proLékaře.cz | 24.11.2026

Historie trvalé kardiostimulace

J. Lipoldová, M. Novák

Klíčová slova

historie kardiostimulace – Ni-Cd baterie – Zn-Hg-O baterie – demand pagemaker – standby pagemaker – nukleární pagemaker – Li-I baterie – dvoudutinová kardiostimulace – CHD-kód – stimulační elektrody – senzor/y – NASPE/BPEG-kód

Souhrn

Trvalá kardiostimulace oslaví zanedlouho 50. narozeniny. Jejímu plnohodnotnému zrození předcházelo období výzkumů a pokusů, s většími či menšími úspěchy. Hlavní limitací nebyly na začátku znalosti o elektrické aktivitě srdce, ale možnosti techniky té doby, především hledání spolehlivého energetického zdroje, vývoj spolehlivých elektrod a zjednodušení implantačního výkonu. Následoval výzkum k podpoře „fyziologické stimulace“, byla začleněna schopnost vnímat vlastní srdeční akci, 2dutinová kardiostimulace, byl vyvinut implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD) a následně biventrikulární kardiostimulace. V současné době se rozšiřují diagnostické funkce, jsou vyvíjeny nové algoritmy na detekci a zvládání různých arytmií a stavů. S rostoucí komplexitou kardiostimulačních systémů se rozšiřuje spektrum indikací. Z kardiostimulátoru se stává počítač či malý robot, kterého nutíme v nepřítomnosti lékaře „myslet“ a automaticky zvládat řadu problémových situací.

Keywords

history of pacing – Ni-Cd battery – Zn-Hg-O battery – demand pacemaker – standby pacemaker – nuclear pacemaker – Li-I battery – dual chamber pacing – ICHD code – pacing leads – sensor – NASPE/BPEG code

Summary

History of permanent pacing. 50th anniversary of permanent pacing is approaching. Before its real formation there was a period of research, attempts with smaller or greater success. From the very beginning the limitation was not knowledge about heart electrical activity but contemporary technical possibilities, most of all searching for reliable energy resource, development of reliable pacing leads, simplifying of pacemaker implantation technique. After that, research of “physiological pacing” support was leading, with implementing possibility to sense intrinsic heart electrical activity, development of dual chamber pacemaker, implantable cardioverter-defibrillator (ICD) and biventricular devices. Nowadays diagnostic functions are expanding including new algorithms for management of arrhythmias etc. With growing complexity of pacing systems the spectrum of indication is larger and larger. Pacemaker is changing into computer or small robot, which is made to “think” as a doctor and to manager great number of possible problem situations.

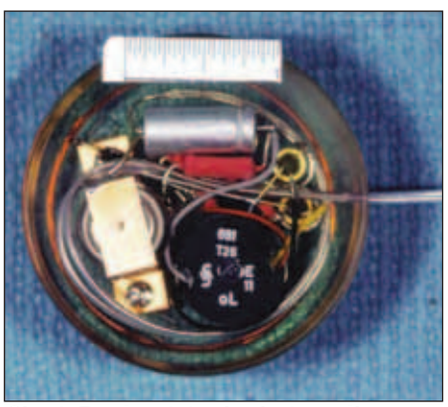
Úvod

Trvalá kardiostimulace oslaví zanedlouho 50. narozeniny. Její vznik ale nelze přesně stanovit. Jejímu plnohodnotnému zrození předcházelo období výzkumů a pokusů, s většími či menšími úspěchy. Hlavní limitací nebyly na začátku znalosti o elektrické aktivitě srdce, ale možnosti soudobé techniky. Jakmile se inženýři a konstruktéři vyrovnali s technickou stránkou věci, začali se na dalším vývoji techniky svými návrhy při znalosti fyziologie elektrického chování srdce podílet i lékaři. Z kardiostimulátoru – pacemakeru (PM) se stává počítač či malý robot, kterého nutíme myslet jako lékař.

50. léta – nesmělé začátky

V roce 1950 vyvinul kanadský elektroinženýr John Hopps první zevní kardiostimulátor [1]. Samotné zařízení bylo velké a neskladné. Ačkoliv v následujících letech další vynálezci, vč. Paula Zolla, vyvinuli přístroje menší, vždy se jednalo o přístroj připojený do trvalého zdroje elektrického napětí, tudíž limitovaný možnými výpadky elektrického proudu a hlavně limitující pacienta v pohybu, nepočítaje v to bolestivost při elektrické stimulaci přes hrudník.

Prvním plně implantabilním kardiostimulátorem byl přístroj vyvinutý Senningem a Elmqvistem.



Obr. 1. První prototyp implantovaného kardiostimulátoru byl implantován 8. října 1958. Autorem je R. Elmqvist.

První kardiostimulátor byl implantován Arne Larssonovi, pacientovi s atrioventrikulární (AV) blokádou 93. st., dne 8. října 1958 (obr. 1) [2,3]. Ocelová elektroda potažená teflonem byla našita epimyokardiálně při torakotomii. Kardiostimulátor vybavený nikl-kadmiovou baterií byl celý zalitý v epoxidové pryskyřici. K vybití baterie došlo u prvního implantátu už po 8 hodinách z důvodu porušení diody při kauterizaci v průběhu implantace a bylo nutno implantovat druhý předem vyrobený exemplář. Ačkoliv to byl nepochybně úspěch a zpráva o tomto výkonu obletěla svět, těšil se druhý přístroj životnosti asi 6 týdnů.

Åke Senning (1915–2000) byl světoznámý kardiochirurg. Po dokončení studií na univerzitě v Uppsale v roce 1948 začal pracovat v nemocnici Sabbartsberg ve Stockholmu. Společně s Clarance Crafoordem vyvinuli přístroj pro extrakorporální oběh a v roce 1954 společně provedli první operaci na otevřeném srdci. V roce 1956 se dostal do čela univerzitní nemocnice Karolinska v Solně a stal se ředitelem úseku experimentální chirurgie. Společně s elektroinženýrem Rune Elmqvistem vyvinuli první kardiostimulátor.

Rune Elmqvist (1906–1996) začínal jako lékař, ale později pracoval už jen jako inženýr a vynálezce. V roce 1931 vyvinul první přístroj pro zápis EKG. V roce 1940 se stal šéfem úseku

proLékaře.cz | 24.11.2026



Obr. 2. Pacient s dlouhodobou externí kardiostimulací přes intravenózně zavedenou elektrodu. Pacient přežíval s tímto typem stimulace od května 1959 do listopadu 1962.

vývoje společnosti Elema-Schönander, která se později stala součástí firmy Siemens-Elema. Tato firma se specializovala na vývoj a výrobu kardiostimulátorů. V roce 1994 byla prodána americké společnosti Pacesetter, která byla později prodána firmě St. Jude Medical.

Cylindrický unipolární asynchronní implantabilní generátor se skládal ze dvou dobíjecích nikl-kadmiových článků, elektronického obvodu a nabíjecí antény, vše zalité v epoxidové pryskyřici. Průměr byl 52,5 mm, výška 17,5 mm a přístroj vážil 64,3 g. Elektroda se skládala z jádra z vyztuženého nylonu obklopeného 4 proužky nerezavějící oceli a vše bylo izolováno pod polyetylenovým povrchem. Katodou byla platinová destička s aktivním povrchem 63,6 mm^2, která byla našita na levou komoru epimyokardiálně. Jako anoda sloužil 10 mm široký prstenec na pouzdře generátoru. Každý ze 2 nikl-kadmiových článků generoval proud 50 μA/h. Nabíjení se provádělo střídavým proudem 150 kHz, který byl generován externí jednotkou připojenou do sítě na napětí 220 V. Proud byl indukován externí cívkou o průměru 25 cm, která nabíjela interní cívku PM o průměru 50 mm. Nabíjení bylo potřeba provádět po dobu 12 hodin 1krát týdně.

