro udržení potřebného kontaktu a stability se mírným potažením za sheath proximální část zakřivení narovná (ideálně na < 90°); usnadní se tak otáčení elektrodou a její průnik

do septa. Aplikace kontrastní látky zaváděcím katétre pro vizualizaci zakřivení septa může pomoci optimalizovat kolmou orientaci elektrody (viz obr. 14). Jak ukázaly údaje z registru MELOS,⁷ průnik do septa s instrumentáři dostupným v současnosti může stále ještě představovat náročný úkol, zvláště u pacientů se srdečním selháním, nejspíše v důsledku zvětšení srdečních oddílů, nepříznivé orientace septa a fibrózy.

Hloubku zavedení elektrody lze určit různými způsoby (často je pro přesné stanovení hloubky umístění elektrody zapotřebí použít více než jednu metodu):

- (1) *Kontinuální skiaskopie v 30–40° LAO projekci* je sice užitečná, ale průnik elektrody je často velmi obtížně rozpoznatelný. Samotnou touto metodou nelze spolehlivě určit hloubku umístění elektrody.
- (2) *Morfologie stimulovaného komplexu QRS při unipolární konfiguraci*. Zatímco elektroda prostupuje septem zprava doleva, komplex QRS se zužuje, na záznamu se ztrácejí zářezy, ve svodu V₁ se objevuje Qr/qR/rsR'/R a V6RWPT se postupně zkracuje (obr. 17). Když se ve svodu V₁ objeví terminální kmit R svědčící o zpožděné aktivaci PK, je nutno šroubování elektrody přerušit a posoudit EKG kritéria pro LBBP popsaná podrobně níže. Za ideálních podmínek je vhodné ponechat kontinuální stimulaci během šroubování, což lze snadno provést při použití SDL připojením katody krokodýlovou svorkou na stýlet.⁶⁷ Ve vývoji jsou otočné adaptéry pro použití s elektrodou bez vnitřního lumen 3830.^{68,69}
- (3) *Fixační komorové stahy*. Jedná se o předčasnou komorovou depolarizaci, vyvolanou mechanickým poškozením během průchodu elektrody mezikomorovým septem; lze je pozorovat v 59–96 % při-



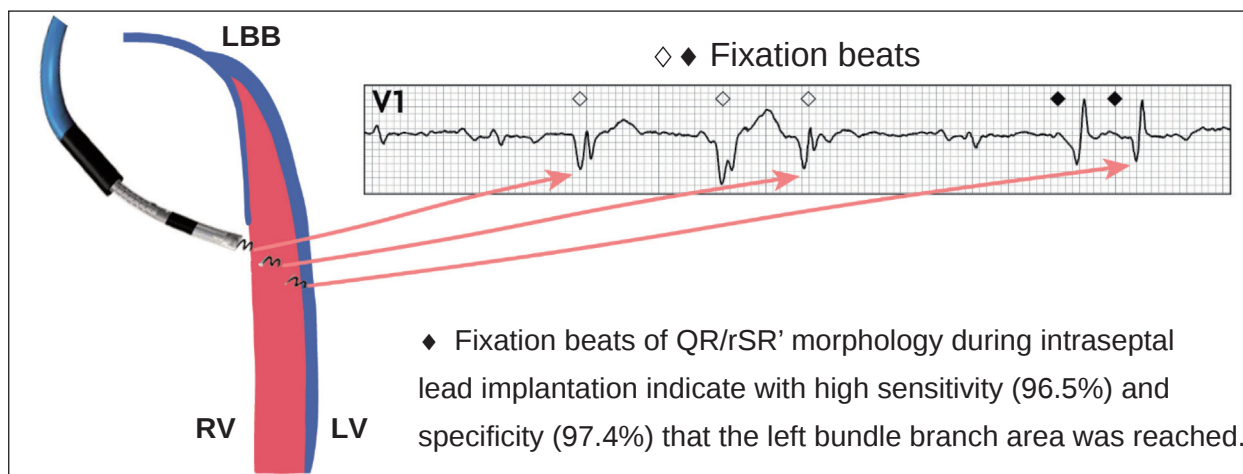
Obr. 17 – Pacemapping hloubky umístění elektrody v septu. Kontinuální stimulace během umísťování elektrody do septa umožňuje monitorovat neustálé změny morfologie stimulovaného komplexu QRS a hloubky umístění elektrody v septu. Pro komplex QRS při stimulaci z pravokomorového septa jsou charakteristické zářezy v bočních svodech, morfologie tvaru „W“ ve svodu V, a doba do vrcholu kmitu R (R-wave peak time, RWPT) ve svodu V₆ > 120 ms. Komplex QRS při stimulaci z hloubky septa je užší a v bočních svodech nemá zářezy, zářez ve svodu V₁ postupuje směrem ke konci komplexu QRS, a V₆RWPT je obvykle v rozmezí 120–95 ms. QRS při stimulaci v blízkosti oblasti levého Tawarova raménka (levokomorové septum) je charakterizován pozitivní terminální složkou ve svodu V₁, pseudo-delta vlnou ve svodech V₅–V₆ a V₆RWPT 95–80 ms. Komplex QRS při uchvácení LBB je charakterizován hlubším kmitem S ve svodech I, V₅–V₆, výraznějším kmitem R ve svodech V₁–V₃; V₆RWPT je obvykle < 80 ms. Uchvácení LBB v uvedeném příkladu bylo potvrzeno jak hodnotou V₆RWPT < 74 ms, tak přechodem na selektivní uchvácení (nezobrazeno).

padů.^{70–72} Morfologie těchto stahů poměrně přesně odpovídá skutečné hloubce umístění hrotu elektrody a stimulovanému komplexu QRS z daného místa. Předčasné stahy s terminálním r nebo kmitem R ve svodu V₁ mohou signalizovat, že je nutno přerušit otáčení elektrodou a zkontrolovat EKG kritéria, protože elektroda se blíží k oblasti levého subendokardu, případně jí již dosáhla.^{70,71} Příklad lze nalézt na obrázku 18. Ektopické komorové stahy se mohou shodovat se selektivním uchvácením LBB (se zaobleným R' ve svodech aVR a V₁); hovoří se o nich jako „M“ stazích.^{69,72} Fixačním stahům vycházejícím z převodní tkáň mohou předcházet fascikulární/LBB potenciály, což je zvláště užitečné zejména u pacientů s LBBB, (kdy se presystolické potenciály během převedených cyklů nezobrazují).

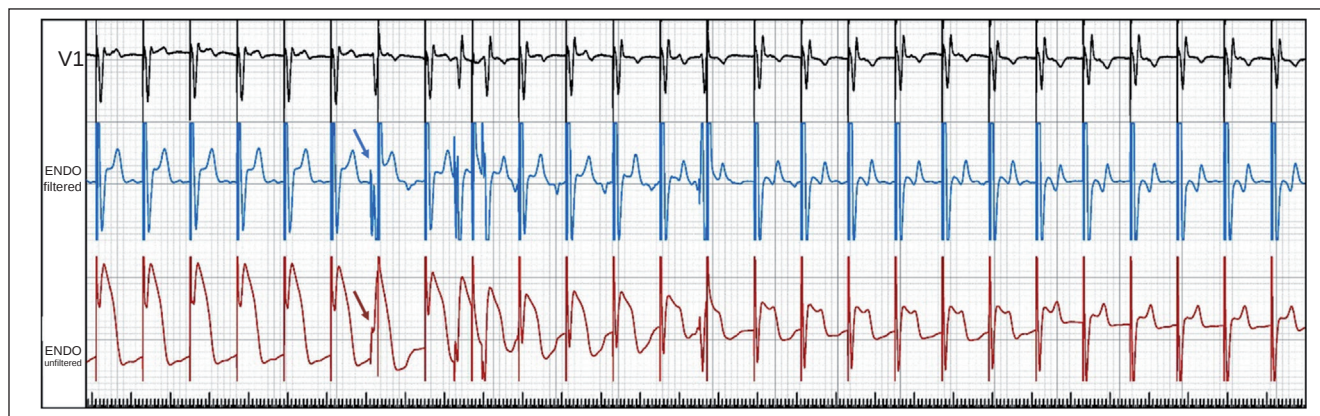
- (4) *Impedance při stimulaci v unipolární konfiguraci.* Impedance se obvykle zvyšuje a následně s přibližováním elektrody k endokardu LK klesá. Opatrnosti je třeba, když se její hodnoty blíží 500 Ω nebo impedance klesne o 200 Ω. Je nutno mít na paměti, že impedance při stimulaci závisí nejen na převodu elektroda/tkáň, ale i na spojích a kabelech, a může se mezi jednotlivými laboratoři lišit. Prudké zvý-

šení impedance u standardních elektrod signalizuje retrakci extenzibilního helixu.

- (5) *COI myokardu.* Po počátečním zvýšení amplitudy (přibližně na 20–35 mV) následuje poté, co elektroda dosáhne oblasti subendokardu LK, pokles snímaného COI na průměrných přibližně 10–12 mV (obr. 19).^{73,74} Vysoká hodnota COI ujišťuje operátora, že lze ještě znovu otočit elektrodou, aby se bezpečně dosáhlo uchvácení LBB nebo optimálnějšího komplexu QRS. Proto se při jednoznačném poklesu amplitudy COI (podle našich zkušeností přibližně na 5 mV) doporučuje při dalším šroubování elektrody opatrnost (viz oddíl o komplikacích). Hodnota COI může během deseti minut prudce klesnout a být doprovázena příznivějšími prahovými hodnotami aktivace, pokud ty byly původně zvýšené.⁷³ COI je nutné posuzovat během unipolárního sensingu, ale její pokles lze zaznamenat i během stimulace (obr. 19).⁷⁵ Při bipolárním sensingu může dojít ke snížení COI, případně může COI úplně vymizet, to však není z patofyziologického hlediska významné.
- (6) *Vizualizace LBB i fascikulárního potenciálu.* Tyto potenciály se nezobrazují u všech pacientů, pokud však jsou přítomny, znamenají dosažení oblasti



Obr. 18 – Fixační (neboli „template“) stahy různých morfologií odrážejících hloubku průniku elektrody. Přetištěno z Heart Rhythm, 18, Jastrzebski M, Kielbasa G, Moskal P, Bednarek A, Kusiak A, Sondej T et al. Fixation beats: a novel marker for reaching the left bundle branch area during deep septal lead implantation, 562–569, © 2020 Heart Rhythm Society, se souhlasem poskytnutým vydavatelstvím Elsevier.⁷⁰

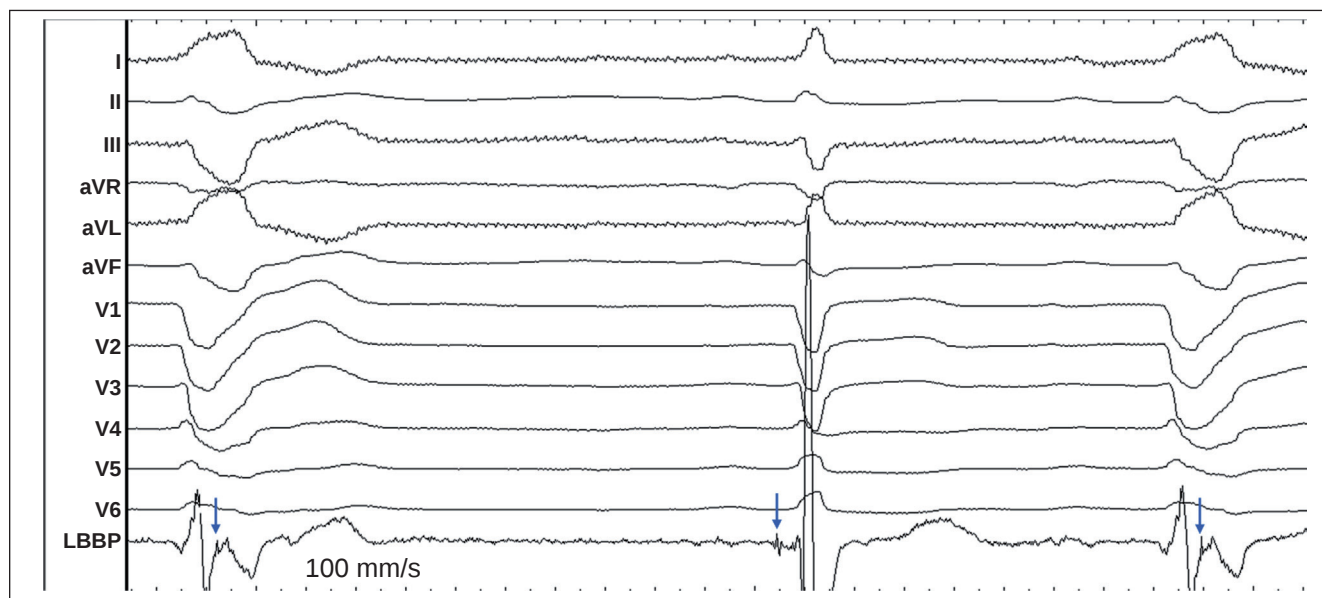


Obr. 19 – Proud z poškození (COI) myokardu při průniku elektrody. Výtisk s 15sekundovým záznamem endokardiálních signálů z hrotu elektrody, detekovaných během implantace elektrody při LBBAP při kontinuální/nepřetržitě stimulaci při 100 tepech/minutu. Bezprostředně po předčasném fixačním komorovém stahu, kterému předcházela potenciál Purkyňových buněk (šipka), došlo k nápadnému poklesu COI stimulovaného myokardu. Jak pokles COI, tak potenciál Purkyňových buněk představují cenné markery, které dokazují, že hrot stimulační elektrody dosáhl subendokardiální oblasti mezikomorového septa a je nutno okamžitě přestat elektrodou otáčet. V zobrazeném případě se elektrodou dále otáčelo a došlo k dalšímu snížení COI (< 4 mV a < 25 % vlny V), které ukazuje na bezprostřední hrozbu perforace. Endokardiální signály (ENDO) ze stimulační elektrody byly získány v unipolárním modu a jsou zobrazeny jako filtrované (30–100 Hz) a nefiltrované (0,1–500 Hz). Rychlost posunu papíru 12,5 mm/s. Přetištěno se souhlasem poskytnutým vydavatelstvím John Wiley and Sons/Jastrzebski, et al., 2022. © 2022 Wiley Periodicals.⁷⁵

