

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. lékařská fakulta

Specializace ve zdravotnictví

Zdravotnická technika



Autor: Jiří Randa

Vlastnosti implantabilních elektrod při užití v kardiologii a srovnání změn prahového napětí v čase po implantaci

Properties of implantable electrodes in cardiology and comparison of changes in threshold voltage over time from implantation

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Eva Kejřová

Pracoviště: 2. interní klinika, Všeobecná fakultní nemocnice, U nemocnice 2, Praha 2

Praha 2012

Abstrakt:

Cílem práce je posoudit vhodnost užití současně používaných stimulačních elektrod a jejich aplikaci v kardiostimulaci. Jsou zde zpracovány a porovnány hodnoty akutního a chronického prahového napětí myokardu a vyhodnocení jeho vývoje v čase po implantaci. Srovnání je zaměřeno na elektrody s aktivní a pasivní fixací. Výsledky jsou zaneseny do grafů a statisticky zpracovány.

Klíčová slova: Kardiostimulace, kardiostimulátor, kardiostimulační elektrody, prahové napětí, pasivní fixace, aktivní fixace

Abstract:

An aim of the work is to consider suitability of application of the currently used stimulatory electrodes and their application in pacing. Here are processed and compared values of acute and chronic threshold of myocardium and evaluation of its development in time after the implantation. Comparison is focused on the electrodes with active and passive fixation and the results are inserted in charts.

Key words: Pacing, pacemaker, pacing leads, the threshold voltage, passive fixation, active fixation

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil pouze uvedené prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání stejného nebo jiného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze dne 23.5.2012

Jiří Randa

Poděkování:

Tímto bych rád poděkoval vedoucí mé bakalářské práce MUDr. Evě Kejřové za cenné rady, odborné a metodické připomínky, které mi poskytla a které mi při zpracování této práce velmi pomohly.

Obsah

1	Úvod	- 7 -
2	Anatomicko-fyziologické poznatky ke kardiostimulaci	- 8 -
2.1	Anatomické poznámky	- 8 -
2.2	Vlastnost automacie	- 9 -
2.2.1	Klidový membránový potenciál	- 9 -
2.2.2	Akční potenciál	- 9 -
2.2.3	Gradient srdeční automacie	- 10 -
2.3	Poruchy srdečního rytmu	- 11 -
2.3.1	Poruchy tvorby vzruchu	- 11 -
2.3.2	Poruchy vedení vzruchu	- 12 -
2.4	Indikace kardiostimulátoru	- 14 -
3	Historie kardiostimulace	- 16 -
3.1	Vývoj implantabilních stimulátorů	- 16 -
3.2	Vývoj elektrod	- 17 -
4	Kardiostimulátor	- 18 -
4.1	Obecná konstrukce kardiostimulátoru	- 18 -
4.2	Rozdělení kardiostimulace	- 19 -
5	Kardiostimulační elektrody	- 20 -
5.1	Obecná konstrukce elektrody	- 20 -
5.2	Fixace elektrod	- 22 -
6	Stimulační prahové napětí	- 24 -
6.1	Princip měření prahového napětí	- 25 -
6.2	Ovlivnění prahového napětí na stimulační elektrodě	- 25 -
7	Zpracování dat a jejich statistická analýza	- 27 -
7.1	Přenos dat z kardiostimulátoru	- 27 -
7.2	Hodnocený soubor	- 28 -
7.2.1	Popis použitých elektrod	- 30 -
7.3	Popisná statistika	- 31 -
7.3.1	Charakteristiky polohy	- 31 -
7.3.2	Charakteristiky variability	- 32 -
7.4	Akutní prahové napětí	- 33 -
7.5	Chronické prahové napětí	- 36 -

7.6	Testová statistika	- 38 -
7.7	Dlouhodobý vývoj prahového napětí myokardu u elektrod s aktivní a pasivní fixací. - 42 -	
8	Vyhodnocení dosažených výsledků	- 45 -
9	Literatura	- 46 -

1 Úvod

Ke zpracování bakalářské práce jsem si vybral téma: Prahové napětí myokardu při stimulaci endovasálními elektrodami a srovnání prahového napětí v čase po implantaci u různých typů elektrod. K mému rozhodnutí přispěl i fakt, že téma se bezprostředně dotýká i mě.