I přes časnou poruchu funkce i druhého exempláře PM pacient přežil do roku 2001 a vystřídal 26 kardiostimulátorů.

Vzhledem k výrazné nespolehlivosti implantabilního kardiostimulátoru byla koncem 50. let 20. století často užita i dlouhodoběji dočasná stimulace se zevním bateriovým zdrojem a s připojením na dočasnou transvenózní elektrodu zavedenou incizí do cefalické žíly. Oproti Senningově implantabilnímu modelu byl přístroj podstatně multifunkčnější. Model 902M (Atronic Products, Inc. Bala Cynwyd, PA, USA) [4] byl schopen vnímat vlastní srdeční aktivitu, neuměl však inhibovat stimulaci jako reakci na vnímání, dále byl schopen stimulovat v rozsáhlém spektru stimulačních frekvencí a stimulačního výdeje, měřit impedanci elektrodového systému a podávat informaci o četnosti vlastních vnímaných událostí. Součástí byl připojitelný audio výstup. Perkutánně zavedená elektroda s připojeným zevním kardiostimulátorem hrozila rizikem infekce.

Nejdéle s tímto modelem přežíval 67letý muž (obr. 2), kterému byl přístroj zaveden pro AV-blokádu 2. st. 2:1, s opakovanými MAS-paroxyzmy. Implantace byla provedena 19. května 1959. Protože endokardiální elektroda procházela přes kůži, bylo ji nutné upevnit několika kovovými stehy, které vyžadovaly opakované výměny. Ačkoliv se u pacienta nikdy nevyskytla systémová infekce, byl kožní vstup opětovně povrchově infikován a vyžadoval opakované čištění. Dne 8. listopadu 1962, po 41 měsících, pacient podstoupil torakotomii a zavedení implantabilního systému. Důvodem nebyla infekce, ale zajištění většího komfortu pacienta. Bohužel se pacient z operace nikdy pořádně nezotavil a 20 dní po implantaci zemřel.

Druhou možností, která předcházela současné formě trvalé kardiostimulace, byla i koncem 50. let kardiostimulace zevní. V letech 1958–1959 byl vyvinut radiofrekvenční pacemaker [5] s implementovaným bateriovým zdrojem. Stimulace probíhala přes elektrody přilepené na hrudník.

Počátek 60. let – první úspěchy

V roce 1960 byl vyvinut Senningův model upravený podle nových technologických znalostí. Tranzistor z germania byl nahrazen silikonovým a celý generátor byl zalit do nového typu epoxidové pryskyřice (Araldit) vyráběného firmou Ciba. I tento přístroj byl vybaven dobíjecí nikl-kadmiovou baterií. Implantaci provedl dr. Robert Rubio dne 3. února 1960 v Montevideu, Uruguay (obr. 3) [6]. Pacientka přežila 9 měsíců a zemřela na generalizovanou infekci z rány po implantaci.

Pokrokem v kardiostimulační technice bylo zavedení nového typu energetického zdroje, zinko-rtuťového článku (v Zn-Hg-O alkalickém článku je anodou zinek a katodou oxid rtuti) [7]. První implantaci nového modelu provedl podle návrhu inženýra W. Greatbatche v dubnu 1960 W. M. Chardack (Buffalo, NY, USA) [8] a po něm následovali další [9].



Obr. 3. První dlouhodobě fungující kardiostimulátor byl implantován 3. února 1960 v Uruguayi. Jednalo se o upravený Senningův model. Pacientka přežila 9 měsíců a zemřela na infekční komplikaci.

Počátkem 60. let byly k dispozici jen epimyokardiální elektrody. Implantace vyžadovala levostrannou torakotomii a obnažení myokardu, proto musel být implantujícím lékařem zkušený kardiochirurg. Prakticky všichni kandidáti na kardiostimulátor byli pacienti s opakovanými synkopami, s AV-blokádou vyššího stupně, zchátralí kardiálním postižením. Implantace byla náročným a rizikovým výkonem a odvážilo se ho provést jen několik málo kardiochirurgů.

První kardiostimulátory byly schopny vydávat impulzy v pravidelných, předem stanovených intervalech bez ohledu na vlastní srdeční činnost. V novodobé klasifikaci by se označily jako V00, tehdy byla stimulace nazvána „asynchronní“ neboli „fixed rate“. Energetický výdej pacemakeru byl mnohonásobně vyšší, než bylo ve skutečnosti potřeba. Cílem bylo prostě srdce čistě stimulovat [10]. Běžně používanou elektrodou počátku 60. let byla dvojice ocelových stočených drátů krytých teflonem [11]. Nespolehlivost elektrod byla výrazná, jednalo se především o vysokou četnost fraktury elektrody [12,13,14], která na některých pracovištích přesahovala i 50 % sledovaných případů.

Kritickým problémem 60. let byla nespolehlivost kardiostimulátoru. Nepočítáme-li četné selhání generátoru z důvodu nepředpokládané poruchy části obvodů či elektrického zkratu při průsaku tělních tekutin, byla limitujícím faktorem životnost baterie. Výrobce baterie sice teoreticky předpovídal životnost 5 let, ale v praxi všeobecně byla pozorována praktická životnost v průměru 9–18 měsíců. Řada reimplantací byla prováděna akutně až při známkách dysfunkce kardiostimulátoru a recidivě synkopy. Další nevýhodou zinko-rtuťové baterie bylo, že při vybíjení docházelo k uvolňování plynu jako vedlejšího produktu. Z toho důvodu generátor nemohl být hermeticky izolován od tělních tekutin. Ačkoliv se výrobce snažil články zdokonalovat [15,16], nutně probíhal intenzivní vývoj alternativních zdrojů energie.

proLékaře.cz | 24.11.2026

Parsonnet et al (Newark Beth Israel Hospital, NY, USA) prováděl pokusy s využitím mechanické energie pulzující descendentní aorty. Piezoelektrické krystaly připevněné na aortu při pulzaci generovaly napětí u testovaných zvířat [17,18]. Řada technických problémů však způsobila, že se teorie nikdy nedostala do praxe. I jiné pokusy využít bioenergii, např. pohyb bránice při dýchání, selhaly [19].

60. léta – cesta od asynchronní stimulace po nekompetitivní stimulaci s transvenózní elektrodou

Výzkum a rozvoj hardwarového a softwarového vybavení v kardiostimulační technice probíhal díky těsné spolupráci mezi klinickými výzkumnými centry a výrobci.

Všechny PM dosud vyrobené pracovaly pouze v asynchronní stimulaci (v současné terminologii V00) s pevně stanovenou stimulační frekvencí.

Od roku 1962 se dostal na trh model V00 PM s možností invazivně jednorázově změnit stimulační frekvenci. Ke změně stimulační frekvence došlo perkutánní punkcí speciální jehlou do určitého místa generátoru [20].