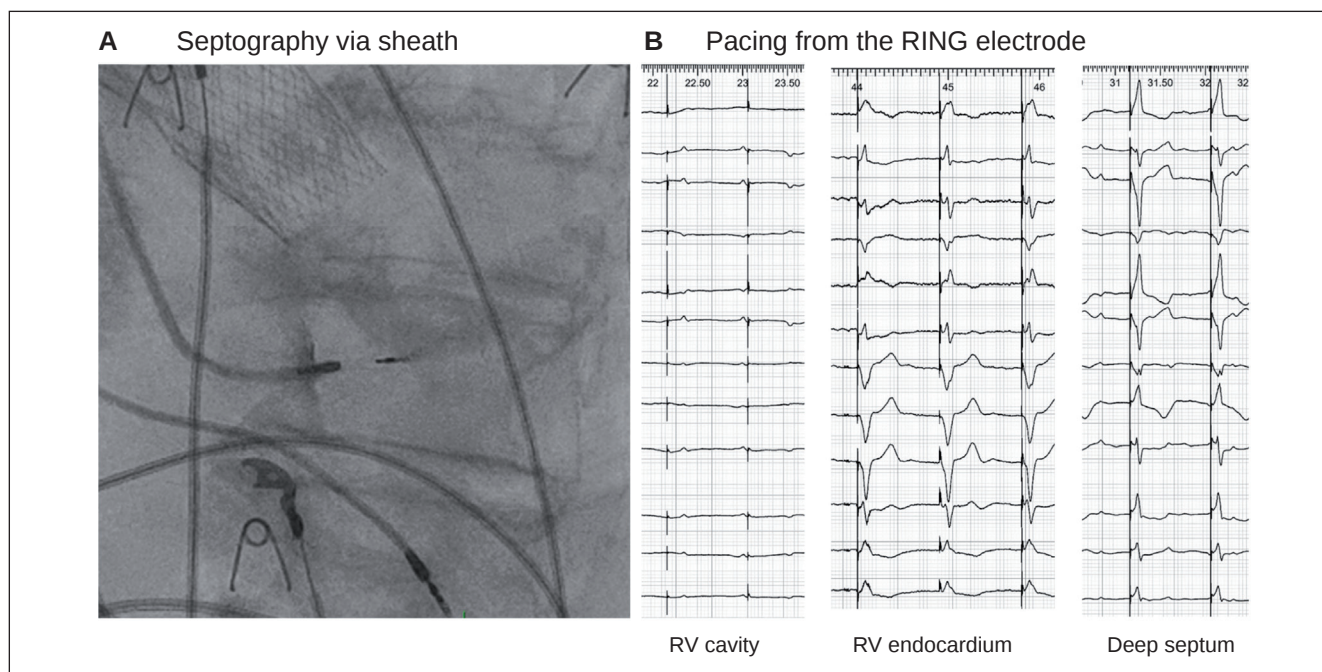
subendokardu a další případné rotace (např. kvůli snížení prahové hodnoty uchváčení) je nutno provádět s maximální opatrností, protože v opačném případě by mohlo dojít k perforaci septa. Přítomnost COI LBB či fascikulárního potenciálu znamená, že dále se už nesmí elektrodou otáčet.²³ V případě LBBB se presystolické LBB / fascikulární potenciály zobrazují pouze při intermitentní LBBB,⁷⁶ v případě fixačních stahů vycházejících z převodní tkáně,⁵² nebo při použití „metody dvojí elektrody“ při korektivní HBP (viz oddíl 5.1). V některých případech lze nicméně zobrazit retrográdní nebo zpožděný fascikulární potenciál na komorovém elektrogramu (viz obr. 20).

V registru studie MELOS byl LBB/fascikulární potenciál zachycen u 26,4 % pacientů,⁷ avšak až v 98,3 % případů ve skupinách s proximálnějším zamýšleným místem implantace.²³

- (1) Aplikace kontrastní látky zaváděcím katétreem pro ohraničení septa může poskytnout hrubou představu o hloubce umístění elektrody (obr. 21).⁵² I pouhé zasouvání zaváděcího sheathu k septu poskytuje jistou představu o hloubce umístění elektrody.
- (2) Uchváčení při katodální stimulaci z ringu elektrody ukáže, že elektroda do jisté míry prošla septem (obr. 21). Stejně jako při aplikaci kontrastní látky – v důsledku různých tloušťek septa a šikmého umístění elektrody – to však pouze málo informuje o blízkosti k oblasti LBB (přes známý odstup mezi jednotlivými částmi hrotu stimulační elektrody).
- (3) „Hinge point“ elektrody představuje nepřesný marker hloubky umístění elektrody, protože leží blízko ringu elektrody a neposkytne žádnou představu o hloubce usazení hrotu elektrody. Pokud však lze hrotem elektrody zakývat, znamená to, že elektroda zatím neprošla do tkáně příliš hluboko.



Obr. 20 – Stimulace levého Tawarova raménka u pacienta s LBBB, s elektrogramy pořízenými při vlastním rytmu převáděném přes AVN. Fascikulární potenciál (šipky) je zobrazen v komorovém elektrogramu během LBBB (první a poslední cyklus) a předchází systole, když se komplex QRS po pauze zužuje (po předčasném síňovém stahu, zde nezobrazeném). Přetištěno pod licencí Creative Commons CC BY 4.0, z publikace Kaddour et al.⁷⁷



Obr. 21 – (A) Aplikace kontrastní látky zaváděcím sheathem za účelem ohrazení povrchu endokardu a hloubky průniku elektrody to septa. (B) Informace o hloubce průniku poskytne i stimulace přes ring elektrody.

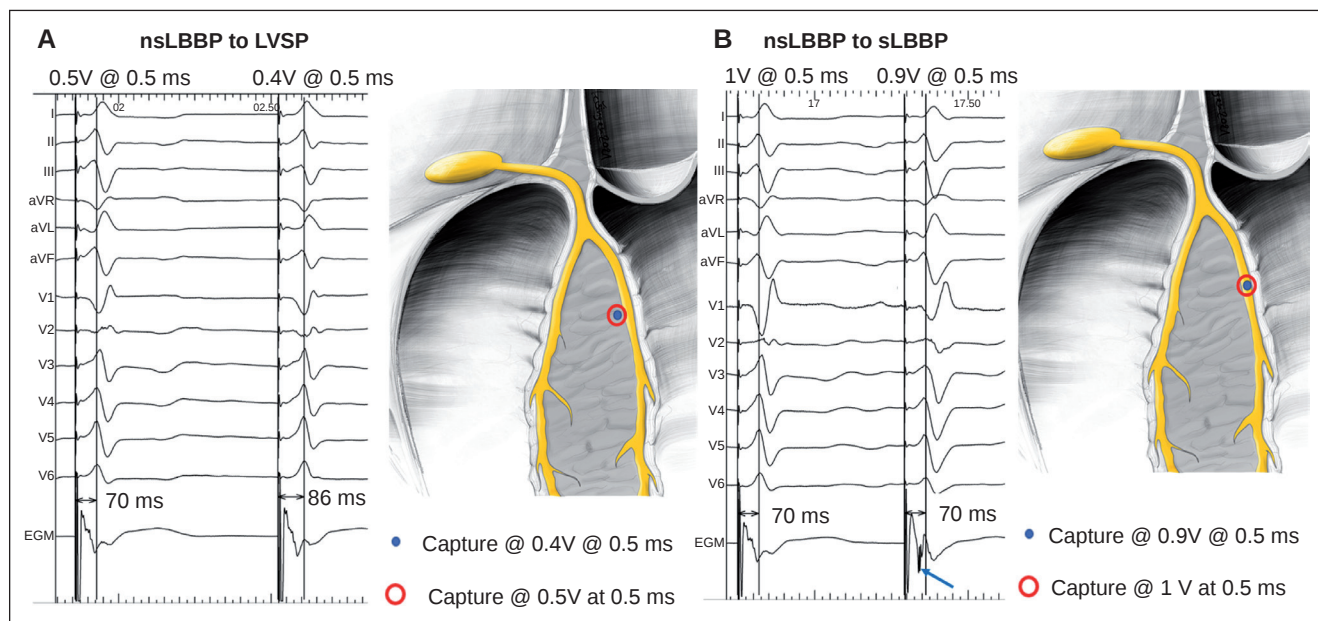
Potvrzení uchvácení levého převodního systému a kontrola elektrických parametrů

Odlišit od sebe různé typy uchvácení je při LBBAP mnohem složitější než při HBP a jejich význam pro klinickou praxi je méně zřejmý. I bez přímého uchvácení LBB může po uchvácení myokardu dojít k nepřímé aktivaci levého převodního systému, pokud je stimulační elektroda v oblasti endokardu levokomorového septa. Zobrazení potenciálu LBB nebo fascikulárního potenciálu nutně neznamená,

že k uchvácení převodního systému dojde při nízkých prahových hodnotách, a naopak že k uchvácení převodního systému s vynikajícími hodnotami stimulačního prahu může dojít i bez přítomnosti potenciálu.

Na následujících řádkách jsou shrnuty nejužitečnější metody pro potvrzení uchvácení LBB; podrobně jsou popsány v jiných dokumentech.^{45,78,79}

(1) *Změna morfologie komplexu QRS* je zlatým standardem pro potvrzení uchvácení. K průkazu změn



Obr. 22 – (A) Přechod mezi ns-LBBP a uchvácením pouze myokardu při LVSP s hodnotami 0,5V@0,5 ms. Pro tento typ přechodu je charakteristické prodloužení V6RWPT, snížení amplitudy terminálního kmitu R/r ve svodu V₁, a obvykle vymizení kmitu S ve svodech I/V₆ během uchvácení myokardu, avšak bez významné změny lokálního komorového signálu EGM. (B) Přechod mezi ns-LBBP a s-LBBP při hodnotách 1V@0,5 ms. Pro tento typ přechodu je charakteristické prodloužení komplexu QRS (měřeno od stimulačního artefaktu). Během s-LBBP obvykle dochází ke změně morfologie komplexu QRS z QR/qR na rSR ve svodu V₁ (se zaokrouhlením R') a k rozvoji hlubšího kmitu S ve svodech I/V₆, bez změny V6RWPT. V komorovém signálu EGM se během s-LBBP objevuje diskretní místní komorový potenciál (modrá šipka), která ukazuje, že stimulace lokálního myokardu již není přítomna. Pozměněno, se svolením Filipa Plesingera.

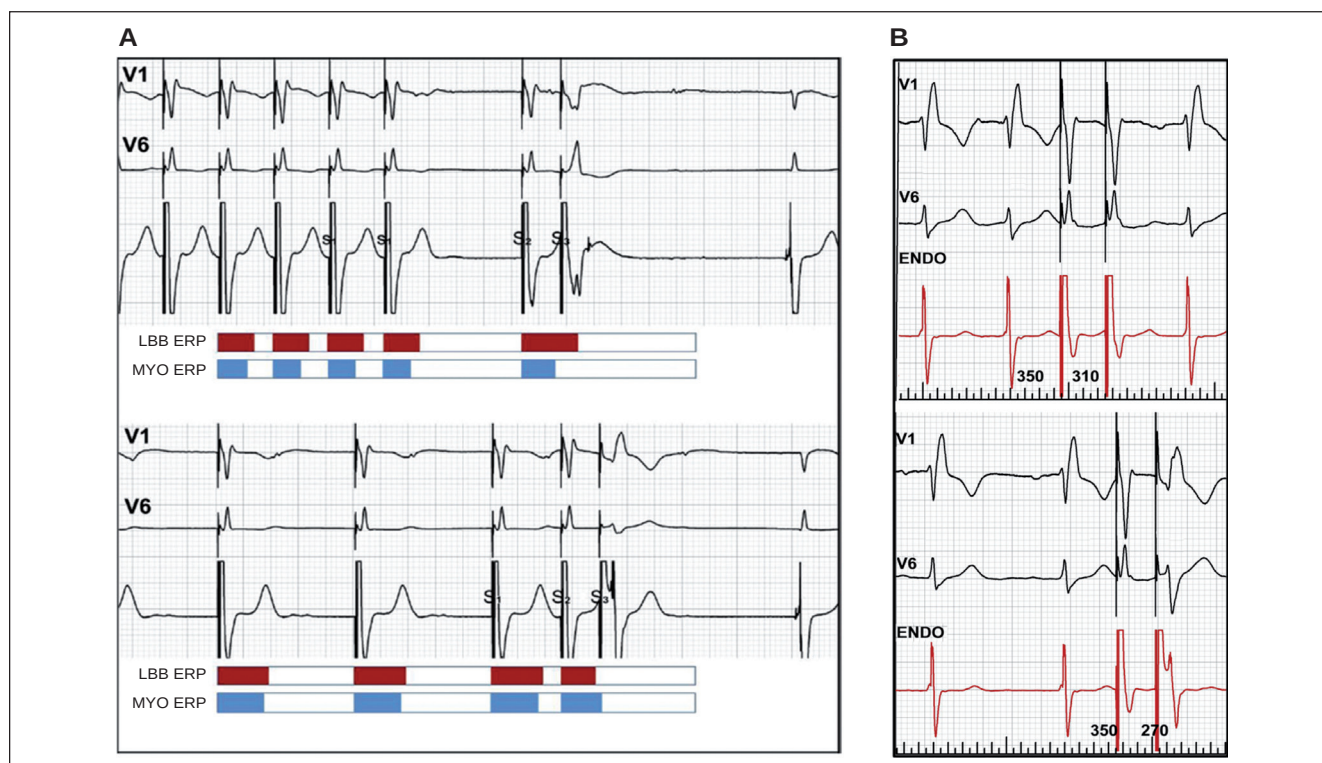
morfologie komplexu QRS slouží rozdíly v excitabilitě (prahový test) a/nebo refrakternosti (programovaná stimulace) mezi převodním systémem a myokardem.

- (a) *Test stimulačního prahu.* Pro potvrzení uchvácení se jako první metoda doporučuje stimulace se snižováním napětí;⁵² test je nutno provést v unipolární konfiguraci, aby se předešlo tranzicím v morfologii komplexu QRS v důsledku anodální stimulace. Amplituda stimulačního výdeje se zvolna zmenšuje z vysoké hodnoty (5–10 V/0,5 ms), jako průkaz prahu slouží přechod od současného uchvácení LBB a myokardu septa (ns-LBBP) k selektivnímu uchvácení buď pouze LBB (s-LBBP), nebo pouze myokardu septa (LVSP) – viz obr. 22. Pokud se tranzice nezjistí, je test neprůkazný, protože prahové hodnoty uchvácení LBB a myokardu septa mohou být téměř stejné. Tato metoda má vyšší diagnostický výnos, pokud se použije okamžitě po umístění elektrody, protože prahová hodnota u myokardu je přechodně zvýšená akutním poškozením tkáně. V registru MELOS bylo toto poškození tkáně pozorováno pouze u 26,4 % pacientů s LBB/fascikulárním uchvácením,⁷ ale s-LBBP byla popsána až u 75,4 % pacientů při implantaci (a u 30,9 % při kontrolních vyšetřeních) na proximálnějších místech zamýšlených pro LBBP.⁶³

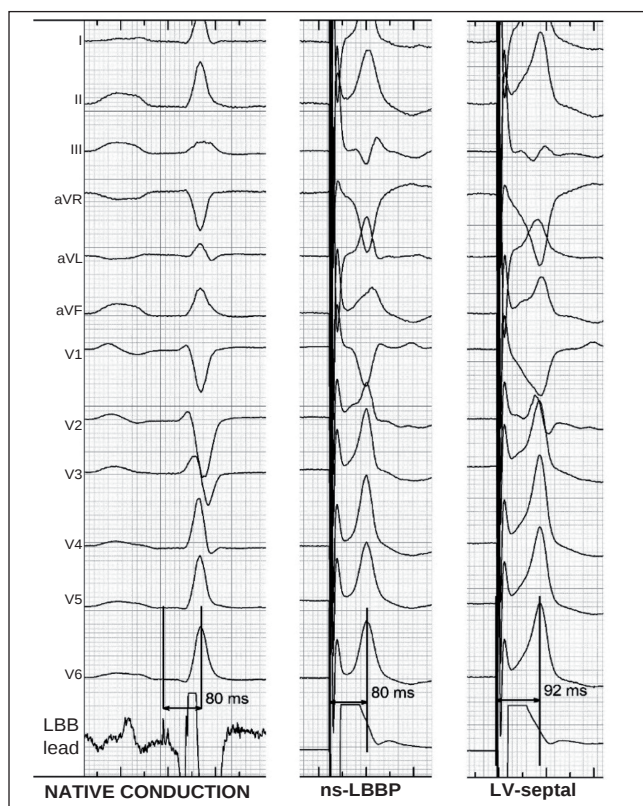
- (b) *EKG kritéria založená na fyziologii.* S uchvácením převodního systému během LBBAP se musí zpoždění potenciálu LBB vůči V6RWPT při vlastním rytmu rovnat zpoždění stimulu vůči V6RWPT během stimulace (obr. 24). I když vezmeme v úvahu možné odchylky v měření, má rozdíl < 10 ms pro potvrzení

uchvácení převodního systému senzitivitu 88,2 % a specifitu 95,4 %.⁸³ Pro zvýšení užitečnosti této metody pro sledování ztráty uchvácení LBB během sledování pacienta se doporučuje zahrnout údaj o intervalu mezi tímto potenciálem a V₆ do zprávy o implantačním výkonu.