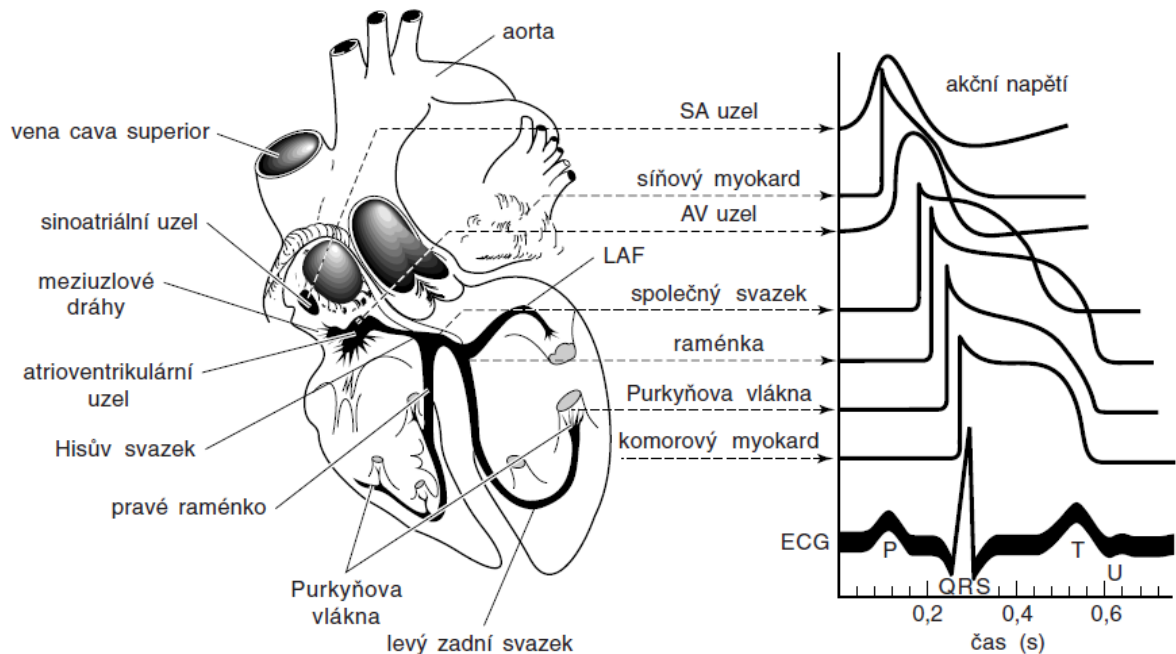
Srdce je životně důležitý orgán a v současné době podle statistik přibývá lidí s arytmií. Řešením tohoto problému je zavedení kardiostimulátoru. Cílem práce je posouzení ovlivnění prahového napětí a jeho vývoje v čase po implantaci použitím různých typů elektrod. Získaná data budou zanesena do grafů, statisticky vyhodnocena a budou srovnávat akutní a chronické prahové napětí myokardu po implantaci elektrod s aktivní a pasivní fixací.

2 Anatomicko-fyziologické poznatky ke kardiostimulaci

Srdce tvoří srdeční svalovina, jejíž základní stavební a funkční jednotkou je svalová buňka, kardiomyocyt. Pouze malá část myokardu, tzv. převodní systém, je tvořena specializovanými svalovými buňkami, které představují speciální vodivý systém, který zajišťuje koordinovanou činnost jednotlivých oddílů srdce. (1)

2.1 Anatomické poznámky

Převodní systém srdeční zajišťuje postupnou elektrickou aktivaci srdce. Vsruch v srdci vzniká primárně v sinoatriálním (SA) uzlu, uloženého ve stěně pravé síně a je označován za srdeční pacemaker (udavač rytmu). U zdravého srdce udává frekvenci srdečních stahů. Převod elektrických vzruchů ze síní na komory se odehrává v atrioventrikulárním (AV) uzlu. V tomto uzlu dochází ke zpoždění vzruchu, čímž je umožněno dokončení síňové kontrakce a doplnění objemu komor před jejich vlastní kontrakcí. AV uzel přechází v Hisův svazek, který prochází septem mezi komorami a sítěmi a rozděluje se na Tawarova raménka. Ta končí v Purkyňových vláknech tvořících subendokardiálně uloženou síť v úrovni obou komor. (2)