U řady pacientů se zachovanou síňovou aktivitou vznikaly příznaky z AV-disociace (v současnosti označované jako pacemakerový syndrom). Počátkem 60. let byl vyvíjen přístroj se schopností snímat síňovou aktivitu. Ve spolupráci s firmou Cordis navrhli a vyvinuli lékaři z Miami, US s inženýrem J. W. Kellerem zařízení schopné síňově synchronizované stimulace (v současné terminologii VAT) [21,22], přesněji v režimu V00 se schopností snímat vlnu P. Přístroj zvaný Atricor využíval epimyokardiální přístup pro stimulaci i vnímání. V případě síňové tachyarytmie stimuloval komoru s převodem 2 : 1 či 3 : 1. Pro velkou energetickou spotřebu a krátkou životnost při tehdejším vybavení zinko-rtuťovou baterií, velké rozměry a četné chybové vnímání vlny P se však nedočkal většího rozšíření [23].

Všeobecně bylo jasné, že i pacienti s kompletní AV-blokádou mají občas spontánně převedený vlastní stah. Řada lékařů se obávala, že kompetitivní stimulací mohou vyvolat obávanou fibrilaci komor [24]. Už v první polovině 60. let popsali němečtí autoři experimenty se stimulátory, které vydaly pulz, pouze pokud selhalo spontánní AV-vedení [25]. Princip byl rychle převzat na americký trh a v roce 1966 se objevily přístroje schopné tzv. nekompetitivní stimulace. Firma Medtronic a nezávisle American Optical Co. of Boston vyvinuly tzv. „demand“ pacemaker [26], který při vnímání vlastní komorové depolarizace restartoval časování (v současné terminologii stimulace VVI). Firma Cordis vyvinula podobný „standby“ pacemaker (obr. 4) [27], který při vnímání spontánní vlny R emitoval pulz do doby absolutní refrakterity (v současné terminologii PM v režimu VVT).

V roce 1969 vyvinula firma American Optical podle návrhu kardiologů Lemberga a Castellanose a inženýra Berkovitse první opravdu 2systém [28,29], označovaný tehdy jako „bifokální“ či „AV-sekvenční“, dle dnešní terminologie pracující v režimu DVI, tedy D00-stimulace s možností inhibice vlnou R. V případě sinusové bradykardie a poruchy AV-vedení stimuloval přístroj síně a po časové prodlevě komory. Při detekci vlastní komorové depolarizace stimuloval pouze síně.

Na plnohodnotný PM pracující v DDD-režimu si lékaři museli počkat do konce další dekády.

Samotná implantační procedura doznala změny. Příkladem je zavedení transvenózní stimulační elektrody. Ta byla pro dočasnou kardiostimulaci [30,31] používána celkem běžně už od konce 50. let. Trvalá transvenózní stimulace se poprvé objevila počátkem 60. let [32,33] a rychle se začala rozšiřovat hlavně v evropských zemích [34]. V USA se její rozmach datuje až od roku 1965, kdy firma Medtronic uvedla nový typ flexibilní intravenózní elektrody [35]. To otevřelo možnost trvalé kardiostimulace i pro nechirurgy [36].

I Československo přispělo k rozvoji trvalé kardiostimulace, a to zejména v prvních 15 letech jejího používání.

V březnu roku 1965 byl vyroben první československý kardiostimulátor [37]. Byl sice sestaven převážně z dovezených součástí, ale měl originální tvar, s vykrojenou částí pro elektrody řešenou tak, že se elektrody nelámaly a nedráždily v podkoží. Tento tvar, jehož návrh vytvořil ředitel Ústavu pro elektroniku a modelování v lékařství IKEM Ing. Bohumil Peleška spolu s Ing. Vladimírem Bičíkem, poté převzala řada světových firem.

V roce 1968 vytvořil Ing. Miroslav Netušil z IKEM první československou transvenózní stimulační elektrodu a zároveň vypočítal a pokusně doložil zákonitosti vztahu mezi velikostí stimulační plochy a přenosem energie impulzů na myokardiální tkáň [37]. Originální práce zaslaná k publikaci do USA byla odmítnuta, ale většina světových výrobců následně návrh využila a stimulační plocha elektrody se zmenšila z původních 90 mm² na 20 mm².

Už na přelomu 60. a 70. let byl na pracovišti IKEM vytvořen přístroj na měření kardiostimulačního prahu. Původcem byl Ing. Blažek a přístroj pracoval na principu měření chronaxie myokardu Hoorwegovými-Weissovými křivkami [37].



Obr. 4. První „standby“ kardiostimulátor firmy Cordis Corp. pracující v režimu VVT. Název Ventricor III-129C byl brzy změněn na Ectocor. Přístroj byl vybaven 5 zinko-rtuťovými články a byl vyráběn v letech 1965–1967.

70. léta – hardwarový a softwarový boom v kardiostimulační technice

Výzkum na poli spolehlivějších energetických zdrojů vedl počátkem 70. let k uvedení nukleárního generátoru (obr. 6) [38,39,40,41]. Inovátorem byla firma Numec Corporation ve spolupráci s Americkou komisí pro atomovou energii a první přístroj byl vyroben v roce 1973. Popud k výzkumu na tomto poli ale provedl už v roce 1965 Parsonnet, který byl prvním, kdo Americkou komisi pro atomovou energii oslovil. Zdrojem emisí alfa částic byl malý proužek nuklidu plutonia238, emitované alfa částice bombardovaly stěny kontejneru. Vznikající teplo bylo implementovaným termočlánkem konvertováno na elektrickou energii. Oproti zinko-rtuťovému kardiostimulátoru měl nukleární mnoho výhod. Především předpokládaná životnost přesahovala v odhadech 20 let. Obecná nejistota ohledně nukleární energie a její bezpečnosti včetně četných intervencí antinukleárních organizací vedly k omezení užívání. K definitivnímu ukončení používání nukleárního generátoru přispělo zavedení nové bezpečné a spolehlivé lithium-jodinové baterie v roce 1975 [42,43, 44,45]. (*Článek s lithiovou anodou a jodinovou katodou byl vynalezen v roce 1967 v malé továrně na baterie Catalyst, Baltimore, ale nenašel tehdy komerční uplatnění. Až Wilson Greatbatch, designer obvodů pro první kardiostimulátor, baterii objevil a ve své vlastní firmě ji začal od roku 1973 vyrábět. Díky jeho schopnosti přesvědčit a jeho prestiži na poli kardiostimulace se kardiostimulační trh postupně mění na „lithiový“.*) Poslední nukleární generátor byl implantován v roce 1988 [46].

proLékaře.cz | 24.11.2026



Obr. 5. Jeden z prvních kardiostimulátorů vybavený lithium-jodinovou baterií. Tento model (V12-L151 firmy LEM) pochází z Itálie z roku 1975.

Lithiová baterie se na rozdíl od zinko-rtuťové baterie těší řadě výhod. Vysoká energetická denzita umožnila výrobcům zmenšit rozměry generátoru (obr. 5). Napětí pulzu klesá kontinuálně s vybíjením oproti náhlému poklesu u zinko-rtuťového článku a dává možnost lékaři včas odhadnout nutnost elektivní výměny. Životnost byla odhadována podle modelu na 5 až 10 i více let. Při vybíjení nevzniká žádný plynný meziprodukt a generátor může být hermeticky uzavřen.