- (2) Hodnota V6RWPT se často používá jako zástupce zpoždění aktivace boční stěny LK. Nicméně doba lokální depolarizace se přesněji určuje podle maximální hodnoty dV/dT (což není praktické, protože její stanovování vyžaduje použití speciálního softwaru). Při vlastním rytmu s úzkým komplexem QRS je V6RWPT < 50 ms, zatímco při LBBB se jeho hodnota zvýší na > 60 ms. Během CSP platí stejná pravidla. Měření se provádí od stimulačního impulsu do vrcholu kmitu R ve svodu V₆. Pro potvrzení uchvácení komorové tkáně je nutno k oněm 50 ms V6RWPT připočíst latenci v důsledku aktivace převodní tkáně (přibližně 30 ms, během níž v důsledku uchvácení myokardu lze vidět pseudo-delta vlnu). U pacientů s úzkým komplexem QRS nebo s izolovanou RBBB byla V6RWPT < 74 ms pro uchvácení LBB 100% specifická (i když senzitivita pouze ze 40 %), zatímco mezní hodnota ≤ 80 ms byla u pacientů s LBBB, NIV-CD a s náhradním rytmem se širokým komplexem QRS 100% specifická.⁸³ V praxi lze používat mezní hodnoty < 75 ms,⁷⁹ resp. < 80 ms. Kvůli variabilitě V6RWPT a nízké senzivitě mezních hodnot, zvláště u pacientů s poruchami převodu, je pro potvrzení uchvácení v případě prodlouženého V6RWPT vhodné použít ještě další metody. Přitom je třeba mít na paměti, že V6RWPT jako parametr byl primárně hodnocen u pacientů s dominantním kitem R ve svodech V₅/V₆,

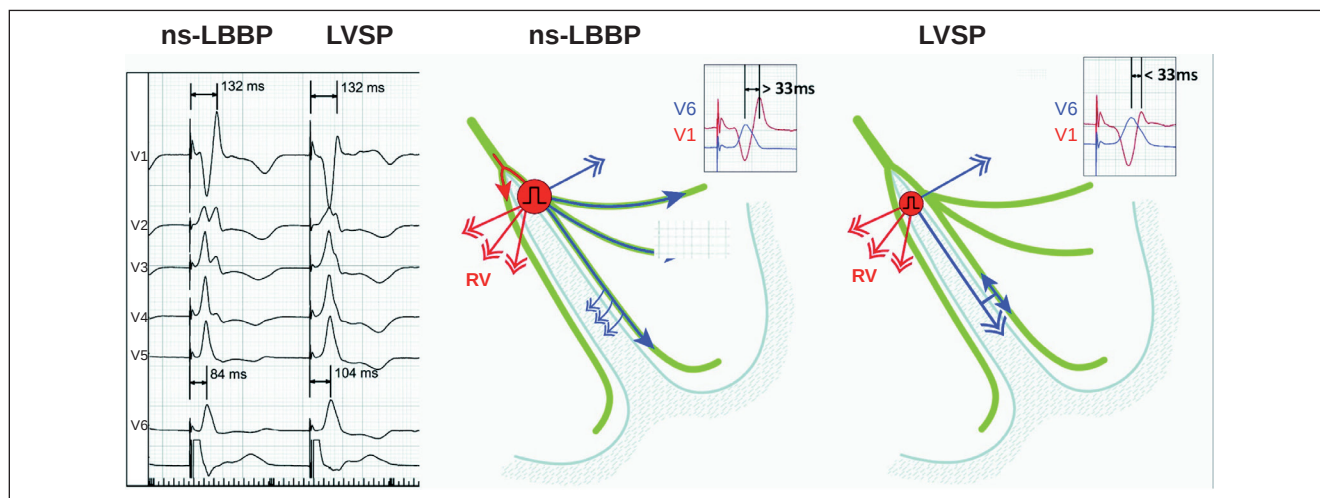


Obr. 23 – Programovaná stimulace oblasti levého Tawarova raménka (left bundle branch, LBB). (A) Odpověď při stimulaci myokardu a při selektivní stimulaci LBB u jednoho a téhož pacienta. *Horní panel:* rychlá stimulace zkracuje refrakternost myokardu septa; následně dlouhá pauza (S2) prodlužuje refrakternost LBB; proto se podle S3 stal myokard excitabilním, ale LBB refrakterní (následuje myokardiální odpověď). *Dolní panel:* pomalá stimulace prodlužuje refrakternost myokardu; pak stimulace S2 s krátkým vazebným intervalem zkrátí refrakternost LBB; následně přichází stimulace S3, kdy se myokard stal refrakterním, ale LBB excitabilní (následuje selektivní odpověď). Přetištěno se souhlasem poskytnutým vydavatelstvem John Wiley and Sons/Jastrzebski, 2020. © 2020 Wiley Periodicals.⁸² (B) Dva extrastimuly vydané do vlastního rytmu. *Horní panel:* žádná změna morfologie komplexu QRS při S2 s vazebným intervalem 320 ms. *Dolní panel:* při S2 s vazebným intervalem 270 ms lze pozorovat selektivní odpověď (poznámka: i rozštěpení signálu v endokardiálním kanálu).

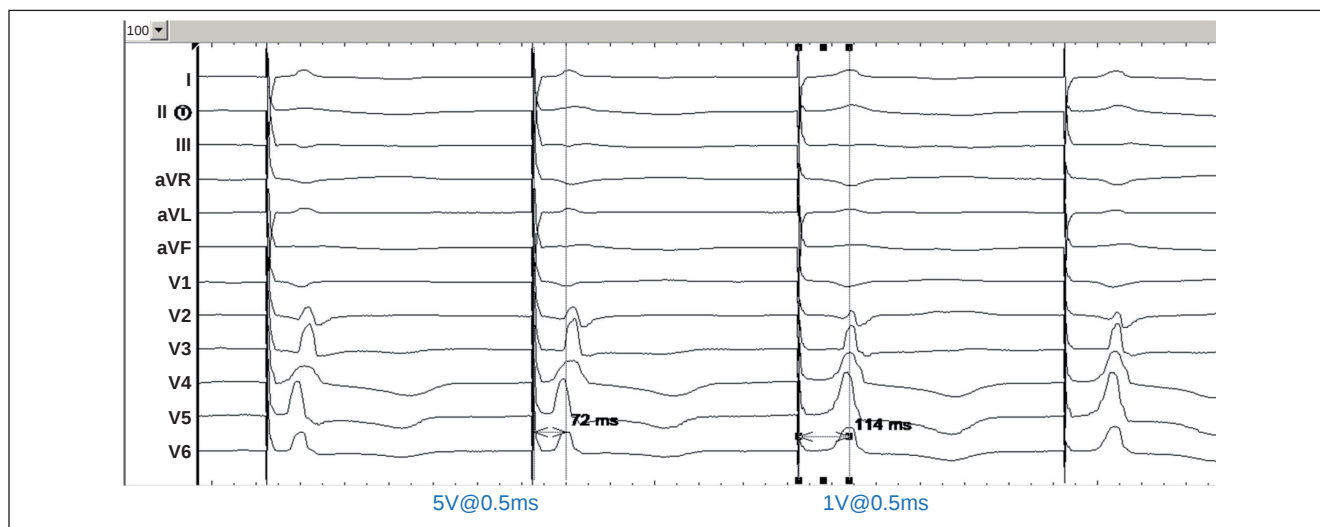


- a není jasné, zda lze podobné mezní hodnoty použít v případě vzoru rS na uvedených svodech.
- (3) *Měření intervalu mezi vrcholy ve svodech V_6-V_1 .* Vzhledem ke značné počáteční latenci nebo celkovému zpomalení přechodu vzhledem k falešně negativním hodnotám kritéria V6RWPT je tato poslední metoda obzvláště užitečná u pacientů s dlouhým V6RWPT. Kritérium intervalu V_6-V_1 se používá pro hodnocení aktivace LK jako reference specifická pro každého pacienta (vrchol kmity R ve svodu V_1 jako odraz aktivace PK) a je méně ovlivněno poruchou srdečního převodního systému než V6RWPT (obr. 25). Optimální mezní hodnota je > 33 ms (což bylo ověřeno v jiném samostatném článku⁸⁴), se senzitivitou 71,8 % a specifitou 90,0 % pro uchycení LBB, přičemž hodnota > 44 ms byla 100% specifická.²⁰ Přitom je třeba mít na paměti, že V6RWPT jako parametr byl primárně hodnocen u pacientů s dominantním kmitem R ve svodech V_5/V_6 , a není jasné, zda lze podobné mezní hodnoty použít v případě vzoru rS na uvedených svodech

Obr. 24 – Aktivační časy (fyziologický i stimulovaný) levé komory jsou při uchycení převodního systému stejné. Interval od signálu LBB do V6RWPT je 80 ms, stejně jako interval stimulus-V6RWPT během ns-LBBP. Naproti tomu při ztrátě uchycení LBB je interval stimulus-V6RWPT o > 10 ms delší než při vlastní aktivaci nebo ns-LBBP.



Obr. 25 – Demonstrace účinku ns-LBBP a ztráty uchvácení tkáně převodního systému vedoucí k LVSP s uchvácením pouze myokardu, při intervalu mezi vrcholovými signály ve svodech V_6 – V_1 , k němuž došlo během testu stimulačního prahu. Interval do vrcholu kmitu R ve svodu V1 odráží aktivaci PK, která závisí na převodu signálu přes septum a není ovlivněna uchvácením tkáně převodního systému. Hodnota RWPT ve svodu V_6 odráží aktivaci boční stěny levé komory a není ovlivněna ztrátou uchvácení myokardu septa. Proto lze pozorovat při uchvácení převodního systému delší interval mezi svody V_6 – V_1 . Přetištěno pod licencí Creative Commons CC BY 4.0, z publikace Jastrzebski et al.²⁰



Obr. 26 – Náhlé prodloužení V6RWPT při snížení stimulačního výdeje během implantace elektrody LBBAP, ukazující na ztrátu uchvácení převodního systému. Jedno další otočení elektrodou vedlo ke stimulačnímu prahu převodního systému 0,6 V na 0,5 ms. Pověšměte si, že ostatní změny morfologie komplexu QRS jsou nepatrné, a přes uchvácení převodního systému chybí ve svodu V_1 terminální kmit r nebo R.

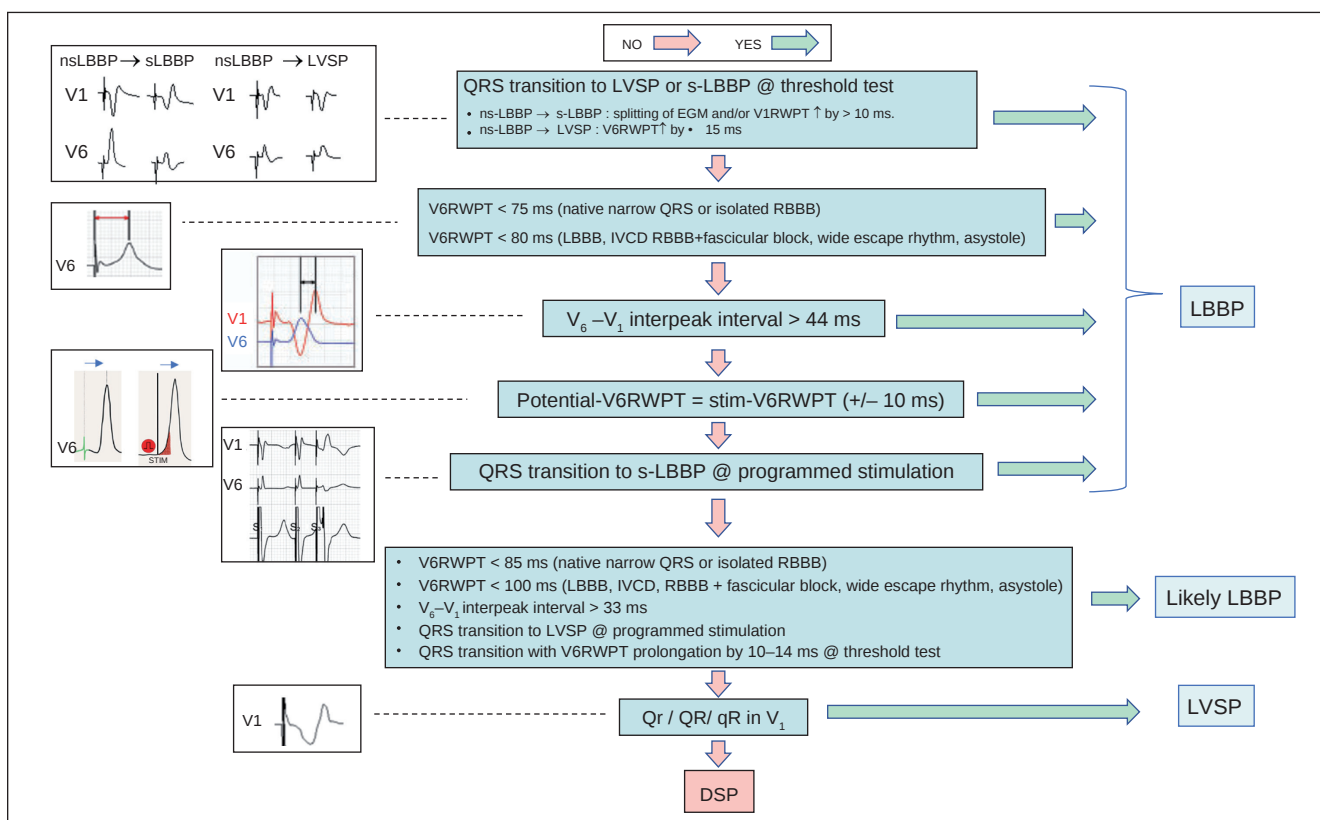
(4) *Náhlé prodloužení V6RWPT ≥ 15 ms při sníženém stimulačním výdeji.* Sensitivita tohoto parametru v diagnostice ztráty uchvácení LBB je 82,6 % při 100% specifitě.²⁰ Byla navržena i hodnota > 10 ms,⁷⁹ ta je však v rozmezí interindividuální variability při měření V6RWPT (což je přibližně 12 ms²⁰). Příklad je uveden na obrázku 26.