Obrázek 1: Převodní systém srdeční (2)

2.2 Vlastnost automacie

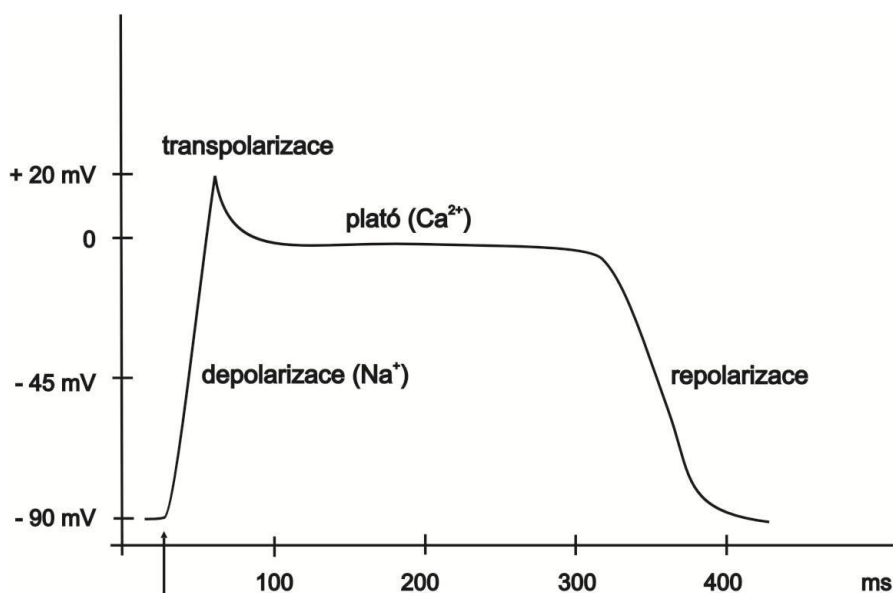
Činnost srdce zahrnuje elektrické i mechanické děje, proto je důležitá existence různých typů buněk s odlišnými elektrickými vlastnostmi membrán (určenými počtem iontových kanálů a načasováním jejich aktivace). Na rozdíl od kosterního svalu vzniká vzruch v samotném srdci. Tento jev se nazývá automacie (autonomie) srdce. Buňky komorového a síňového myokardu jsou propojeny speciálními bílkovinnými strukturami (nexus, gap junction) a představují funkční syncytium.

2.2.1 Klidový membránový potenciál

Membrána buněk v klidu je polarizována. Sodno-draselná pumpa čerpá sodíkové ionty do extracelulárního prostoru a draslíkové ionty do intracelulárního prostoru. Převaha draslíkových iontů vytváří elektrický potenciál na membráně -90mV . (3)

2.2.2 Akční potenciál

Podráždění vede ke vzniku tzv. akčního napětí. U buněk pracovního myokardu dojde k otevření napěťově závislých sodíkových kanálů a Na^+ vstupuje do buňky. Tento proces se nazývá rychlá depolarizace a napětí na membráně je $+20\text{mV}$. Následným otevřením draslíkových kanálů dochází k depolarizaci – časná repolarizace a závěrečná repolarizace až na -90mV . Velice důležitý je vápníkový proud Ca vytvářející tzv. fázi plató kolem 0mV . (3)



Obrázek 2: Akční potenciál

2.2.3 Gradient srdeční automacie

Nejkratší spontánní depolarizaci má sinoatriální uzel, depolarizace se z něj rozšíří na ostatní oblasti převodního systému dříve, než se samy spontánně vybíjí. Pokud je z nějakých příčin vyřazen SA uzel z činnosti, přebírá jeho úlohu atrioventrikulární uzel, nebo Hisův svazek či Tawarova raménka, která ale mají postupně stále se snižující frekvenci vygenerovaných vzruchů. Celá soustava pracuje na hierarchickém principu, který udržuje a zajišťuje tzv. gradient srdeční automacie.