Vytvořením spolehlivého generátoru byla zbourána poslední limitace širokého užití kardiostimulace. Indikační kritéria se kromě AV–blokády vyššího stupně rozšířila na tzv. sick sinus syndrom, který zahrnuje rozsáhlou škálu poruch tvorby impulzů (pojem pochází už z roku 1968 [47]).

Implantace se stává rutinní záležitostí. V evropských zemích se vytvářejí akreditační standardy, v USA není výkon limitován. Trh s kardiostimulační technikou se rozšiřuje. K doposud zavedeným firmám Cordis a Medtronic přibývá řada nových [48]. Noví výrobci se specializují na inovaci modelů, dávají kardiostimulátorům vlastní jedinečné (patentovatelné) vlastnosti. V roce 1978 bylo na americkém trhu aktivních 16 výrobců produkujících 103 různých modelů.

Od poloviny 70. let nahrazuje původní epoxidovou pryskyřici se silikonovou gumou titanové pouzdro. Díky speciálním filtrům jsou nové kardiostimulátory lépe odstíněny od okolí a je minimalizována elektromagnetická interference. To umožňuje pacientům bez obav používat mikrovlnné trouby a jiná domácí elektronická zařízení.

Rozšíření se dočkává bipolární elektroda, která odbourává problém inhibice stimulace myopotenciály [49].

Ve vývoji softwarového vybavení je kladen největší důraz na možnost ovlivnit stimulační parametry. V roce 1972 uvádí na trh firma Cordis první neinvazivně programovatelnou řadu kardiostimulátorů Omnicor. Kardiostimulátory této řady jsou vybaveny dokonalejší mikroelektronikou, mají integrovány 2 digitální logické obvody. Komunikace je prováděna pomocí příručního zařízení (analogie dnešního programátoru) a implantát je vybaven magnetickým spínačem relé (autorem je inženýr Vincent Cutolo) umožňujícím přenos dat. Tyto přístroje byly jednosměrně programovatelné, s možností 6 různých hodnot stimulační frekvence a 4 hodnot stimulačního výdeje [50].

V roce 1978 několik výrobců uvedlo na trh multiprogramovatelné přístroje (definované jako přístroje s možností nezávislé programace minimálně 3 parametrů, v dnešní terminologii označované jako VVI,M, resp. DDD,M). V popředí pozornosti stála řada přístrojů Cyberlith firmy Intermedics, Inc. s možností nastavení 15 různých stimulačních frekvencí, 14 různých stimulačních výdejů a 7 hodnot senzitivity.

Výrazným pokrokem bylo zavedení oboustranné komunikace mezi programátorem a implantátem. To znamenalo nejen možnost uploadu, tedy přenesení informací do implantátu, ale také downloadu, tedy získání informací od implantátu, jako např. stimulační frekvence, napětí a impedance baterie a impedance elektrody [51]. Plně komunikující přístroje schopné změřit prahové parametry pro stimulaci a vnímání pocházejí až z roku 1980.

V roce 1973 byla poprvé (tehdy jen experimentálně) uvedena funkce automatické kontroly prahu [52], následně zvaná Automatic Capture. Kardiostimulátor vyhodnocoval pro každý stimulovaný stah tzv. evokovanou odpověď a podle ní stanovoval, zda stimulace byla účinná. Teorie, že udržováním výdeje těsně nad prahovou hodnotou se prodlouží životnost, se následně v řadě studií prokázala [53].

Možnost programování stimulačního výdeje prodloužila životnost přístroje [54], možnost programování ostatních parametrů otevřelo pole pro kardiostimulační léčbu široké škály arytmií [55] či jemného nastavení programování podle aktuálního stavu pacienta. V roce 1976 je dokumentován efekt trvalé kardiostimulace s frekvencí rychlejší než vlastní rytmus (overdriving) u Wolffova-Parkinsonova-Whitova syndromu [56,57]. Týž rok je též poprvé na člověku použita biventrikulární stimulace [58] (obr. 6), zatím v indikaci pokusu o potlačení komorových arytmií přestimulováním. Bohužel se metodika pro malý efekt v této indikaci neuplatnila a její čas přijde až v 90. letech.

Rozvoj 2dutinové stimulace, zahájený už v 60. letech, váznul. V USA, kde implantovat mohl jakýkoliv lékař bez nutnosti získání akreditace, byl počet implantujících extrémně velký, a tudíž průměrné počty implantací na 1 lékaře malé, často do 10 pacientů do roka. Implantační zkušenosti byly sporé a znalosti technické stránky věci ještě menší. Ač již byly k dispozici programovatelné kardiostimulátory, podle průzkumů z počátku 80. let nebylo v USA 47 % přístrojů přeprogramováno během prvních 3 měsíců a 30 % nebylo dokonce přeprogramováno vůbec. Nadto byla 2dutinová stimulace podstatně dražší, životnost generátoru menší. Komplexita rozvíjené programace a přítomnosti 2 elektrod způsobovala více problémů. 3. generace 2dutinových přístrojů byla proto uvedena na trh až v roce 1980.



Obr. 6. Nukleární kardiostimulátor vybavený termočlánkem s plutoniem238. Tento model Nu-5D vyrobený firmou Arco Nuclear Co. pochází z roku 1976.

Narůstající komplexita trvalé kardiostimulace si začala vyžadovat systematičtější přístup. Jedním ze základních kroků k možnosti sjednotit vzájemnou komunikaci bylo vytvoření jednotné terminologie klasifikace generátorů.

V roce 1974 byl na 4 roky starém podkladě Nicholase P.D. Smytha vytvořen 3písmenný kód (tzv. ICHD-kód [59], Inter-Society Commission for Heart Disease Code) podle 3 základních informací: o dutině, v které probíhá stimulace (V = komora, A = síň, D = obě), dutině, jejíž vlastní depolarizace je vnímána (V = komora, A = síň, D = obě, 0 = žádná), a jak vnímání ovlivňuje stimulační vzorec (I = inhibice, T = spuštění, 0 = nic).

80. léta – cesta k fyziologické stimulaci

Koncem 70. let pracuje ještě většina kardiostimulátorů v režimu VVI. S pokrokem v rozvoji mikroelektroniky se zdokonalují elektronické obvody a s dalšími klinickými poznatky o hemodynamice je vývoj směrem k 2dutinové stimulaci neodvratitelný.