(5) *Programovaná stimulace nebo „burst/ramp pacing“* může mít diagnostickou hodnotu v případech nejednoznačného výsledku při snižování stimulačního výdeje. Pro získání selektivní odpovědi s S2 nebo S3 se doporučuje používat stimulační protokoly zkracující refrakterní LBB a prodlužující refrakterní myokardu septa.^{80–82} Toho lze dosáhnout maximálně dlouhým cyklem S1 s následně kupletem extras-

timulů s krátkým vazebným intervalem, případně dvěma extrastimuly aplikovanými do vlastního rytmu (obr. 23). *Selektivní odpověď* potvrzuje uchvácení srdečního převodního systému, přičemž *myokardiální odpověď* je kvůli změnám v morfologii komplexu QRS – jež mohou být výsledkem zpoždění převodu v myokardu, bez počátečního uchvácení převodního systému – méně jednoznačná.

Algoritmus potvrzení uchvácení LBB/fasciklů v klinické praxi je uveden na obrázku 27.

Je třeba vědět, že žádná z navržených mezních hodnot není dokonalá – i u parametrů popsanych ve studiích jako 100% senzitivních nebo specifických mohou při zvětšení vzorku existovat výjimky. Dalším důležitou okolností je skutečnost, že hodnoty se liší podle charakteristik



Obr. 27 – Algoritmus pro potvrzení uchvácení převodního systému při LBBAP. Některé z kroků lze – podle preference a zkušeností operátora, nebo proveditelnosti konkrétních měření/manévrů – přeskočit. DSP (deep septal pacing) = stimulace z hloubky septa; IVCD (intra-ventricular conduction delay) = nitrokomorové zpoždění převodu; LBBAP (left bundle branch area pacing) = stimulace oblasti levého Tawarova raménka; LBBB (left bundle branch block) = blokáda levého Tawarova raménka; ns-LBBP (non-selective left bundle branch pacing) = neselektivní stimulace oblasti levého Tawarova raménka; RBBB (right bundle branch block) = blokáda pravého Tawarova raménka; RBBP (right bundle branch pacing) = stimulace pravého Tawarova raménka; RWPT (R-wave peak time) = doba do vrcholu kmitu R; s-LBBP (selective left bundle branch pacing) = selektivní stimulace oblasti levého Tawarova raménka.

jednotlivých pacientů. Hodnota V6RWPT 75 ms tak může u pacientky s malým srdcem a normálním infranodálním převodem představovat LVSP, zatímco hodnota 100 ms u většího pacienta s dilatační kardiomyopatií a blokádou Tawarova raménka může ukazovat na uchvácení srdečního převodního systému.

Přijatelné stimulační prahové hodnoty pro LBBAP jsou < 1,5 V/0,5 ms (ideálně < 1 V/0,5 ms) a nastavená hodnota sensingu v bipolární konfiguraci musí být ideálně > 4 mV. Hodnoty stimulačních prahů mohou být kvůli COI zpočátku vysoké, a proto je třeba je po několika minutách znovu zkontrolovat.

Anodální stimulace může vést – pokud se stimuluje bipolárně – k aditivním změnám v morfologii komplexu QRS (což však nelze mylně považovat za důkaz uchvácení srdečního převodního systému); v některých případech může být díky zkrácení délky komplexu QRS žádoucí.⁸⁵ Při zpozorování anodální stimulace je nutno jeho prahovou hodnotu zaznamenat.

Proříznutí

Aby se zabránilo případné dislokaci elektrody pro LBBAP, je nutno, stejně jako v případě HBP, ještě před proříznutím zaváděcího sheathu, implantovat všechny další elektrody a ponechat dostatek času před opětovnou kontrolou elek-

trody. Před proříznutím katétru lze ověřit jeho stabilitu jemným potažením za jeho tělo nebo zatlačením, až se ohne ve tvaru písmene řeckého písmene α (viz video S8). Těsně před proříznutím je nutno zkontrolovat morfologii stimulovaného komplexu QRS a prahové hodnoty uchvácení. Je třeba zhodnotit i IEGM při vlastním rytmu a ověřit případnou přítomnost COI myokardu a LBB / fascikulární potenciál (pokud byl původně pozorován) a zjistit tak případnou perforaci septa nebo mikrodislokaci elektrody.

Prořezávací nástroj musí ukotvit elektrodu na místě a musí být udržen ve své poloze během rozřezání sheathu. Pokud se použije elektroda SDL, je nutno stylet částečně odstranit (tzn. 10 cm), aby při proříznutí nedošlo k dislokaci elektrody.^{86,87}

Po proříznutí katétru je nutno znovu zkontrolovat elektrické parametry.

Poznámky k používání styletem řízených stimulačních elektrod

Elektrody SDL se liší od elektrod bez vnitřního lumen, a to v konstrukci jak samotné elektrody, tak helixu.⁸⁶ Za prvé, elektrody SDL mají vnitřní lumen pro zavedení styletu, a proto mají větší průměr (např. Abbott Tendril STS a BIOTRONIK Solia 5.6 F, Boston Scientific Ingevity+ 5.7

Tabulka 2 – Přednosti a nevýhody elektrod bez vnitřního lumen vs. styletem řízených elektrod pro CSP

	Stimulační elektrody bez vnitřního lumen	Styletem řízené stimulační elektrody (stylet-driven pacing lead, SDL)
Potenciální výhody	Menší tělo elektrody (4.1 Fr) by mohlo méně negativně ovlivňovat kinetiku septa a představovat menší riziko pro poškození kolaterálních cév septa nebo jeho poškození Izodiametrický design elektrody usnadňuje průnik elektrody do septa Konstrukce s fixním helixem: helix je robustní a nedochází k jeho zatažení V případě selhání LBBP by mohlo použití HBP jako záchrany být snazší než při případném použití SDL	Tělo elektrody zpevněné styletem vykazuje zvýšenou tuhost a schopnost zkrutu, usnadňující umístění elektrody hluboko v septu Zaváděcí sheath s větším průměrem poskytuje lepší „support“ s nižším rizikem zalomení Větší průměr těla elektrody (> 5,5 Fr) by mohl napomáhat spolehlivějšímu uchopení těla elektrody jejím otáčením V případě dislokace elektrody lze provádět standardní pravokomorovou stimulaci bez nutnosti nového cévního přístupu Extenzibilní helix lze během mapování a procházení prstencem ponechat zatažený, aby nedošlo k poškození tkáně
Potenciální nevýhody	Absence styletu znamená nižší tuhost a schopnost zkrutu elektrody Menší tělo elektrody může znamenat horší možnost uchopení elektrody při jejím otáčení Zaváděcí sheath o menším průměru by mohl znamenat menší „support“ a být náchylnější k zalamování Potřeba nového žilního přístupu a potřeba použití zaváděcího sheathu při změně místa (dokonce i při klasické pozici)	Vysouvací konstrukce helixu by mohla způsobit, že během šroubování současně dojde k jeho zatahování Vyšší riziko poškození typu šroubovák při změně pozice u současných modelů SDL (zvláště pro HBP) Větší průměr elektrody by mohl zvyšovat riziko poškození okolních septálních cév nebo interferenci s trojcípou chlopní

F, Microport Vega 6.0 F). Za druhé, zavedením styletu se zvyšuje tuhost elektrod SDL. Za třetí, většina elektrod SDL má vysouvací a zatahovací helix, zatímco helix elektrod bez vnitřního lumen je pevný. U standardních elektrod může nicméně dojít k zatažení helixu, když se vnější tělo elektrody přesune přes vnitřní coil a helix, což lze zjistit podle zvýšené impedance při stimulaci i podle skiaskopických markerů. Aby se zabránilo retrakci helixu během umísťování elektrody, je třeba předtočit vnitřní cívku přídatnými rotacemi před tím, než je upevněna zavedením styletu (viz video S9, které je dostupné jako doplněk k originálnímu textu) nebo pinch tool (pro tento účel se vyvíjí speciální příslušenství).

Výhody a nevýhody elektrod SDL vs. elektrod bez vnitřního lumen jsou shrnuty v tabulce 2.

Styletem řízené elektrody pro stimulaci Hisova svazku

Podle nedávného průzkumu odborné společnosti EHRA⁸⁸ používá elektrody SDL pro HBP pouze menšina lékařů. Fixační mechanismus těchto elektrod se poměrně snadno poškodí při reponování po fixování na fibrózní tkáň oblasti Hisova svazku.⁸⁹

Styletem řízené elektrody pro stimulaci levého Tawarova raménka

Většina zkušeností s LBBAP byla získána při použití elektrod bez vnitřního lumen.^{7,52,53,63,90} Podle článků z poslední doby je LBBAP s použitím standardních SDL bezpečná a proveditelná,^{87,91–94} a podle průzkumu EHRA je používá (výhradně, nebo spolu s elektrodami bez vnitřního lumen) více než polovina implantujících lékařů.⁸⁸ Nerandomizované monocentrické i multicentrické studie uvádějí úspěšnost ve výši 87–95 % pro LBBAP prováděnou

s elektrodami SDL při srovnatelných stimulačních a elektrofyzilogických charakteristikách, jako mají elektrody bez vnitřního lumen.^{87,92,93} Stejně jako v případě elektrod bez vnitřního lumen se i elektrody SDL umísťují pomocí předem tvarovaných zaváděcích sheathů. Helix je možno ponechat zatažený během mapování Hisova svazku nebo místa inserce LBBAP (aby se předešlo poškození elektrody), případně ho ponechat vytažený. Při vytaženém helixu a plně zavedeném styletu lze otáčením těla elektrody ve směru hodinových ručiček zašroubovávat elektrodu SDL do oblasti levé strany septa. Pokud zůstává během šroubování stylet stále zasunutý do hrotu elektrody SDL, zvyšuje se tak stabilita a schopnost zkrutu, a dále se usnadňuje umístění elektrody hluboko do tkáně septa. Nejčastěji postačí středně tuhé stylety, i když při obtížném průniku do septa lze použít i extra tuhé stylety. U elektrod SDL lze provádět unipolární stimulaci přes stylet, což umožní kontinuální stimulaci a sledování impedance, přičemž lze současně snadno otáčet tělem elektrody.^{67,86}

Je potřeba měřit stimulační práh s lehkce povytaženým styletem i sheathem, aby se předešlo zkreslení hodnot v důsledku zlepšené stability i kontaktu daných tímto typem zaváděcího mechanismu.

Nezdá se (pokud se sledují časně známky hrozící perforace), že by tužší konstrukce elektrod SDL byla ve srovnání s elektrodami bez vnitřního lumen spojena s vyššími počty perforací septa.^{87,92,93} Byly popsány případy zamotání se elektrody SDL; výsledkem bylo zlomení helixu, jeho prodloužení nebo naprostá nepoužitelnost po opakovaných pokusech elektrodu odstranit nebo ji reponovat.^{87,89,95} Aby k zamotání nedošlo, je nutno přestat otáčet elektrodou během její fixace hned poté, co operátor pocítí zvyšující se točivý moment. Při podezření na zamotání lze elektrodu obvykle vyprostit jejím otáčením proti směru hodinových ručiček a jejím mírným povytažením, zatímco se současně nepřetržitě vyvíjí tlak na vnitřní coil. Dalším

Tabulka 3 – Komplikace při LBBAP a jejich incidence

Peroperační komplikace

Perforace septa (0,0–14,1 %) ^{7,53,63,73,74,87,92,96,98–100}
 Blokáda pravého Tawarova raménka (19,9 %; v 6,3 % trvalá) ⁶³
 Kompletní srdeční blokáda (v 9,4 % akutní; v 2,6 % trvalá) ⁶³
 Peroperační dislokace elektrody (3,0 %) ⁵³
 Akutní koronární syndrom (0,4–0,7 %) ^{7,101}
 Koronární píštěl (1,4–2,0 %) ^{87,92}
 Píštěl s koronární žilou/poškození žíly ^{96,102}
 Hematom septa ¹⁰³
 Poškození/zlomení helixu (0,8–5,0 %) ^{87,89,95}

Pooperační komplikace

Pozdní perforace septa (0,1–0,3 %) ^{7,87,104,105}
 Zhoršující se nedostatečnost trojicpé chlopně (7,3–32,6 %) ^{53,61–63}
 Dislokace elektrody (0,3–1,5 %) ^{7,63,96,98,100,104,106,107}
 Zvýšení stimulačního prahu o > 1 V (0,3–1,8 %) ^{7,63,96,98,106}
 Ztráta uchvácení LBB (0,3–11,5 %) ^{7,63,96}

LBB – levé Tawarovo raménko (left bundle branch, LBB).

důvodem k jistým obavám v souvislosti s elektrodami SDL je možná i vyšší procento ztráty uchvácení LBB ve srovnání s elektrodami bez vnitřního lumen, ⁹⁶ což může být způsobeno učební křivkou; tuto možnost je nutno dále zkoumat.

Perioperační a pooperační komplikace

Nejčastější komplikací HBP je zvýšení prahové hodnoty uchvácení spolu se ztrátou uchvácení srdečního převodního systému (až u 17 % pacientů) nebo nutnost revize elektrody (až u 11 % pacientů). ⁹⁷ Mohou se vyskytnout i problémy s undersensingem signálů z komor nebo s oversensingem signálů z Hisova svazku nebo ze síní. ⁵

Přehled komplikací LBBAP a jejich incidence uvádí tabulka 3.