2.3 Poruchy srdečního rytmu

Arytmie je definována jako porucha v pravidelnosti srdečního rytmu. Arytmie vznikají v zásadě dvěma mechanismy: poruchou tvorby vzruchu nebo poruchou vedení vzruchu. Arytmie mohou být vrozené či získané jako důsledek onemocnění srdce. Mohou vzniknout akutně, častěji však vznikají chronicky dlouhodobým působením škodlivých vlivů.

2.3.1 Poruchy tvorby vzruchu

Dle místa vzniku se dělí na sinusové arytmie, supraventrikulární arytmie a komorové arytmie.

Sinusové arytmie vznikají postižením sinusového uzlu. Sinusová tachykardie a sinusová bradykardie způsobuje zrychlení či zpomalení srdeční frekvence. Sinusová tachykardie je definována jako zvýšení srdeční frekvence nad 100/min v závislosti na fyzické, emoční nebo patologické či farmakologické zátěži. Při sinusové tachykardii se místo vzniku spontánní depolarizace posouvá v rozsahu sinusového uzlu směrem nahoru, kde jsou buňky produkující vyšší frekvenci. Sick sinus syndrom nepostihuje jen sinusový uzel, ale celý převodní systém v síních, který nemá typicky jednotný EKG nálezn, vzruch totiž vzniká nepravidelně, v různých intervalech. U sinusové zástavy (sinus arrest) jde o zablokování tvorby vzruchu v SA uzlu. Po různě dlouhé době zástavy se objeví následně junkční rytmus (SA uzel ani převodní systém síně nezareaguje a jejich funkci převezme myokard AV uzlu), nebo náhradní komorový rytmus (funkci převezme přímo myokard komory).

Supraventrikulární arytmie vznikají v síni mimo SA uzel. Flutter síní je tzv. kmitání, kdy dochází ke krouživému vzruchu a frekvence síní ke komoře bývá v poměru 2:1 (3:1, 4:1). Je daleko méně častý než fibrilace síní, ale zato nebezpečnější. Při fibrilaci síní je frekvence nad 300/min. Jejím podkladem je kroužení elektrických vzruchů v obou srdečních síních po měnicích se okruzích. To má za následek ztrátu koordinovaného stahování síní, ztrátu jejich čerpací schopnosti s městnáním krve a obvykle i rychlý převod vzruchů na srdeční komory. Tím vzniká rychlá a nepravidelná srdeční akce. Dále to jsou supraventrikulární tachykardie, u nichž se vzruch zacyklí mezi síní a komorou, nebo cirkuluje v AV uzlu. Supraventrikulární předčasné stahy (extrasystoly) jsou poruchy rytmu, které mohou vzniknout z ložiska či ložisek ektopické aktivity v síních mimo sinusový uzel. Putující pacemaker je arytmie, při které vzruchy vznikají nejen v SA uzlu, ale současně i v jiných činných heterotopních centrech automacie v síni, která jsou mezi SA uzlem a AV uzlem. Multifokální atriální tachykardie má v podstatě podobný nálezn jako u putujícího pacemakeru, ale je zde výraznější tachykardie (nad 100/min). Dalším typem jsou komorové arytmie. Jejich nejzávažnější formy vedou rychle k oběhovému kolapsu či dokonce k zástavě oběhu a stav pacienta vyžaduje okamžitý

léčebný zásah v podobě elektrické kardioverze či defibrilace a kardiopulmonální resuscitace. Pojmeme komorové arytmie označujeme různé poruchy srdečního rytmu komorového původu s frekvencí rychlejší než je klidová frekvence sinusového rytmu či přicházející předčasně a narušující pravidelnost základního rytmu. Charakteristickým rysem komorových arytmií je to, že vznikají v oblasti pod větvením Hisova svazku a ke svému udržení nepotřebují supraventrikulární srdeční struktury. Patří mezi ně komorové extrasystoly (mohou být izolované, či repetitivní – ty pak mohou být v párech, či ve větším počtu). Sekvence tří a více KES bývá popisována jako salva KES. Jako nesetřvalá komorová tachykardie (ns-KT) je popisována situace, kdy následuje po sobě 6 a více komorových komplexů s frekvencí nad 100/min a končících spontánně do 30sekund. Komorové tachykardie se může objevit nečekaně, a to i u zdravého člověka, závažnější je její výskyt u pacienta s chronickým onemocněním srdce. Déletrvající komorová tachykardie je nicméně spojena s výpadkem funkce srdce jako pumpy a to vede ke ztrátě vědomí. Komorová tachykardie může snadno přejít v komorovou fibrilaci, která bez včasného zákroku končí smrtí. Komorové tachykardie můžeme dělit na setřvalé (trvají nad 30s) a nesetřvalé (trvají pod 30s). Komorový flutter je setřvalá komorová tachykardie s frekvencí nad 250/min a pro pacienta s velmi vážnými, život ohrožujícími důsledky. Komorová zástava je stav, kdy není aktivována svalovina komor a na EKG jsou pouze vidět vlny P nebo dokonce izoelektrická linie.