3. generace 2dutinových kardiostimulátorů je na trh uvedena v roce 1980 a obsahuje řadu moderních inovací z předchozí dekády: lithiové baterie s dlouhou životností, obousměrnou komunikaci mezi lékařem a pulzovým generátorem, endokardiální transvenózní elektrody. Přístroje jsou schopny stimulace i vnímání v síni i komoře. Větší rozšíření však naráží na četné bariéry. Implantace druhé elektrody stejnou žílou a její bezpečné ukotvení v síni je zdrojem obtíží [60]. Převratem je zavedení síňové elektrody s prefigovaným zakřivením do tvaru písmene J (J-curved lead),

proLékaře.cz | 24.11.2026



Obr. 7. Jeden z prvních ICD. Tento model AID-B firmy INTEC System pochází z roku 1982. Jednalo se o neprogramovatelný přístroj schopný pouze vysokoenergetického výdeje.

vyvinuté N. Smythem [61,62]. Následně se objevují nové modely elektrody, nejdříve elektrody s členitým povrchem („fractal“) a se zpětnými háčky („tined“) [63] a následně i elektrody s aktivní fixací šroubováním („screw-in“) [64]. Silikonem potažené elektrody jsou nahrazeny polyuretanovými, které jsou pevnější, odolnější vůči mechanické únavě, v průměru menší a na povrchu kluzčí, což umožňovalo snazší zavedení dvou elektrod do jedné žíly [65]. Od roku 1979 je vyvinut systém pro punkční zavedení elektrody (Peel-Away) do podklíčkové žíly [66] jako upravená forma již známého Seldingerova katetrizačního přístupu. Významnou bariérou ve všeobecném přijetí 2dutinové kardiostimulace implantujícími lékaři byly ale malé znalosti charakteristiky a klinického chování 2dutinového systému in vivo [67]. Extrémní flexibilita nové generace kardiostimulátorů je právě závislá na vnějším programování. Neadekvátní programování a komplexita systému s sebou nese potenciální nebezpečí ve formě oversensingu, undersensingu, neadekvátní vlastní inhibice, indukce pacemakerové tachykardie [68] aj. Na lékaře jsou kladeny velké požadavky v porozumění principů a časování [69]. Přes všechny nedokonalosti je jeden z konsenzů NASPE v roce 1984 výrok, že 2dutinová stimulace je indikována v 60–80 % všech případů [70].

V roce 1983 vyvinula firma Medtronic první elektrodu s postupným uvolňováním steroidu („steroid-eluting“) snižující zánětlivou reakci v místě kontaktu elektrody a myokardiální tkáně a zlepšující vývoj kardiostimulačních prahů [71].

V polovině 80. let se objevují kardiostimulátory s frekvenční adaptabilitou. Prvním byl PM Activitrax firmy Medtronic. Drobný senzor (piezoelektrický krystal připojený na vnitřní stranu pouzdra generátoru) detekoval tlakové vlny vznikající pohybem pacientových svalů. Elektronickými obvody byly tyto tlakové vlny převedeny na elektrický signál, který modifikoval příslušnou stimulační frekvenci. Rychle se rozvíjejí další typy senzorů. U systému na podkladě akcelerometru piezoelektrický krystal při pohybu nebo vibraci generuje elektrický potenciál, který přístroj kvantifikuje a odhaduje míru fyzické zátěže. V roce 1988 se objevuje další typ senzoru – hemodynamický [72]. Tento senzor pracuje na principu měření nitrohrudní impedance, která odpovídá změnám preejekčního intervalu (závisejícího na kontraktilitě myokardu). Nitrohrudní impedance též využívá senzor aproximující minutovou ventilaci. Na rozdíl od akcelerometru tyto typy senzoru lépe korespondují např. s psychickou zátěží.

V roce 1980 byl vyvinut první implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD), obr. 7 [73,74]. Přístroje první generace byly objemné a těžké (průměrný objem 160 ml a hmotnost 290 g). Přístroj byl implantován do podkožní kapsy na břiše a epimyokardiální defibrilační elektroda byla našita při otevřené torakotomii nad levou komoru. První ICD byly vybaveny pouze funkcí vysokoenergetického výboje při detekci rychlého komorového rytmu a neměly žádné záznamové holterovské funkce [75]. Přístroje podávaly informace o počtu výbojů, ale neodpovídaly na otázku, zda terapie byla adekvátní.

2. generace, která nastoupila v roce 1983, již byla vybavena funkcí kardioverze, tedy nízkoenergetického výboje určeného pro pomalejší arytmie. Antitachykardická stimulace je do ICD implementována v roce 1985 [76].

V roce 1986 je vyvinuta transvenózní defibrilační elektroda odbourávající nutnost torakotomie. V Evropě si získává rychle velkou oblibu, ale povolení FDA získává až v roce 1993 [77].

Zavedením nových funkcí doznala klasifikace generátorů dalších změn. V roce 1981 byl vytvořen nový 5písmenný ICHD kód [78]. 3. písmeno bylo doplněno o možnosti D = obě a R = reverze. Na 4. místě byl kód programovatelnosti (P = programovatelná frekvence a/nebo výdej, M = multiprogramovatelný, 0 = neprogramovatelný). 5. písmeno kódovalo speciální antitachykardické funkce (B = bursts, N = normální stimulace, S = skenování, E = externí).

Specifický kód NASPE (North American Society of Pacing and Electrophysiology) [79], též 5písmenný, založený na návrhu Roberta R. Brownleeho, byl schválen v roce 1984 a upraven v roce 1987 jako konsenzus amerických (NASPE) a evropských (BPEG – British Pacing and Electrophysiology Group) doporučení. Tento do současnosti používaný generický kód je označován NASPE/BPEG [80] (ve zkratce NBG). Oproti 5písmennému ICHD kódu na 3. místě zůstaly jen hodnoty I, T, D a 0 (viz výše). Na 4. místě k zavedeným P, M a 0 přibyly hodnoty C = komunikující, R = s frekvenční adaptabilitou. Na 5. místě kódující antitachykardické funkce byly zavedeny nově hodnoty P = antitachykardická stimulace, S = výboj, D = obojí (P + S) a 0 = žádné.

Kód NASPE pro implantabilní defibrilátory [81] vytvořený v roce 1993 je podobný NBG kódu. Poskytuje informace o lokalizaci antitachykardické intervence, prostředcích detekce a antibradykardické stimulaci.

Kód NASPE/BPEG pro elektrody [82] z roku 1996 identifikuje základní vlastnosti elektrod.

Upravená verze kódu NBG [83], vytvořená na základě nutnosti kódovat stimulaci z více míst (multisite pacing), byla vydána v roce 2000.

90. léta 20. století a 1. dekáda 21. století

Od počátku 90. let jsou již PM a ICD sofistikované přístroje operující jako mikropočítače. Ačkoliv jsou stále menší, životnost je novými technologiemi spíše prodlužována.

Dochází k dalšímu rozvoji hardwarového i softwarového vybavení a otevírá se pole pro léčbu širokého spektra arytmií a kardiologických onemocnění.

V roce 1991 je uveden první biatriální kardiostimulátor [84] určený k prevenci paroxyzmů fibrilace síní u pacientů s prodlouženým nitrosíňovým vedením. Zároveň s ním je vyvíjena stimulační elektroda pro koronární sinus.

Už v roce 1987 je publikován příznivý efekt 2dutinové stimulace u syndromu dlouhého QT-intervalu. V roce 1990 je 2dutinová stimulace užita ke zmírnění progrese srdečního selhání u dilatační kardiomyopatie. O rok později se dvoudutinová stimulace začíná využívat k léčbě vazovagální synkopy [85] a o další rok později v léčbě hypertrofické obstrukční kardiomyopatie [86].

V roce 1995 se na trh dostává první biventrikulární kardiostimulátor určený pro léčbu srdečního selhání. První modely měly charakter modifikované 2dutinové kardiostimulace se společným levo- a pravokomorovým kanálem. Koncem 90. let se objevují sofistikované přístroje s oddělenými komorovými kanály a s možností programace mezikomorového zpoždění.

proLékaře.cz | 24.11.2026

Jsou vyvíjeny nové typy senzorů fyzické činnosti tak, aby se úprava tepové frekvence co nejvíce podobala fyziologickým změnám.