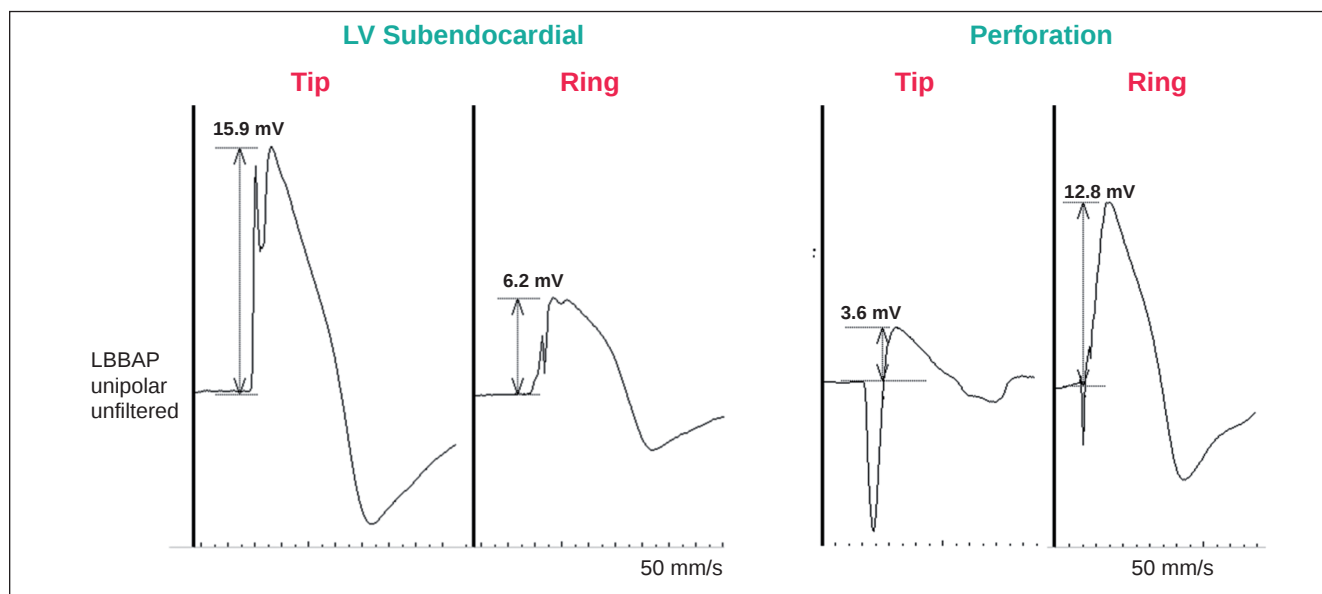
Tabulka 4 – Ukazatele perforace septa při LBBAP

Amplituda COI myokardu

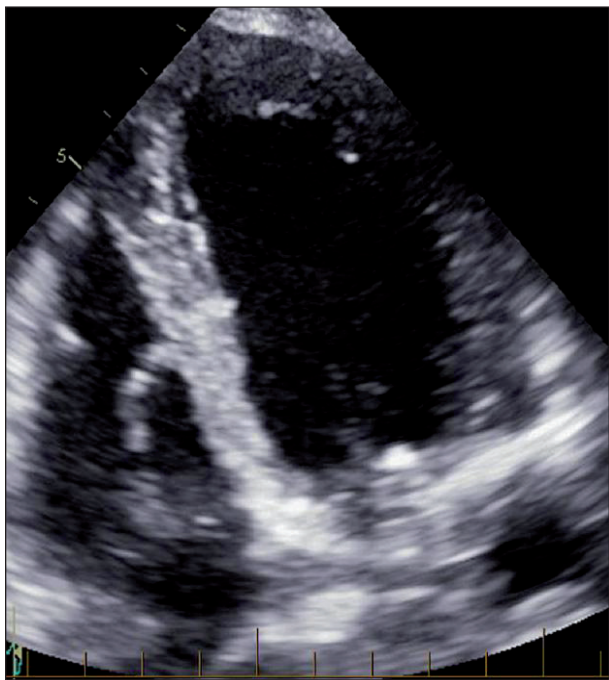
COI < 3–5 mV nebo zcela chybějící
 COI ring > tip ⁷³
 COI < 25 % amplitudy komorového signálu ⁷³
 COI myokardu s morfologií QS nebo RS ⁷⁴
 Větší pokles impedance při stimulaci unipolární elektrodou na < 450 Ω ⁷⁴ (nebo o > 200 Ω)
 Zhoršování prahových hodnot uchvácení/sensingu ^{24,73}
 Ztráta LBB/fascikulárního potenciálu ²³
 Únik kontrastní látky do LK při aplikaci zaváděcím katétre ⁸⁷
 Zjevná perforace viditelná podle pozice/pohybu elektrody při skioskopickém vyšetření

COI – proud z poškození (current of injury); LK – levá komora.

Perforace mezikomorového septa byla popsána u 0–14,1 % pacientů. ^{7,53,63,74,92,98–100} Významným ukazatelem perforace je COI myokardu při unipolární konfiguraci. ^{23,73,74} Pro perforaci jsou charakteristické hodnoty COI ≤ 2,3 mV (průměr 0,9 ± 0,6 mV), přičemž vhodné pozice elektrod jsou spojeny s hodnotou COI přibližně 9 mV. ^{24,73} Vzhledem k dosud omezenému množství údajů je v tuto chvíli obtížné definovat ideální mezní hodnotu, která by dokazovala perforaci, avšak podle našich zkušeností – pokud je COI v unipolárním zapojení nižší než 3–5 mV – je nutno mít podezření na perforaci (COI však může být normálně snížena na tyto hodnoty během následujících deseti minut a také bývá významně snížena při bipolárním měření). Mezi další užitečné markery patří COI < 25 % amplitudy komorového elektrogramu (senzitivita, specificita, a pozitivní a negativní prediktivní hodnoty 100 %, resp. 94,62 %, 28,95 % a 100 %) a amplituda COI ring-tip elektrody (100 %, resp. 98,22 %, 57,14 % a 100 %). ⁷³ Perforace může změnit i morfologii COI; výsledkem může být vzor QS nebo RS (viz obr. 28). ²⁴



Obr. 28 – Morfologie proudu z poškození z elektrody pro LBBAP u pacienta s elektrodou oblasti subendokardu levé komory (LK) a u jiného pacienta s perforací septa. Na rozdíl od správné pozice elektrody je v případě perforace amplituda COI na hrotu elektrody nízká a menší než na ringu elektrody, přičemž morfologie QR ukazuje na zjevnou perforaci (i když v tomto případě byla stále ještě možná při 1,7 V/0,5 ms a impedance při stimulaci 380 Ω).



Obr. 29 – Mikroperforace elektrodou 3830 v pozici v LBB s neporušenými elektrickými parametry. Nebyl učiněn žádný pokus o přemístění a nebyly pozorovány žádné klinické důsledky.

Další ukazatele perforace jsou uvedeny v tabulce 4; patří mezi ně akutní pokles impedance při stimulaci $< 450 \Omega$ při použití elektrody 3830 (senzitivita 100 % a specifická 96,6 %) ²⁴ nebo pokles impedance o $> 200 \Omega$ ⁸⁶ (i když dosud nebyly publikovány žádné údaje o tomto parametru, takové jsou zkušenosti autorů).

Diagnóza zjevné perforace je obvykle jednoznačná; stanovuje se na základě skioskopického vyšetření (viz video S10) nebo ztráty unipolární COI a aktivace. Perforaci lze rovněž zjistit podle úniku kontrastní látky do levé komory srdeční po aplikaci látky zaváděcím sheathem (viz video S11, které je dostupné jako doplněk k originálnímu textu). Obtížněji se zjišťuje mikroperforace (kdy šroub je stále ještě částečně v kontaktu s excitabilní tkání), protože prahové hodnoty uchvázení/sensingu mohou zůstat zachovány. Stanovení diagnózy této komplikace vyžaduje důkladné zvážení výše uvedených morfologických znaků, impedance při unipolární stimulaci a perioperačního vývoje stimulačních prahů.

Pokud se v průběhu implantace zjistí perforace, je třeba přemístit elektrodu (a ne ji pouze mírně povytáhnout), protože by jinak v důsledku efektu vrtačky mohlo dojít k její dislokaci. Akutní perforace je asymptomatická, a pokud se elektroda přemístí, nemá žádné známé následky. Byla popsána pozdní perforace septa s incidencí 0,1–0,3 % ^{7,87,104,105}. Všechny případy manifestní pozdní perforace je nutno řešit přemístěním elektrody, a pokud byla zjištěna až po delší chvíli, je nutno zahájit perorální antikoagulaci s cílem zabránit tromboembolickým komplikacím.

Mikroperforaci lze zjistit při pooperačním vyšetření srdce zobrazovací metodou, kdy může část hrotu helixu vyčnívat do dutiny LK (viz obr. 29). Pokud zůstávají elektrické parametry při nízkých prahových hodnotách uchvácení stabilní, není reintervence nutná. Vzhledem k významné variabilitě tloušťky septa je mikroperforace jako

nežádoucí příhoda nejspíše podceňována a i přes teoretické riziko vzniku tromboembolických komplikací není dlouhodobá antikoagulace obvykle indikována. Dosud nebyl popsán případ cévní mozkové příhody v souvislosti s touto komplikací. Riziko vzniku tromboembolie nejspíše snižuje rychlá endotelizace.

Incidence makrodislokace elektrody je srovnatelná s její incidencí při standardní stimulaci PK. Při LBBAP zvyšuje riziko dislokace neustálé otáčení elektrody bez dopředného postupu do septa (efekt vrtačky), nedostatečný průhyb elektrody a neprovedení úplné repositionace po akutní perforaci. Mikrodislokace elektrody zjištěná na základě ztráty uchvázení HBP/LB je pravděpodobně podceňovanou příhodou. Vymizení terminálního kmitu R ve svodu V₁ během sledování bylo popsáno u 4 % pacientů v registru MELOS.⁷ To jasně dokazuje význam vyšetření 12svodovým EKG při kontrolních návštěvách lékaře. Správná fixace elektrody, způsob prořiznutí katétru a dostatečný průhyb elektrody snižuje pravděpodobnost vzniku tohoto problému. Nutnost přemístit elektrodu je třeba posoudit případ od případu.

Mechanické poškození septa, k němuž nevyhnutelně dochází při průchodu elektrody septem, vede ke zvýšení hodnot troponinu $> 3\times$ nad normální rozmezí u 49,4 % pacientů. To je menší nebo podobný výskyt ve srovnání s jinými elektrofyzilogickými výkony,¹⁰⁸ avšak vyšší než při implantaci standardní stimulační elektrody do PK.¹⁰⁹ Ale uvedené zvýšení koncentrací troponinu nemusí být z klinického hlediska významné. K poškození myokardu septa může dojít i během nešetrné aplikace kontrastní látky. Proto je třeba během její aplikace pouzdro ze septa mírně povytáhnout.

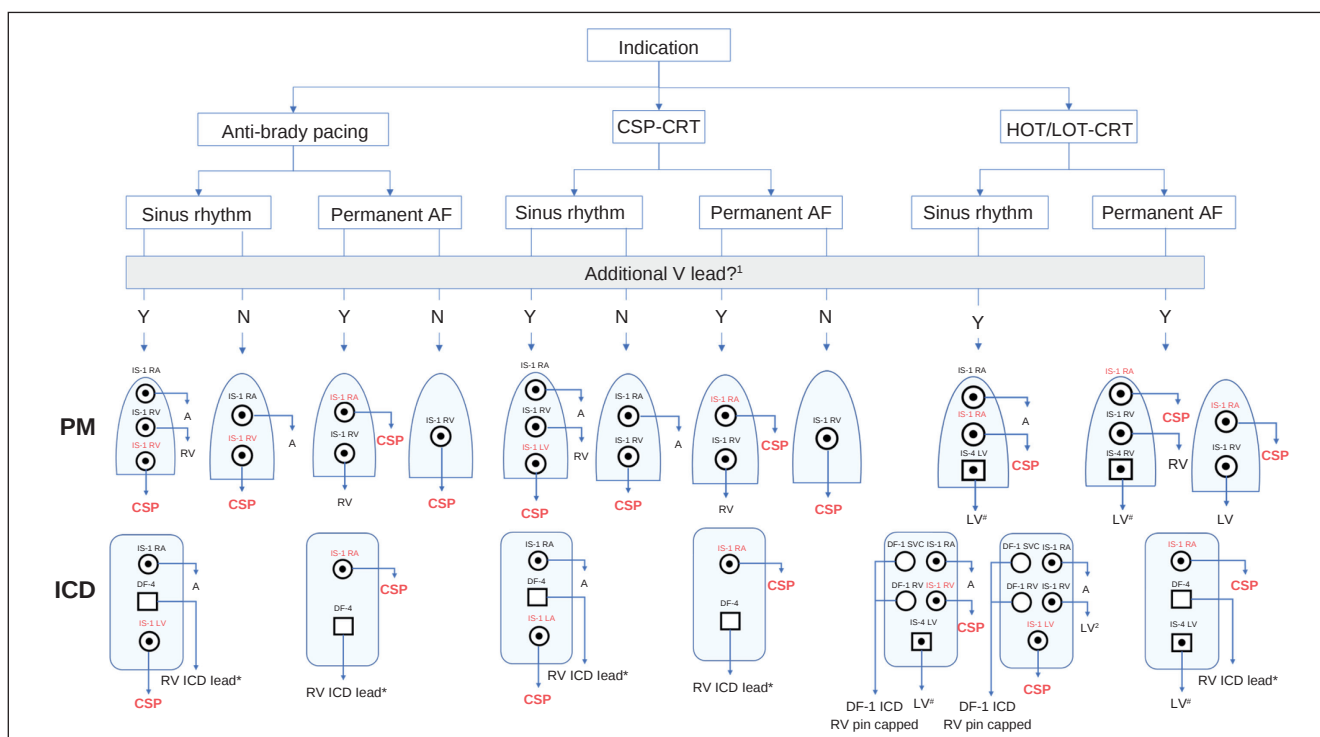
Při umisťování elektrody může dojít i k mechanickému poškození koronárních tepen. Akutní koronární příhody (v důsledku přímého poškození perforátorů septa nebo v podobě spasmu koronární tepny) se nicméně vyskytují velmi vzácně. Infarkt myokardu projevující se akutní bolestí na hrudi s elevací segmentu ST byl popsán pouze v několika případech.^{7,101,104} Byl popsán i vznik píštěle při použití perforátoru septa nebo píštěle mezi koronárním žilním systémem a PK, jednalo se však o vzácné případy a nebylo uvedeno, že by měly jakékoli klinické důsledky.⁷

Se zhoršením regurgitace trojicpé chlopně se lze setkat až u třetiny pacientů⁶¹ a vyskytuje se častěji u pacientů s bazálně umístěnými elektrodami.^{61,62}

Konečně, i nadále zůstávají zdrojem jistých obav dlouhodobé účinky únavy těla elektrody v bodu závěsu proximálně k anodě.¹¹⁰ Dosavadní zkušenosti s extrakcí elektrod 3830 implantovaných v pozici LBB jsou omezeny na informace z kazuistik,¹¹⁰ zatímco vytažení elektrod implantovaných před delší dobou si pravděpodobně vyžadá použití speciálních nástrojů (mechanické extraktory, event. laserové extrakční systémy).

Konfigurace připojení elektrod na stimulační systém

Protože v současnosti nejsou k dispozici žádné generátory speciálně vyvinuté pro CSP, musí se volba příslušného vybavení a konfigurace připojení elektrody řídit indikací: (i) CSP místo antibradykardické stimulace PK, (ii) CSP



Obr. 30 – Konfigurace systému pro CSP podle indikace, základního rytmu (tzn. podle požadavku na přítomnost síňové elektrody), přítomnosti další komorové elektrody. Ve všech případech s elektrodou pro CSP zapojenou do portu pro PK je nutno zajistit odpovídající sensing. Obrázek neukazuje další konfigurace s adaptéry Y a HOT-CRT s elektrodou pro Hisův svazek v kombinaci pouze s elektrodou pro PK (kterou lze použít v případě nekorigovaného selektivního uchvácení Hisova svazku při izolované bloádě pravého Tawarova raménka¹¹⁾). ¹ Pro léčbu pomocí ICD mohou být indikovány další komorová elektroda, záložní stimulace, odpovídající komorový sensing nebo optimalizace CRT. ² Levokomorová je připojena do portu PK pro případ, že elektroda pro CSP nezajišťuje řádný sensing (problémy, s nimiž se lze setkat při HBP, jsou potenciální oversensing signálů ze síní / Hisova svazku a komorový undersensing). * Lze použít i elektrodu DF-1 ICD; # Lze použít i elektrodu IS-1 pro LK. A (atrial) = síňový; AF (atrial fibrillation) = fibrilace síní; CRT (cardiac resynchronization therapy) = srdeční resynchronizační léčba; CSP (conduction system pacing) = stimulace srdečního převodního systému; HOT/LOT-CRT (His-optimized or left bundle pacing-optimized CRT) = optimalizovaná stimulace Hisova svazku nebo levého Tawarova raménka / optimalizovaná CRT; ICD (implantable cardioverter defibrillator) = implantabilní kardioverter-defibrilátor; LV (left ventricle) = levá komora; PM (pacemaker) = kardiostimulátor; RA (right atrial) = pravá síň; RV (right ventricle) = pravá komora.

místo biventrikulární stimulace a (iii) CSP kombinovaná s komorovou stimulací pro optimalizaci CRT, tzn. CRT s optimálním nastavením stimulace Hisova svazku a optimalizovanou CRT (HOT-CRT) nebo s optimálně nastavenou stimulací levého Tawarova raménka (left bundle branch-optimized CRT, LOT-CRT). Mezi další okolnosti ke zvážení patří potřeba síňové elektrody (pro případ sinusového rytmu) a potřeba další komorové elektrody, případně elektrod, tzn. defibrilační, pro záložní komorovou stimulaci, přiměřený komorový sensing nebo hybridní stimulaci (HOT/LOT-CRT). Na obrázku 30 jsou uvedeny hlavní používané kombinace. Pro tyto různé kombinace je nutno upravit naprogramování; těmito otázkami se zabývají jiné dokumenty.^{4,5}

Sledování pacientů

I když řada pracovišť stále více využívá sledování pacientů a kontrolu kardiostimulátorů na dálku, většina lékařů implantujících elektroniku pro CSP v širším slova smyslu přece jen ráda alespoň občas vyšetří své pacientů přímo v ordinaci. Většinou se tato kontrolní vyšetření v ordinaci provádějí čtyři až osm týdnů po implantaci a další osobní kontrola následuje po šesti měsících. Podle dpo-

ručených postupů ESC pro kardiostimulaci z roku 2021² je vhodné – vzhledem k vysoké incidenci pozdního zvýšení prahových hodnot a limitacím automatického měření kardiostimulačních prahů – provádět při HBP osobní kontrolní vyšetření každých šest měsíců.¹¹² Kontrolní vyšetření při použití LBBAP se může provádět v delších intervalech a spoléhat i více na dálkový monitoring implantovaných přístrojů, pokud vybavení spolehlivě hlídá kardiostimulační práh.

Během osobního kontrolního vyšetření je nutno natočit stimulovaný 12svodový EKG záznam k posouzení CSP stimulace a úpravy raménkové blokády. Pro optimální urychlení kontrolních vyšetření v rámci sledování pacientů mohou být užitečné EKG pásy.⁶

Zásadně je nutno u každého pacienta dokumentovat kardiostimulační prahy pro stimulaci převodního systému, pracovního myokardu a korekce blokády Tawarových ramének. Při LBBAP je vhodné kontrolovat šířku komplexu QRS při bipolární i unipolární konfiguraci, protože anodální stimulace může v některých případech délku komplexu QRS změnit.⁸⁵

Při HBP je nutno kontrolovat, zda nedochází k oversensingu síní. Otázky odstraňování problémů v souvislosti s CSP a optimalizace naprogramování jsou předmětem jiných dokumentů.^{4,5}

Tabulka 5 – Výhody a omezení HBP a LBBAP

HBP	LBBAP
Výhody	Výhody
Maximální elektrická synchronie Dobře definované sledované parametry pro potvrzení úspěšného uchvácení Hisova svazku Byla prokázána možnost vytažení (extrakce) Relativně příznivé důkazy o střednědobé bezpečnosti a účinnosti Při implantaci na síňové straně eliminuje poškození trojčipé chlopně Existují důkazy o extrakci elektrod ve střednědobém a dlouhodobém horizontu ^{115,116}	Velká cílová oblast Korekce poruchy převodu v distálnějších částech systému Nízké prahové hodnoty uchvácení Příznivé parametry sensingu Stálá záložní komorová stimulace (cestou anodální stimulace přes ring elektrody) Nejsou potřebné záložní stimulační elektrody Ablace AV uzlu bez rizika ohrožení funkcí elektrody
Nevýhody/omezení	Nevýhody/omezení
Malá cílová oblast Prahové hodnoty uchvácení mohou být vysoké Problémy se sensingem (oversensing signálů ze síní a Hisova svazku, komorový undersensing) Omezení na korekci blokády pouze proximálního převodního systému Riziko, pokud v budoucnu dojde ke vzniku blokády převodního systému v distálnější části Velká (až 11 % ⁹⁷) potřeba revize elektrody Ve specifických situacích může být indikována implantace záložní komorové elektrody Složitě programování záložních elektrod Riziko ohrožení funkcí elektrod při ablaci AV uzlu ^{32,33,117}	V některých případech může být obtížné prokázat uchvácení tkáně převodního systému Potřeba použití digitálních měřidel (tzn. záznamového elektrofyziologického systému) pro měření parametrů uchvácení převodního systému Nižší elektrická synchronie oproti HBP, zvláště u pacientů s normálním / fyziologickým vstupním komplexem QRS Komplikace specifické pro septální cestu (perforace septa, léze koronárních cév, hematoma septa atd.) Nedostatečnost trojčipé chlopně ^{53,62,63} Může být náročná u pacientů s jizvou na septu Omezené (ale přibývající) množství důkazů o bezpečnosti a účinnosti Je nutno prokázat dlouhodobou možnost odstranění elektrody

AV – atrioventrikulární; HBP – stimulace Hisova svazku (His bundle pacing); LBBAP – stimulace oblasti levého Tawarova raménka (left bundle branch area pacing).

Další vývoj v této oblasti

Stimulace srdečního převodního systému doznala celosvětově velkého rozmachu s použitím komerčně dostupných stimulačních elektrod, příslušné elektroniky a pomůcek pro jejich implantaci; přitom indikace k používání CSP se v budoucnu nejspíš ještě rozšíří.^{88,113,114} Nicméně je stále ještě nutno vyřešit řadu aspektů implantace elektrod pro CSP. Stimulační elektrody a příslušné zaváděcí systémy nebyly původně vyvinuty pro CSP, a nástroje pro implantaci elektrod nejsou pro náročné anatomické poměry vhodné. Byly již však vyvinuty prototypy, které bezpochyby usnadní celý výkon; ve vývoji jsou i bezelektrodové kardiostimulátory určené pro CSP.

Analýzátory stimulačních systémů, které budou současně ukazovat záznamy zvolených EKG svodů (např. I, II, III, V₁ a V₆) a EGM (také nefiltrované), umožňující měření digitálními kalipery, usnadní implantaci elektrod pro CSP na pracovištích bez záznamových EP systémů.

Generátory zkonstruované pro účely CSP by usnadnily programování a kontrolní sledování; mohou přitom nabídnout nové funkce jako schopnost provádět duální katodální stimulaci (současně z hrotu a ringu elektrody) umožňující uchvácení levého Tawarova raménka a PK s dosažením spojené aktivace a přesnější synchronizací. Umělá inteligence (AI) může pomáhat při ověřování uchvácení převodního systému a usnadnit provádění různých testů během implantace a následné kontroly fungování elektrod.

Značnou pozornost je třeba věnovat dlouhodobému správnému fungování elektrod pro LBBAP i jejich bez-

pečné extrakci. Je možné, že bude nutné zkonstruovat specifické nástroje pro jejich vytahování. Dříve, než bude možné považovat CSP za optimální stimulační léčbu, která by se stala nedílnou součástí doporučených postupů, je třeba získat další údaje z větších randomizovaných klinických studií s dlouhodobým sledováním.

Konečně, i když LBBAP předstihuje v častosti používání HBP,⁸⁸ má HBP přednosti, které ospravedlňují její další používání (viz tabulku 5).

Závěry

Stimulace převodního systému srdečního se v posledních letech „vynořila“ jako jedna z nejatraktivnějších novinek v oblasti stimulační terapie a postupně se stává nedílnou součástí běžné klinické praxe na celém světě. I když je množství údajů v současné době stále ještě omezené, již dnes naznačují slibnou budoucnost tohoto způsobu léčby, kterou je nicméně nutno provádět bezpečně a účinně.

Je velmi pravděpodobné, že nové technické prostředky usnadní provádění implantací, stejně jako tomu bylo v minulosti při implantaci elektrod do koronárního sinu; přesto hlavním požadavkem pro bezpečné a účinné provádění tohoto způsobu léčby zůstane zručnost operátora. Standardizace výkonu a řádné školení i výcvik představují základní podmínky, které pomohou operátorům nabýt zručnosti pro provádění fyziologičtější stimulační léčby svých pacientů. Účelem tohoto dokumentu je tento proces usnadnit.

SÍLA UVEDENÝCH RAD	Symbol
Rady pro klinickou praxi, založené na spolehlivých publikovaných důkazech	
Rady pro klinickou praxi, založené na konsenzu skupiny autorů	
Může být – podle publikovaných důkazů – vhodné	
Může být – podle konsenzu skupiny autorů – vhodné	
Oblasti, v nichž dosud není jasno	
SÍLA DŮKAZŮ	Zkratka
Randomizované kontrolované studie	RCT
Metaanalýzy	META
Observační studie	OBS
Názory expertů	OPN

Tabulky s radami

OBECNÉ POZNÁMKY	Důkazy	Síla
Rady, CO UDĚLAT		
Během implantace elektrod pro stimulaci převodního systému je nutno zaznamenávat 12svodové EKG, přitom ideálně použít i záznamník pro elektrofyziologické vyšetření, aby se tak získaly současně endokardiální a EKG signály.	OPN	
Je nutno pořídit endokardiální elektrogramy s minimálně filtrovanými signály k průkazu proudu z poškození. ^{24,73}	OPN	
Může být vhodné UDĚLAT		
Pokud není k dispozici záznamový EP systém, lze k mapování endokardiálních signálů použít 12svodový EKG záznam s analyzátořem stimulačního systému. ⁷	OBS	
Rady, CO ROZHODNĚ NEDĚLAT		
Neimplantovat elektrody pro CSP bez EKG záznamů alespoň ze svodů I, II, III, V ₁ a V ₅ nebo V ₆ .	OPN	

CSP – stimulace srdečního převodního systému (conduction system pacing).

STIMULACE HISOVA SVAZKU	Důkazy	Síla
Rady, CO UDĚLAT		
Potvrzení uchvácení Hisova svazku je nutné při implantaci i následných kontrolách využitím validních kritérií ⁴⁶⁻⁴⁹ jako změna morfologie komplexu QRS při snižování stimulačního výdeje a srovnáním intervalu od Hisova potenciálu a stimulu k vrcholu kmitu R ve V ₆ .	OBS	
Pro zajištění stability elektrody je nutno elektrodou otáčet až do dosažení pocíitelného významného zkrutného momentu.	OPN	
Stabilitu elektrody je třeba pravidelně kontrolovat. ⁴³	OBS	
Může být vhodné UDĚLAT		
V případě zpoždění nebo blokády infranodálního převodu je nutno zkusit stimulaci při cyklu 400 ms nebo kratším k průkazu vedení 1 : 1 bez aberace. ⁵⁰	OBS	
S otáčením elektrody je třeba pokračovat až do zaznamenání proudu z poškození Hisova svazku nebo hluboké negativity signálu, což ukazuje na příznivé hodnoty elektrických parametrů. ^{22,42}	OBS	
Prahové hodnoty uchvácení Hisova svazku při unipolární konfiguraci musejí být < 2,5 V / 0,5 ms, ideální jsou však cílové hodnoty ≤ 1,5 V / 0,5 ms. Amplituda sensingu v bipolární konfiguraci musí být > 2 mV (bez oversensingu signálu ze síní/ Hisova svazku)	OPN	
V zájmu bezpečnosti se může v některých konkrétních situacích (nedostatečný sensing, závislost na kardiostimulátoru, AVB vysokého stupně, infranodální blokáda, vysoký stimulační práh a plánovaná ablace AVJ) hodit záložní komorová elektroda.	OPN	
Oblasti, v nichž dosud není jasno		
Přijatelné je dosažení selektivní i neselektivní HBP, obě situace mají možná i podobné výsledky, i když neselektivní HBP nabízí jistotu záložní komorové stimulace a vyšší amplitudy sensingu. ¹⁶⁻¹⁹	OBS	

AVB – atrioventrikulární blokáda; AVJ – atrioventrikulární junkce; HBP – stimulace Hisova svazku (His bundle pacing).

STIMULACE OBLASTI LEVÉHO TAWAROVA RAMÉNKA	Důkazy	Síla
Rady, CO UDĚLAT		
Hloubku umístění elektrody je třeba sledovat různými metodami a způsoby jako skiaskopicky, podle morfologie stimulovaného komplexu QRS v unipolárním modu a impedance, morfologie fixačních komorových stahů, ^{71,72} přítomnosti fascikulárního potenciálu, ²³ amplitudy proudu z poškození, ^{24,73} aplikace kontrastní látky zaváděcím katétre a uchvácení při stimulaci ringu elektrodou.	OBS	
Je vhodné zjistit a dokumentovat přítomnost nebo nepřítomnost uchvácení převodního systému pomocí validovaných kritérií ^{20,80,83} jako přechodu morfologie komplexu QRS se snižováním výdeje/programovanou stimulací, V6RWPT, intervalu mezi vrcholy R ve svodech V_6-V_1 a srovnání intervalů od intrinsického potenciálu a od stimulačního impulsu do vrcholu kmitu R ve svodu V_6 .	OBS	
Je nutno rozpoznat zamotání elektrody v místě zavádění (projevuje se zvyšování momentu zkrutu) nebo „efekt vrtáčky“ během šroubování (přes otáčení elektrodou podle skiaskopie a pacemappingu elektroda neproniká dál do tkáně), aby nedošlo k poškození elektrody, resp. její dislokaci. ⁶⁶	OBS	
Přijatelné prahové hodnoty uchvácení LBBAP jsou < 1,5 V @ 0,5 ms (ideálně < 1 V @ 0,5 ms) a sensing v bipolární konfiguraci musí být ideálně > 4 mV.	OPN	
Může být vhodné UDĚLAT		
Místo zavedení elektrody zkontrolovat skiaskopicky v 20–30° RAO projekci ve vzdálenosti 15–35 mm od Hisova svazku/prstence trojčepé chlopně a použít pacemapping. ⁵⁹	OBS	
Elektrodu lze šroubováním umístit v mezikomorovém septu v úhlu 10–40° superiorně k vodorovné rovině s použitím 30–40° LAO projekce.	OBS	
Rady, CO ROZHODNĚ NEDĚLAT		
V případě perforace septa je nutno elektrodu přemístit, a ne ji pouze jemně povytáhnout.	OPN	
Oblasti, v nichž dosud není jasno		
V současnosti není známo, zda je stimulace v oblasti LBB nezbytná k dosažení příznivého klinického výsledku. ^{13,118–122}	OBS	

LAO – levá přední šikmá (left anterior oblique); LBB – levé Tawarovo raménko (left bundle branch); LBBAP – stimulace oblasti levého Tawarova raménka (left bundle branch area pacing); RAO – pravá přední šikmá (right anterior oblique).

Doplňkový materiál

Doplňkový materiál je k dispozici online na stránkách *Europe*.

Poděkování

Poděkování autorů si zaslouží členové výboru EHRA pro vědecké dokumenty: prof. Katja Zeppenfeld, prof. Jens Cosedis Nielsen, dr. Alireza Sepehri Shamloo, prof. Kristina Hermann Haugaa, prof. Isabel Deisenhofer, prof. Silvia Priori, prof. Markus Stühlinger, prof. Christian Meyer, prof. Petr Peichl, dr. Daniel Keene, prof. Jacob Tfelt Hansen, dr. Luigi di Biase a prof. Arthur Wilde.