Ve vývoji ICD dochází ke zmenšování objemu přístroje, rozšiřování kapacity paměti, prodlužování životnosti z původních cca 18 měsíců na až 9 let. V roce 1996 je vyvinuta ICD-elektroda vylučující steroid, jejíž využití dále prodlužuje životnost ICD. V roce 1997 je poprvé uveden 2dutinový ICD a v roce 2000 první biventrikulární ICD. Pod tlakem multicentrických randomizovaných studií se rozšiřují indikace k implantaci ICD v případech sekundární (CASH [87], AVID [88], CIDS [89,90]) i primární prevence (MADIT I [91], MADIT II [92], MUSTT [93], SCD-HeFT [94] a exponenciálně narůstá počet příjemců.

Implantabilní přístroje (PM a ICD) jsou v současné době vybaveny speciálními algoritmy pro ovlivnění jednotlivých diagnóz (např. stimulační režimy k prevenci paroxyzmů fibrilace síní, algoritmy na uplatnění či naopak minimalizaci výskytu spontánního síňokomorového vedení aj). Jsou schopny detekovat své možné chybné interpretace rytmu a automaticky korigovat svou činnost.

Od konce 90. let jsou vyvíjeny algoritmy a speciální senzory, které slouží k monitoraci globálního kardiálního stavu pacienta. Přístroj je vybaven pamětí se statistickými záznamy četností výskytu jednotlivých jevů, záznamem arytmií včetně intrakardiálního EKG, optimalizuje se detekce fyzické a psychické činnosti.

Léčba řady kardiovaskulárních chorob se stává stále více závislá na použití implantabilních přístrojů pro léčbu bradyarytmií, tachyarytmií a kongestivního srdečního selhání [95,96,97]. K individuálně optimalizované terapii se využívá systém kontinuálního dálkového monitorování implantabilních přístrojů, které využívají GSM-přenosu dat [98,99].

Závěr

Kardiostimulace má nezastupitelné místo u celé řady kardiovaskulárních onemocnění. S vývojem nových technologií, algoritmů, hardwarového i softwarového vybavení a kontinuálního dálkového monitorování lze předpokládat, že se trvalá kardiostimulace bude stále zkvalitňovat a její indikace se budou dále rozšiřovat.

Literatura

1. Wikipedia Foundation, Inc. Artificial Pacemaker <http: //en.wikipedia.org/wiki/Artificial_pacemaker>

2. Elmqvist R, Senning Å. Implantable pacemaker for the heart. In: Smyth CN (ed). Medical Electronics: Proceedings of the Second International Conference on Medical Electronics, Paris, 24–27 June 1959. London: Iliffe & Sons 1960: 253–254.

3. Larsson B, Elmqvist H, Ryden L, Schuller H. Lessons from the first patient with an implanted pacemaker: 1958–2001. Pacing Clin Electrophysiol 2003; 26: 114–24.

4. Schwedel JB, Furman S, Escher DJW. Use of an Intracardiac Pacemaker in the treatment of Stokes-Adams Seizures. Prog Cardiovasc Dis 1960; 3: 170–177.

5. Glenn WWL, Mauro A, Longo E et al. The Radiofrequency Cardiac Pacemaker. Remote stimulation of the heart by radiofrequency transmission. Clinical application to a patient with Stoke-Adams Syndrome. New Engl J Med 1959; 262: 948–951.

6. Fiandra O. The First Pacemaker Implant in America. PACE 1988; 11: 1234–1238.

7. Ruben S. Sealed Zinc-Mercuric Oxide Cells for Implantable Cardiac Pacemakers. Ann NY Acad Sci 1969; 167: 627–634.

8. Chardack WM, Gage AA, Greatbatch W. A transistorized, selfcontained, implantable pacemaker for the long-term correction of complete heart block. Surgery 1960; 48: 643–654.

9. Zoll PM, Frank HA, Zarsky LRN, Linenthal AJ, Belgard AH. Long-term electric stimulation of the heart for Stokes-Adams disease. Ann Surg 1961; 154: 330–346.

10. Greatbatch W. Implantable Active Devices: A Series of Twelve Monographs Commemorating the Twenty-Fifth Anniversary of the First Implantable Cardiac Pacemaker, No. 2: Pulse Generator Design. Clarence, NY: Greatbatch Enterprises 1983.

11. Chardack WM. Heart-block treated with an implantable pacemaker: past experience and current developments. In: Shaw G, Smith G, Thomson TJ (eds). Resuscitation and Cardiac Pacing. Philadelphia: FA Davis 1965: 213–249.

12. Chardack WM, Gage AA, Federico AJ et al. Clinical experience with an implantable pacemaker. Ann N Y Acad Sci 1964; 111: 1075–1092.

13. Kantrowitz A. Implantable cardiac pacemakers. Ann N Y Acad Sci 1964; 111: 1049–1067.

14. Parsonnet V, Gilbert L, Zucker IR, Asa MM. Complications of the implanted pacemaker: a scheme for determining the cause of the defect and methods for correction. J Thorac Cardiovasc Surg 1963; 45: 801–812.

15. Ruben S. Sealed zinc-mercuric oxide cells for implantable cardiac pacemakers. Ann N Y Acad Sci. 1969; 167: 627–634.

16. Parsonnet V. Power sources for implantable cardiac pacemakers. Chest 1972; 61: 165–173.

17. Parsonnet V, Myers G, Zucker IR, Lotman H. The potentiality of the use of biologic energy as a power source for implantable pacemakers. Ann N Y Acad Sci 1964; 111: 915–921.

18. Lewin G, Myers GH, Parsonnet V, Raman KV. An improved biological power source for cardiac pacemakers. Trans Am Soc Artif Intern Org 1968; 14: 215–219.

19. Zucker IR, Parsonnet V, Myers GH, Lotman H, Asa MM. Self-energized pacemakers: the possibilities of using biological energy sources. Circulation 1964; 29: 157–160.

20. Jeffrey K, Parsonnet V. Cardiac Pacing, 1960–1985. A Quarter Century of Medical and Industrial Innovation. Circ 1998; 97: 1978–1991.

21. Nathan DA, Center S, Wu C-Y, Keller JW. An implantable synchronous pacemaker for long-term correction of complete heart block. Circulation 1963; 27: 682–685.

22. Keller JW. Atrial and ventricular synchrony: the engineering-physiology interface. Ann N Y Acad Sci 1969; 167: 869–885.

23. Furman S. Therapeutic uses of atrial pacing. Am Heart J 1973; 73: 835–840.

24. Castellanos A, Maytin O, Lemberg L, Berkovits BV. Part VIII. Rhythm Disturbances and Pacing: Pacemaker induced cardiac rhythm disturbances. Ann NY Acad Sci 1969; 903–910.

25. Sykosch HJ, Effert S, Pulver KG, Zacouto F. Zur Therapie mit elektrischen Schrittmachern. Ein implantierbarer, induktiv ausschaltbarer elektrisher Schrittmacher. Elektromedizin 1963; 8: 139–142.

26. Zuckerman W, Zaroff LI, Berkovits BV et al. Clinical experiences with a new implantable demand pacemaker. Am J Cardiol 1967; 20: 232–238.

27. Parsonnet V, Zucker IR, Gilbert L, Myers GH. Clinical use of an implantable standby pacemaker. JAMA 1966; 196: 784–786.