Recenzenti dokumentu

Jean-Claude Deharo (koordinátor recenze zastupující společnost EHRA) (Francie), Bernard Thibault (Kanada), Frédéric Anselme (Francie), Wei Hua (Čína), Michael Glikson (Izrael), Francisco Moscoso Costa (Portugalsko), Jens Cosedis Nielsen (Dánsko), Daniel Keene (Velká Británie), Markus Stühlinger (Rakousko) a Emmanuel Simantirakis (Řecko).

Prohlášení

H. B. obdržel honoráře za přednášky, platby za konzultace nebo grant pro svoji instituci/podporu pro výzkum od společností Abbott, BIOTRONIK, Boston Scientific, Medtronic a MicroPort. C. I. obdržel honoráře za přednášky nebo platby za konzultace od společností Abbott, BIOTRONIK, Boston Scientific, Medtronic a MicroPort i podporu na výzkum od společnosti MicroPort. O. C. obdržel honoráře za přednášky a platby za konzultace od společností BIOTRONIK, Boston Scientific a Medtronic, K. Č. obdržel honoráře za přednášky a platby za konzultace od společností BIOTRONIK, Boston Scientific a Medtronic. J. D. P. uvádí honoráře za přednášky a platby za konzultace od společností Medtronic, BIOTRONIK, Abbott a Boston Scientific. J. J. uvádí podporu od společnosti Medtronic (grant pro akademicky iniciovaný výzkum) a Boston Scientific (konzultace). K. V. obdržel honoráře za přednášky, platby za konzultace nebo grant pro svoji instituci/podporu pro výzkum od společností Abbott, Boston Scientific, Medtronic a MicroPort. P. V. uvádí následující: Medtronic – přednášející, konzultant, výzkum a grantová podpora; Abbott – konzultant; BIOTRONIK a Boston Scientific – honoráře; patent – zaváděcí přístroj pro HBP (HBP delivery tool). Z. W. obdržel honoráře za přednášky, platby za konzultace nebo grant pro svoji instituci/podporu pro výzkum od společností Abbott, Boston Scientific a Medtronic. Ostatní autoři neuvádějí žádné honoráře, platby nebo jakoukoli formu podpory.

Adresa pro korespondenci: Prof. MUDr. Miloš Táborský, CSc., FESC, FACC, MBA, I. interní klinika – kardiologická, Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci a Fakultní nemocnice Olomouc, Zdravotníků 248/7, 779 00 Olomouc, e-mail: milos.taborsky@fnol.cz

DOI: 10.33678/cor.2023.061

Doc. MUDr. Karol Čurila, PhD., FESC, je spoluautorem originálního textu.

Tento článek prosím citujte takto: Táborský M, Čurila K, Fedorco M, et al. Prohlášení o konsenzu expertů o stimulaci srdečního převodního systému v klinické praxi, vypracované pro Evropskou asociaci srdečního rytmu (European Heart Rhythm Association, EHRA): znění dokumentu podpořily Asia Pacific Heart Rhythm Society (APHRS), Canadian Heart Rhythm Society (CHRS) a Latin American Heart Rhythm Society (LAHRS). Překlad dokumentu připravený Českou kardiologickou společností. *Cor Vasa* 2023;65:656–687.

Literatura

- Brugada J, Katritsis DG, Arbelo E, Arribas F, Bax JJ, Blomstrom-Lundqvist C et al. 2019 ESC Guidelines for the management of patients with supraventricular tachycardia. The task force for the management of patients with supraventricular tachycardia of the European Society of Cardiology (ESC). *Eur Heart J* 2020;**41**:655–720.
- Glikson M, Nielsen JC, Kronborg MB, Michowitz Y, Auricchio A, Barbash IM et al. 2021 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy. *Europace* 2022;**24**:71–164.
- Burri H, Starck C. EHRA expert consensus statement and practical guide on optimal implantation technique for conventional pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators: endorsed by the Heart Rhythm Society (HRS), the Asia Pacific Heart Rhythm Society (APHRS), and the Latin-American Heart Rhythm Society (LAHRS) – a role for postoperative ultrasound? Authors' reply. *Europace* 2021;**24**:523–24.
- Bakelants E, Burri H. Troubleshooting programming of conduction system pacing. *Arrhythm Electrophysiol Rev* 2021;**10**:85–90.
- Burri H, Keene D, Whinnett Z, Zanon F, Vijayaraman P. Device programming for His bundle pacing. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2019;**12**:e006816.
- Bakelants E, Zweerink A, Burri H. Programming and follow-up of patients with His bundle pacing. *Herzschrittmacherther Elektrophysiol* 2020;**31**:177–82.
- Jastrzebski M, Kielbasa G, Cano O, Curila K, Heckman L, De Pooter J et al. Left bundle branch area pacing outcomes: the multicentre European MELOS study. *Eur Heart J* 2022;**43**:4161–73.
- Burri H, Jastrzebski M, Vijayaraman P. Electrocardiographic analysis for His bundle pacing at implantation and follow-up. *JACC Clin Electrophysiol* 2020;**6**:883–900.
- Vijayaraman P. Deep septal, distal His bundle pacing for cardiac resynchronization therapy. *HeartRhythm Case Rep* 2020;**6**:791–3.
- Jastrzebski M, Kielbasa G, Moskal P, Bednarek A, Rajzer M, Curila K et al. Proximal right bundle branch pacing: criteria, characteristics and outcomes. *Heart Rhythm* 2023;**5**:1547–5271(23)00099-1. doi:10.1016/j.hrthm.2023.01.017. Online ahead of print.
- Burri H. Fortuitous right bundle branch pacing. *Heart Rhythm Case Reports* 2023;**9**:61–3.
- Cabrera J-Á, Porta-Sánchez A, Tung R, Sánchez-Quintana D. Tracking down the anatomy of the left bundle branch to optimize left bundle branch pacing. *JACC Case Rep* 2020;**2**:750–5.
- Wu S, Sharma PS, Huang W. Novel left ventricular cardiac synchronization: left ven- tricular septal pacing or left bundle branch pacing? *Europace* 2020;**22**:ii10–8.
- Williams DO, Scherlag BJ, Hope RR, El-Sherif N, Lazzara R, Samet P. Selective versus non-selective His bundle pacing. *Cardiovasc Res* 1976;**10**:91–100.
- Saini A, Serafini NJ, Campbell S, Waugh WB, Zimberg R, Sheldon TJ et al. Novel meth- od for assessment of His bundle pacing morphology using near field and far field device electrograms. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2019;**12**:e006878.
- Bednarek A, Ionita O, Moskal P, Linkova H, Kielbasa G, Prochazkova R et al. Nonselective versus selective His bundle pacing: an acute intrapatient speckle-tracking strain echocardiographic study. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2021;**32**:117–25.
- Zhang J, Guo J, Hou X, Wang Y, Qian Z, Li K et al. Comparison of the effects of selective and non-selective His bundle pacing on cardiac electrical and mechanical synchrony. *Europace* 2018;**20**:1010–7.
- Curila K, Prochazkova R, Jurak P, Jastrzebski M, Halamek J, Moskal P et al. Both selective and nonselective His bundle, but not myocardial, pacing preserve ventricular electrical synchrony assessed by ultra-high-frequency ECG. *Heart Rhythm* 2020;**17**:607–14.
- Beer D, Sharma PS, Subzposh FA, Naperkowski A, Pietrasik GM, Durr B et al. Clinical outcomes of selective versus nonselective His bundle pacing. *JACC Clin Electrophysiol* 2019;**5**:766–74.
- Jastrzebski M, Burri H, Kielbasa G, Curila K, Moskal P, Bednarek A et al. The V6-V1 interpeak interval: a novel criterion for the diagnosis of left bundle branch capture. *Europace* 2022;**24**:40–7.
- De Leon J, Seow SC, Boey E, Soh R, Tan E, Gan HH et al. Adopting permanent His bundle pacing: learning curves and medium-term outcomes. *Europace* 2022;**24**:606–13.
- Vijayaraman P, Dandamudi G, Worsnick S, Ellenbogen KA. Acute His-bundle injury current during permanent His-bundle pacing predicts excellent pacing outcomes. *Pacing Clin Electrophysiol* 2015;**38**:540–6.
- Su L, Xu T, Cai M, Xu L, Vijayaraman P, Sharma PS et al. Electrophysiological characteristics and clinical values of left bundle branch current of injury in left bundle branch pacing. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2020;**31**:834–42.
- Ponnusamy SS, Basil W, Vijayaraman P. Electrophysiological characteristics of septal perforation during left bundle branch pacing. *Heart Rhythm* 2022;**19**:728–34.
- Vijayaraman P, Dandamudi G. How to perform permanent His bundle pacing: tips and tricks. *Pacing Clin Electrophysiol* 2016;**39**:1298–304.
- Padala SK, Cabrera JA, Ellenbogen KA. Anatomy of the cardiac conduction system. *Pacing Clin Electrophysiol* 2021;**44**:15–25.
- Sato T, Soejima K, Maeda A, Mohri T, Katsume Y, Tashiro M et al. Safety of distal His bundle pacing via the right ventricle backed up by adjacent ventricular capture. *JACC Clin Electrophysiol* 2021;**7**:513–21.
- Vijayaraman P, Dandamudi G, Subzposh FA, Shepard RK, Kalahasty G, Padala SK et al. Imaging-Based localization of His bundle pacing electrodes: results from the prospective IMAGE-HBP study. *JACC Clin Electrophysiol* 2021;**7**:73–84.
- Hu Y, Gu M, Hua W, Niu H, Li H, Chen X et al. Electrical characteristics of pacing different portions of the His bundle in bradycardia patients. *Europace* 2020;**22**:ii27–35.
- Vijayaraman P, Dandamudi G. Anatomical approach to permanent His bundle pacing: optimizing His bundle capture. *J Electrophysiol* 2016;**49**:649–57.
- Vijayaraman P, Herweg B, Dandamudi G, Mittal S, Bhatt AG, Marcantoni L et al. Outcomes of His-bundle pacing upgrade after long-term right ventricular pacing and/or pacing-induced cardiomyopathy: insights into disease progression. *Heart Rhythm* 2019;**16**:1554–61.
- Vijayaraman P, Subzposh FA, Naperkowski A. Atrioventricular node ablation and His bundle pacing. *Europace* 2017;**19**:iv10–6.
- Zweerink A, Bakelants E, Stettler C, Burri H. Cryoablation vs. radiofrequency ablation of the atrioventricular node in patients with His-bundle pacing. *Europace* 2021;**23**:421–30.
- Acosta H, Acosta N, Viafara G, de Las Salas A, Pothula SR, Acosta NM et al. A novel and practical technique to facilitate lead insertion at the His bundle region. *J Interv Card Electrophysiol* 2021. doi:10.1007/s10840-021-00941-z. Online ahead of print.
- Gu M, Niu H, Hu Y, Liu X, Zhang N, Cai M et al. Permanent His bundle pacing implantation facilitated by visualization of the tricuspid valve annulus. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2020;**13**:e008370.
- Sharma PS, Huang HD, Trohman RG, Naperkowski A, Ellenbogen KA, Vijayaraman P. Low fluoroscopy permanent His bundle pacing using electroanatomic mapping: a feasibility study. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2019;**12**:e006967.
- Orlov MV, Koulouridis I, Monin AJ, Casavant D, Maslov M, Erez A et al. Direct visualization of the His bundle pacing lead placement by 3-dimensional electroanatomic mapping: technique, anatomy, and practical considerations. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2019;**12**:e006801.
- Vijayaraman P, Mascarenhas V. Three-dimensional mapping-guided permanent His bundle pacing in a patient with corrected transposition of great arteries. *HeartRhythm Case Rep* 2019;**5**:600–2.
- Imnadze G, Vijayaraman P, Bante H, Eitz T, Bergau L, Baridwan N et al. Novel electroanatomical map for permanent His bundle pacing: the Mont Blanc approach – influence of the learning curve and procedural outcome. *Europace* 2020;**22**:1697–702.
- Namboodiri N, Kakarla S, Mohanan Nair KK, Abhilash SP, Saravanan S, Pandey HK et al. Three-dimensional electroanatomic mapping guided right bundle branch pacing in congenitally corrected transposition of great arteries. *Europace* 2022:euac239. doi:10.1093/europace/ euac239. Online ahead of print.