28. Lemberg C, Castellanos A Jr, Berkovits BV. Bifocal demand pacemaker. Circulation 1969; 40(suppl III): III-44. Abstract.

29. Castillo CA, Berkovits BV, Castellanos A Jr et al. Bifocal demand pacing. Chest 1971; 59: 360–364.

30. Furman S, Robinson G. Use of an intracardiac pacemaker in the correction of total heart block. Surg Forum. 1958; 9: 245–248.

31. Furman S. Recollections of the beginning of transvenous cardiac pacing. PACE Pacing Clin Electrophysiol 1994; 17: 1697–1705.

32. Parsonnet V, Zucker IR, Asa MM. Preliminary investigation of the development of a permanent implantable pacemaker utilizing an intracardiac dipolar electrode. Clin Res 1962; 10: 391.

33. Lagergren H, Johansson L. Intracardiac stimulation for complete heart block. Acta Chir Scand 1963; 125: 562–566.

34. Lagergren H, Johansson L, Landegren J, Edhag O. One hundred cases of treatment for Adams-Stokes syndrome with permanent intravenous pacemaker. J Thorac Cardiovasc Surg 1965; 5: 710–714.

35. Parsonnet V, Gilbert L, Zucker IR, Asa MM. A plan for the treatment of complete heart block and Stokes-Adams syndrome with an intracardiac dipolar electrode and a permanent implantable pacemaker. Angiology 1963; 14: 343–348.

36. Parsonnet V. A decade of permanent pacing of the heart. Cardiovasc Clin 1970; 2: 182–199.

37. Fejfar Z. Peleška a Pelešovci aneb kardiostimulace v Krči. Cor Vasa 1996; 35(1): K12–K15.

38. Parsonnet V. Cardiac pacing and pacemakers, VII: power sources for pacemakers. Am Heart J 1977; 94: 517–528, 658–664.

39. Laurens P. Nuclear-powered pacemakers: an eight-year clinical experience. PACE Pacing Clin Electrophysiol 1979; 2: 356–360.

40. Parsonnet V. Clinical experience with nuclear pacemakers. Surgery 1975; 78: 776–786.

41. Sowton E. Energy sources for pacemakers. In: Watanabe Y (ed). Proceedings of the Vth International Symposium, Tokyo, March 14–18, 1975. Amsterdam: Excerpta Medica 1977: 438–446.

42. Friedberg HD, Lillehei RC. Long-life pacemakers: 3-year study of Cardiac Pacemakers, Inc., lithium pulse generators. In: Watanabe Y (ed). Proceedings of the Vth International Symposium, Tokyo, March 14–18, 1975. Amsterdam: Excerpta Medica 1977: 471– 473.

43. Greatbatch W. Interview. In: Brown KA. Inventors at Work. Redmond, Wash: Tempus Books 1988: 19–44.

44. Greatbatch W. Achieving reliable pacemakers. In: Watanabe Y (ed). Proceedings of the Vth International Symposium, Tokyo, March 14–18, 1976. Amsterdam: Excerpta Medica 1977: 364–368.

45. Bowers DL. New pacemaker devices from a technical point of view. In: Thalen HJT, Harthorne JW (eds). To Pace or Not to Pace: Controversial Subjects in Cardiac Pacing. Hague: M Nijhoff 1978: 126–130.

proLékaře.cz | 24.11.2026

46. Parsonnet V, Bernstein AD, Perry GY.The nuclear pacemaker: Is renewed interest warranted. Am J Cardiol 1990; 66: 837–842.

47. Ferrer MI. The sick sinus syndrome in atrial disease. JAMA 1968; 206: 645–646.

48. Cardiac care competitors continue crowding. Biomed Insight 1973; 4: 187–190.

49. Ohm OJ, Bruland H, Pedersen OM, Waerness E. Interference Effect of Myopotentials on Function of Unipolar Demand Pacemakers. Brit Heart J 1974; 36: 77–84.

50. Parsonnet V, Cuddy TE, Escher DJW et al. A permanent pacemaker capable of external non-invasive programming. Trans Am Soc Artif Intern Org 1973; 19: 224–228.

51. Tyers FO, Brownlee RR. A multiparameter telemetry system for cardiac pacemakers. In: Varriale P, Naclerio EA (eds). Cardiac Pacing: A Concise Guide to Clinical Practice. Philadelphia: Lea & Febiger 1979: 349–368.

52. Mugica J, Lazarus B, Buffet J, Catte M. Pacemaker with automatic adaptation to the pacing threshold. In: Thalen HJT (ed). "Cardiac Pacing". Assen: Van Gorcum & Comp. B.V. 1973: 150–155.

53. Ribeiro ALP, Rincon LG, Oliveira BG et al. Automatic Adjustment of Pacing Output in the Clinical Setting. Am Heart J 2004: 147(1): 127–131.

54. Griffin JC, Quitman JA. Pacemaker programmability: the role of noninvasive pacing system revision. In: Meere C (ed). Proceedings of the VIth World Symposium on Cardiac Pacing. Montreal: PACESYMP 1979.

55. Parsonnet V, Rodgers T. The present status of programmable pacemakers. Prog Cardiovasc Dis 1981; 4: 401–420.

56. MacGregor DC, Furman S, Dreifus LS, Cuddy TE. The utility of the programmable pacemaker. PACE Pacing Clin Electrophysiol 1978; 1: 254–259. Panel discussion.

57. Mandel WJ,Yamaguchi I, Laks M, Berkovits B. The use of overdrive pacing for termination of tachycardia episodes in the Wolff-Parkinson-White (WPW) syndrome. In: Watanabe Y (ed). Cardiac Pacing: ProcV International Symposium. Tokyo,1976. Amsterdam: Excerpta Medica 1977; 162–165.

58. Dreifus LS, Ogawa S, Watanabe Y et al. Effect of Multiple Simultaneous Activation Sites (Biventricular Pacing) on Ventricular Depolarization and Ventricular Arrhythmias. In: Watanabe Y (ed). Cardiac Pacing. Proceedings of the Vth International Symposium Tokyo, March 1418, 1976. Amsterdam: Excerpta Medica 1977: 33–39.

59. Parsonnet V, Furman S, Smyth NPD. Implantable cardiac pacemakers; Status report and resource guideline. Pacemaker Study Group, Inter-Society Commission for Heart Disease Resources (ICHD). Circulation 1974; 50: A21–A35.

60. Parsonnet V. Routine implantation of permanent transvenous pacemaker electrodes in both chambers: a technique whose time has come. PACE Pacing Clin Electrophysiol 1981; 4: 109–112.

61. Smyth N, Vasarhelyi L, McNamara W, Kakascik, GE. A permanent transvenous atrial electrode catheter. J Thorac Cardiovasc Surg 1969; 58: 773–782.

62. Smyth N, Citron P, Keshishian J et al. Permanent pervenous atrial sensing and pacing with a new J shaped lead. J Thorac Cardiovasc Surg 1976; 72: 565–570.

63. Painter MW, Harrington OB, Crosby VG, Wolf RY. Implantation of an endocardial tined lead to prevent early dislodgment. J Thorac Cardiovasc Surg 1979; 77(2): 249–251.

64. Robicsek F, Tarjan P, Harbold NB. Self-anchoring endocardial pacemaker leads: current spectrum of types, advances in design, and clinical results. Am Heart J 1981; 102: 775–782.