41. Zanon F, Abdelrahman M, Marcantoni L, Naperkowski A, Subzposh FA, Pastore G *et al.* Long term performance and safety of His bundle pacing: a multicenter experience. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2019;**30**:1594–601.
42. Sato T, Soejima K, Maeda A, Mohri T, Tashiro M, Momose Y *et al.* Deep negative deflection in unipolar His-bundle electrogram as a predictor of excellent His-bundle pacing threshold postimplant. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2019;**12**:e007415.
43. Su L, Wu S, Wang S, Wang Z, Xiao F, Shan P *et al.* Pacing parameters and success rates of permanent His-bundle pacing in patients with narrow QRS: a single-centre experience. *Europace* 2019;**21**:763–70.
44. Jastrzębski M. Physiologic differentiation between selective His bundle, nonselective His bundle and septal pacing. *Card Electrophysiol Clin* 2022;**14**:151–63.
45. Jastrzębski M. ECG and pacing criteria for differentiating conduction system pacing from myocardial pacing. *Arrhythm Electrophysiol Rev* 2021;**10**:172–80.
46. Jastrzębski M, Moskal P, Curila K, Fijorek K, Kukla P, Bednarek A *et al.* Electrocardiographic characterization of non-selective His-bundle pacing: validation of novel diagnostic criteria. *Europace* 2019;**21**:1857–64.
47. Jastrzębski M, Moskal P, Kukla P, Bednarek A, Kielbasa G, Rajzer M *et al.* Novel approach to diagnosis of His bundle capture using individualized left ventricular lateral wall activation time as reference. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2021;**32**:3010–8.
48. Jastrzębski M, Moskal P, Bednarek A, Kielbasa G, Vijayaraman P, Czarnecka D. His bundle has a shorter chronaxie than does the adjacent ventricular myocardium: implications for pacemaker programming. *Heart Rhythm* 2019;**16**:1808–16.
49. Jastrzębski M, Moskal P, Bednarek A, Kielbasa G, Vijayaraman P, Czarnecka D. Programmed His bundle pacing. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2019;**12**:e007052.
50. Katritsis DG, Josephson ME. Electrophysiological testing for the investigation of bradycardias. *Arrhythm Electrophysiol Rev* 2017;**6**:24–8.
51. Beer D, Subzposh FA, Colburn S, Naperkowski A, Vijayaraman P. His bundle pacing capture threshold stability during long-term follow-up and correlation with lead slack. *Europace* 2021;**23**:757–66.
52. Huang W, Chen X, Su L, Wu S, Xia X, Vijayaraman P. A beginner's guide to permanent left bundle branch pacing. *Heart Rhythm* 2019;**16**:1791–6.
53. Vijayaraman P, Subzposh FA, Naperkowski A, Panikkath R, John K, Mascarenhas V *et al.* Prospective evaluation of feasibility and electrophysiological and echocardiographic characteristics of left bundle branch area pacing. *Heart Rhythm* 2019;**16**:1774–82.
54. Zhang J, Wang Z, Zu L, Cheng L, Su R, Wang X *et al.* Simplifying physiological left bundle branch area pacing using a new nine-partition method. *Can J Cardiol* 2021;**37**:329–38.
55. Chen K, Li Y. How to implant left bundle branch pacing lead in routine clinical practice. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2019;**30**:2569–77.
56. Padala SK, Master VM, Terricabras M, Chiochini A, Garg A, Kron J *et al.* Initial experience, safety, and feasibility of left bundle branch area pacing: a multicenter prospective study. *JACC: Clinical Electrophysiology* 2020;**6**:1773–82.
57. Zhang S, Zhou X, Gold MR. Left bundle branch pacing: JACC review topic of the week. *J Am Coll Cardiol* 2019;**74**:3039–49.
58. Ponnusamy SS, Arora V, Namboodiri N, Kumar V, Kapoor A, Vijayaraman P. Left bundle branch pacing: a comprehensive review. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2020;**31**:2462–73.
59. Liu X, Niu HX, Gu M, Chen X, Hu Y, Cai M *et al.* Contrast-enhanced image-guided lead deployment for left bundle branch pacing. *Heart Rhythm* 2021;**18**:1318–25.
60. Jiang H, Hou X, Qian Z, Wang Y, Tang L, Qiu Y *et al.* A novel 9-partition method using fluoroscopic images for guiding left bundle branch pacing. *Heart Rhythm* 2020;**17**:1759–67.
61. Hu Q, You H, Chen K, Dai Y, Lu W, Li Y *et al.* Distance between the lead-implanted site and tricuspid valve annulus in patients with left bundle branch pacing: effects on postoperative tricuspid regurgitation deterioration. *Heart Rhythm* 2023;**20**:217–23.
62. Li X, Zhu H, Fan X, Wang Q, Wang Z, Li H *et al.* Tricuspid regurgitation outcomes in left bundle branch area pacing and comparison with right ventricular septal pacing. *Heart Rhythm* 2022;**19**:1202–3.
63. Su L, Wang S, Wu S, Xu L, Huang Z, Chen X *et al.* Long-term safety and feasibility of left bundle branch pacing in a large single-center study. *Circulation Arrhythmia and electrophysiology* 2021;**14**:e009261.
64. O'Connor M, Riad O, Shi R, Hunnybun D, Li W, Jarman JWE *et al.* Left bundle branch area pacing in congenital heart disease. *Europace* 2022;**25**:561–70.
65. Richter S, Gebauer R, Ebert M, Moscoso Ludueña C, Scheller D, Lucas J *et al.* Electroanatomical mapping-guided left bundle branch area pacing in patients with structural heart disease and advanced conduction abnormalities. *Europace* 2023;**25**:1068–76.
66. Jastrzębski M, Moskal P, Holda MK, Strona M, Bednarek A, Kielbasa G *et al.* Deep septal deployment of a thin, lumenless pacing lead: a translational cadaver simulation study. *Europace* 2020;**22**:156–61.
67. Gillis K, O'Neill L, Wielandts JY, Hilfiker G, Vlase A, Knecht S *et al.* Left bundle branch area pacing guided by continuous uninterrupted monitoring of unipolar pacing characteristics. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2022;**33**:299–307.
68. Shen J, Jiang L, Cai X, Wu H, Pan L. Left bundle branch pacing guided by continuous pacing technique that can monitor electrocardiograms and electrograms in real time: a technical report. *Can J Cardiol* 2022;**38**:1315–7.
69. Jastrzębski M, Moskal P. Reaching the left bundle branch pacing area within 36 heartbeats. *Kardiol Pol* 2021;**79**:587–8.
70. Jastrzębski M, Kielbasa G, Moskal P, Bednarek A, Kusiak A, Sondej T *et al.* Fixation beats: a novel marker for reaching the left bundle branch area during deep septal lead implantation. *Heart Rhythm* 2021;**18**:562–9.
71. Ponnusamy SS, Ganesan V, Syed T, Balasubramanian S, Vijayaraman P. Template beat: a novel marker for left bundle branch capture during physiological pacing. *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2021;**14**:e009677.
72. Ponnusamy SS, Basil W, Vijayaraman P. M-beat-a novel marker for selective left bundle branch capture. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2022;**33**:1888–92.
73. Shali S, Wu W, Bai J, Wang W, Qin S, Wang J *et al.* Current of injury is an indicator of lead depth and performance during left bundle branch pacing lead implantation. *Heart Rhythm* 2022;**19**:1281–8.
74. Ponnusamy S, Basil W, Vijayaraman P. Electrophysiological characteristics of septal perforation during left bundle branch pacing. *Heart Rhythm* 2022;**19**:728–34.
75. Jastrzębski M. Left bundle branch area pacing lead implantation using an uninterrupted monitoring of endocardial signals. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2022;**33**:1055–7.
76. Vijayaraman P, Huang W. Atrioventricular block at the distal His bundle: electrophysiological insights from left bundle branch pacing. *HeartRhythm Case Rep* 2019;**5**:233–6.
77. Kaddour M, Burri H. Case report of hidden (yet visible) systolic fascicular potentials in a patient with left bundle branch block during conduction system pacing implantation. *Eur Heart J Case Rep* 2023;**7**:ytad024.
78. Ponnusamy SS, Vijayaraman P. Evaluation of criteria for left bundle branch capture. *Card Electrophysiol Clin* 2022;**14**:191–202.
79. Wu S, Chen X, Wang S, Xu L, Xiao F, Huang Z *et al.* Evaluation of the criteria to distinguish left bundle branch pacing from left ventricular septal pacing. *JACC Clin Electrophysiol* 2021;**7**:1166–77.
80. Jastrzębski M, Moskal P, Bednarek A, Kielbasa G, Kusiak A, Sondej T *et al.* Programmed deep septal stimulation: a novel maneuver for the diagnosis of left bundle branch capture during permanent pacing. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2020;**31**:485–93.
81. Denker S, Lehmann MH, Mahmud R, Gilbert C, Akhtar M. Divergence between refractoriness of His-Purkinje system and ventricular muscle with abrupt changes in cycle length. *Circulation* 1983;**68**:1212–21.
82. Jastrzębski M. Permanent left bundle branch pacing: what is the mechanism of divergent responses during programmed stimulation? *J Cardiovasc Electrophysiol* 2020;**31**:1222–5.

83. Jastrzębski M, Kielbasa G, Curila K, Moskal P, Bednarek A, Rajzer M *et al.* Physiology-based electrocardiographic criteria for left bundle branch capture. *Heart Rhythm* 2021;**18**:935–43.
84. Briongos-Figuero S, Estévez-Paniagua Á, Sánchez-Hernández A, Muñoz-Aguilera R. Combination of current and new electrocardiographic-based criteria: a novel score for the discrimination of left bundle branch capture. *Europace* 2023;**25**:1051–9.
85. Wu H, Jiang L, Shen J, Zhang L, Zhong J, Zhuo S. The electrophysiological characteristics and possible mechanism of bipolar pacing in left bundle branch pacing. *Heart Rhythm* 2022;**19**:2019–26.
86. De Pooter J, Wauters A, Van Heuverswyn F, Le Polain de Waroux JB. A guide to left bundle branch area pacing using stylet-driven pacing leads. *Front Cardiovasc Med* 2022;**9**:844152.
87. De Pooter J, Ozpak E, Calle S, Peytchev P, Heggermont W, Marchandise S *et al.* Initial experience of left bundle branch area pacing using stylet-driven pacing leads: a multicenter study. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2022;**33**:1540–9.
88. Kircanski B, Boveda S, Prinzen F, Sorgente A, Anic A, Conte G *et al.* Conduction system pacing in everyday clinical practice: EHRA physician survey. *Europace* 2023;**25**:682–87.
89. Tan ESJ, Lee JY, Boey E, Soh R, Sim MG, Yeo WT *et al.* Use of extendable helix leads for conduction system pacing: differences in lead handling and performance lead design impacts conduction system pacing. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2022;**33**:1550–7.
90. Huang W, Su L, Wu S, Xu L, Xiao F, Zhou X *et al.* A novel pacing strategy with low and stable output: pacing the left bundle branch immediately beyond the conduction block. *Can J Cardiol* 2017;**33**:1736.e1–e3.
91. Byeon K, Kim HR, Park SJ, Park YJ, Choi JH, Kim JY *et al.* Initial experience with left bundle branch area pacing with conventional stylet-driven extendable screw-in leads and new pre-shaped delivery sheaths. *J Clin Med* 2022;**11**:2483.
92. De Pooter J, Calle S, Timmermans F, Van Heuverswyn F. Left bundle branch area pacing using stylet-driven pacing leads with a new delivery sheath: a comparison with lumenless leads. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2021;**32**:439–48.
93. Jastrzębski M. Multicenter European Left Bundle Branch Area Pacing Outcomes Study (MELOS). *Eur Heart J* 2022.
94. Zanon F, Marcantoni L, Pastore G, Baracca E. Left bundle branch pacing by standard stylet-driven lead: preliminary experience of two case reports. *HeartRhythm Case Rep* 2020;**6**:614–7.
95. Le Polain de Waroux JB, Wielandts JY, Gillis K, Hilfiker G, Sorgente A, Capulzini L *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.
96. Tan ESJ, Lee JY, Boey E, Soh R, Seow SC, Teo LJ *et al.* Predictors of loss of capture in left bundle branch pacing: a multicenter experience. *Heart Rhythm* 2022;**19**:1757–58.
97. Teigeler T, Kolominsky J, Vo C, Shepard RK, Kalahasty G, Kron J *et al.* Intermediate-term performance and safety of His-bundle pacing leads: a single-center experience. *Heart Rhythm* 2021;**18**:743–9.
98. Padala SK, Master VM, Terrabras M, Chiochini A, Garg A, Kron J *et al.* Initial experience, safety, and feasibility of left bundle branch area pacing: a multicenter prospective study. *JACC Clin Electrophysiol* 2020;**6**:1773–82.
99. Hua W, Fan X, Li X, Niu H, Gu M, Ning X *et al.* Comparison of left bundle branch and His bundle pacing in bradycardia patients. *JACC Clin Electrophysiol* 2020;**6**:1291–9.
100. Vijayaraman P, Ponnusamy S, Cano Ó, Sharma PS, Naperkowski A, Subposh FA *et al.* Left bundle branch area pacing for cardiac resynchronization therapy: results from the international LBBAP collaborative study group. *JACC Clin Electrophysiol* 2021;**7**:135–47.
101. Ponnusamy SS, Vijayaraman P. Aborted ST-elevation myocardial infarction—an unusual complication of left bundle branch pacing. *HeartRhythm Case Rep* 2020;**6**:520–2.
102. Molina-Lerma M, Tercedor-Sánchez L, Molina-Jiménez M, Álvarez M. Visualization of a septal perforator branch vein and coronary sinus during left bundle pacing implant. *Eur Heart J Case Rep* 2021;**5**:ytab049.
103. Zheng R, Wu S, Wang S, Su L, Ellenbogen KA, Huang W. Case report: interventricular septal hematoma complicating left bundle branch pacing lead implantation. *Front Cardiovasc Med* 2021;**8**:744079.
104. Chen X, Wei L, Bai J, Wang W, Qin S, Wang J *et al.* Procedure-related complications of left bundle branch pacing: a single-center experience. *Front Cardiovasc Med* 2021;**8**:645947.
105. Ravi V, Larsen T, Ooms S, Trohman R, Sharma PS. Late-onset interventricular septal perforation from left bundle branch pacing. *HeartRhythm Case Rep* 2020;**6**:627–31.
106. Sharma PS, Patel NR, Ravi V, Zalavadia DV, Dommaraju S, Garg V *et al.* Clinical outcomes of left bundle branch area pacing compared to right ventricular pacing: results from the Geisinger-Rush conduction system pacing registry. *Heart Rhythm* 2022;**19**:3–11.
107. Ponnusamy SS, Vijayaraman P. Late dislodgement of left bundle branch pacing lead and successful extraction. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2021;**32**:2346–9.
108. Ponnusamy SS, Patel NR, Naperkowski A, Subposh FA, Vijayaraman P. Cardiac troponin release following left bundle branch pacing. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2021;**32**:851–5.
109. Chen X, Jin Q, Bai J, Wang W, Qin S, Wang J *et al.* The feasibility and safety of left bundle branch pacing vs. right ventricular pacing after mid-long-term follow-up: a single-centre experience. *Europace* 2020;**22**:ii36–44.
110. Burri H. Complications with left bundle branch area pacing. *Heart Rhythm* 2022;**19**:735–6.
111. Ellenbogen KA, Padala SK. Taking the heat out of cardiac resynchronization therapy and conduction system pacing. *JACC: Clinical Electrophysiology* 2021;**7**:893–5.
112. Starr N, Dayal N, Domenichini G, Stettler C, Burri H. Electrical parameters with His-bundle pacing: considerations for automated programming. *Heart Rhythm* 2019;**16**:1817–24.
113. Kaza N, Htun V, Miyazawa A, Simader F, Porter B, Howard JP *et al.* Upgrading right ventricular pacemakers to biventricular pacing or conduction system pacing: a systematic review and meta-analysis. *Europace* 2022;euac188. doi:10.1093/europace/euac188. Online ahead of print.
114. Badertscher P, Knecht S, Zeljković I, Sticherling C, de Asmundis C, Conte G *et al.* Management of conduction disorders after transcatheter aortic valve implantation: results of the EHRA survey. *Europace* 2022;**24**:1179–85.
115. Vijayaraman P, Subposh FA, Naperkowski A. Extraction of the permanent His bundle pacing lead: safety outcomes and feasibility of reimplantation. *Heart Rhythm* 2019;**16**:1196–203.
116. Migliore F, Dall'Aglia P, Falzone PV, Bertaglia E, Zanon F. Extraction of a very old His bundle pacing lead: a safe and effective procedure? *Pacing Clin Electrophysiol* 2021;**44**:1464–5.
117. Su L, Cai M, Wu S, Wang S, Xu T, Vijayaraman P *et al.* Long-term performance and risk factors analysis after permanent His-bundle pacing and atrioventricular node ablation in patients with atrial fibrillation and heart failure. *Europace* 2020;**22**:ii19–26.
118. Curila K, Jurak P, Jastrzebski M, Prinzen F, Waldauf P, Halamek J *et al.* Left bundle branch pacing compared to left ventricular septal myocardial pacing increases interventricular dyssynchrony but accelerates left ventricular lateral wall depolarization. *Heart Rhythm* 2021;**18**:1281–9.
119. Curila K, Jurak P, Vernooy K, Jastrzebski M, Waldauf P, Prinzen F *et al.* Left ventricular myocardial septal pacing in close proximity to LBB does not prolong the duration of the left ventricular lateral wall depolarization compared to LBB pacing. *Front Cardiovasc Med* 2021;**8**.
120. Heckman LIB, Luermans J, Curila K, Van Stipdonk AMW, Westra S, Smisek R *et al.* Comparing ventricular synchrony in left bundle branch and left ventricular septal pacing in pacemaker patients. *J Clin Med* 2021;**10**:822.
121. Mirolo A, Chaumont C, Auquier N, Savoure A, Godin B, Vandevelde F *et al.* Left bundle branch area pacing in patients with baseline narrow, left, or right bundle branch block QRS patterns: insights into electrocardiographic and echocardiographic features. *Europace* 2023;**25**:526–35.
122. Hou X, Qian Z, Wang Y, Qiu Y, Chen X, Jiang H *et al.* Feasibility and cardiac synchrony of permanent left bundle branch pacing through the interventricular septum. *Europace* 2019;**21**:1694–702.