65. Scheuer-Leeser M, Irnich W, Kreuzer J. Polyurethane leads: facts and controversy. PACE Pacing Clin Electrophysiol 1983; 6: 454–458.

66. Littleford PO, Parsonnet V, Spector SD. Method for the rapid and atraumatic insersion of permanent endocardial pacemaker electrodes through the subclavian vein. Am J Cardiol 1979; 43: 980–982.

67. Furman S. Physiologic pacing. PACE Pacing Clin Electrophysiol 1980; 3: 639–640.

68. Furman S, Fisher JD. Endless loop tachycardia in an AV universal (DDD) pacemaker. PACE Pacing Clin Electrophysiol 1982; 5: 486–489.

69. Bernstein AD, Parsonnet V. Engineering aspects of pulse generators for cardiac pacing. In: Saksena S, Goldschlager N (eds). Electrical Therapy for Cardiac Arrhythmias. Philadelphia: WB Saunders Co 1990: 21–34.

70. Parsonnet V, Escher DJW, Furman S et al. Indications for dual-chamber pacing. PACE Pacing Clin Electrophysiol 1984; 7: 318–319.

71. Mond H, Stokes K, Helland J et al. The Porous Titanium Steroid Eluting Electrode: A Double Blind Study Assessing the Stimulation Threshold Effects of Steroid. PACE 1988; 11: 214–219.

72. Physiological principles of a new method for rate responsive pacing using the pre-ejection interval. PACE 1988; 11: 1545–1554.

73. Mirowski M, Mower MM, Reid PR. The Automatic Implantable Defibrillator. American Heart Journal 1980; 100: 1089–1092.

74. Mirowski M, Reid PR, Mower MM et al. Termination of malignant ventricular arrhythmias with an implanted automatic defibrillator in human beings. N Engl J Med 1980; 303(6): 322–324.

75. Naccarelli GV, Dougherty AH. Unit 7, Implantable cardioverter-defibrillators. In: Naccarelli GV (ed). EPSAP (Electrophysiology self-assessment program). Bethesda: American College of Cardiology 1996.

76. Luderitz B, Gerckens U, Manz M. Automatic implantable cardioverter/defibrillator (AICD) and antitachycardia pacemaker (Tachylog): Combined use in ventricular tachyarrhythmias. PACE 1986; 9: 1356–1360.

77. Bardy GH, Johnson G, Poole JE, Dolack GL et al. A simplified, single lead unipolar transvenous cardioverter-defibrillator. Circulation 1993; 88: 543–547.

78. Parsonnet V, Furman S, Smyth NPD. A revised code for pacemaker identification. PACE 1981; 4: 400–403.

79. Bernstein AD, Brownlee RR, Fletcher R et al. Report of the NASPE Mode Code Committee. PACE 1984; 7: 395–402.

80. Bernstein AD, Camm AJ, Fletcher R et al. The NASPE/BPEG Pacemaker Code for antibradyarrhythmia and adaptive-rate pacing and antitachyarrhythmia devices. PACE 1987; 10: 794–799.

81. Bernstein AD, Camm AJ, Fisher JD et al. The NASPE/BPEG Defibrillator Code. PACE 1993; 16: 1776–1780.

82. Bernstein AD, Parsonnet V. The NASPE/BPEG Pacemaker-Lead Code. PACE 1996; 19: 1535–1536.

83. Bernstein AD, Daubert JC, Fletcher RD et al. The Revised NASPE/BPEG Generic Code for antibradycardia, adaptive-rate, and multisite pacing. PACE 2000; 25: 260–264.

84. Daubert JC, Leclercq C, Pavin D, Mabo P. Biatrial synchronous pacing: A new approach to prevent arrhythmias in patients with atrial conduction block. In: Daubert JC, Prystowsky EN, Ripart A et al. Prevention of Tachyarrhythmias with Cardiac Pacing. Armonk, New York: Futura Publishing 1997: 99–119.

85. Petersen MEV, Sutton R. Cardiac pacing for vasovagal syncope: a reasonable therapeutic option? Pacing Clin Electrophysiol 1997; 20: 824–826.

86. Gadler F, Linde C, Daubert C et al. Significant improvement of quality of life following atrioventricular synchronous pacing in patients with hypertrophic obstructive cardiomyopathy. Eur Heart J 1999; 20(14): 1044–1050.

87. Kuck KH, Cappato R, Siebels J et al. Randomized comparison of antiarrhythmic drug therapy with implantable defibrillators in patients resuscitated from cardiac arrest: The cardiac arrest study Hamburg (CASH). Circulation 2000; 102: 748–54.

88. Andersen JL, Hallstrom AP, Epstein AE et al. Design and results of the antiarrhythmics vs. implantable defibrillators (AVID) registry. The AVID Investigators Circulation 1999; 99: 1692–1699.

89. Connoly SJ, Gillis AM, Lacombe P et al. Canadian Implantable Defibrillator Study (CIDS). Circulation 2000; 101: 1297–1302.

90. Bokhari F, Newman D, Greene M et al. Long-Term Comparison of the Implantable Cardioverter Defibrillator Versus Amiodarone: Eleven-Year Follow-Up of a Subset of Patients in the Canadian Implantable Defibrillator Study (CIDS). Circulation 2004; 110(2): 112–116.

91. Moss AJ, Hall WJ, Cannom DS et al. Improved survival with an implanted defibrillator in patients with coronary disease at high risk for ventricular arrhythmia (MADIT). N Engl J Med 1996; 335: 1933–1940.

92. Moss AJ, Zareba W, Hall J et al. Prophylactic implantation of a defibrillator in patients with myocardial infarction and reduced ejection fraction. N Engl J Med 2002; 346: 877–83.

93. Buxton AE, Lee KL, Fischer JD et al. A randomized study of the prevention of sudden death in patients with coronary artery disease (MUSTT). N Engl J Med 1999; 341: 1882–1890.

94. Bardy GH, Lee KL, Mark DB, Poole JE et al. The Sudden Cardiac Death in Heart Failure Trial (SCD-HeFT) Investigators. Amiodarone or an Implantable Cardioverter-Defibrillator for Congestive Heart Failure. N Engl J Med 2005; 352: 225–237.

95. Winters SL, Packer DL, Marchlinski FE et al. Consensus statement on indications, guidelines for use, and recommendations for follow-up of implantable cardioverter defibrillators. PACE 2001; 24: 262–269.

96. Gregoratos G, Abrams J, Epstein AE et al. ACC/AHA/NASPE 2002 guideline update for implantation of cardiac pacemakers and antiarrhythmia devices: Summary article: A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/NASPE Committee to Update the 1998 Pacemaker Guidelines). Circulation 2002; 106: 2145–2161.

97. Bernstein AD, Irwin ME, Parsonnet V et al. Report of the NASPE Policy Conference on antibradycardia pacemaker follow-up: Effectiveness, needs, and resources. North American Society of Pacing and Electrophysiology. PACE 1994; 17: 1714–1729.

98. Hutten H. Evaluation of an advanced cardiac telemonitoring system for multicenter studies based on data transmission via internet. Prog Biomed Res 1999; 4: 221–224.

Doručeno do redakce 21. 7. 06
Přijato k otištění po recenzi 28. 8. 06

MUDr. Jolana Lipoldová
as. MUDr. Miroslav Novák, CSc.

I. interní kardioangiologická klinika
LF MU a FN U sv. Anny, Brno