sick sinus syndrom

Obrázek 3: Syndrom chorého sinu

2.3.2 Poruchy vedení vzruchu

Z obecného pohledu nastává porucha vedení vzruchu, jakmile se šíření elektrického vzruchu zpomalí, až zastaví, nebo šíření probíhá dvěma a více drahami rozdílnou rychlostí. Mezi poruchy vedení vzruchu se řadí sinoatriální blokády, atrioventrikulární blokády a ramínkové blokády.

Sinoatriální blokáda má I. až III. stupeň. U prvního jde o prodloužené vedení (zpomalené vedení) ze sinusového uzlu (SA uzlu) na svalovinu síní. Druhý má dva typy. Postupné zkracování P-P intervalu, až dojde k výpadku P vlny (i s komorovým komplexem) a výpadek P vlny s QRS aniž by mu předcházelo postupné zkracování intervalu P-P. Při 3. stupni se žádný impuls nepřevede ze sinusového uzlu na předsíně.

Atrioventrikulární blokáda vyjadřuje poruchy převodu vzruchu ze sinusového uzlu do atrioventrikulární převodové soustavy a do vodivé soustavy komor. Je tedy porušen převod vzruchu ze síní na komory. U 1. stupně je vedení vzruchu prodlouženo na více jak 0,20 s. Druhý stupeň má 2 typy. A-V blokáda 2. stupně I. typu je charakteristická prodlužováním PQ intervalu, až dojde k výpadku QRS komplexu (vzruch se na komory nepřevede). U II. typu dochází k náhlému nepřevedení vzruchu na komory (chybí QRS komplex). Třetím stupněm se označuje úplné přerušení převedení vzruchu na komory. Komory a síně tepou na sobě nezávislým rytmem. (4)

Raménkové blokády se vyskytují na EKG nejčastěji. V případě blokády jednoho z ramének dochází k pozdější aktivaci příslušné komory a charakteristickým změnám tvaru QRS komplexu.



atrioventrikulární blok 2. stupně, I. typ (Wenckebach)



atrioventrikulární blok 2. stupně, II. typ (Mobitz)



atrioventrikulární blok 3. stupně

Obrázek 4: AV blokády

2.4 Indikace kardiostimulátoru

Funkční poruchy srdce mohou mít různé příčiny. Přirozený srdeční rytmus mohou narušovat např. nemoci srdce nebo proces stárnutí.

Indikace k trvalé kardiostimulaci u dospělých:

(zjednodušeně podle doporučení PSAKS¹)

I. Indikace při bradyarytmii

Získaná atrioventrikulární (AV) blokáda

- A. Kompletní AV blokáda trvalá nebo intermitentní spojená se symptomatickou bradykardií, srdeční slabostí, asystolií > 3 s, nebo vzniklá po ablaci AV uzlu
- B. AV blokáda 2. stupně trvalá nebo intermitentní spojená se symptomatickou bradykardií
- C. Symptomatická bradyfibrilace síní nezpůsobená léky
- D. Asymptomatická AV blokáda 2. stupně Mobitzova typu II, nebo s elektrofyzilogicky prokázanou intrahisální nebo infrahisální lokalizací
- E. Symptomatická trvalá AV blokáda 1. stupně s bradyarytmií, bifascikulární nebo trifascikulární blokádou

Dysfunkce sinusového uzlu (sick sinus syndrom)

- A. Dysfunkce sinusového uzlu s dokumentovanou symptomatickou bradykardií
- B. Spontánní nebo nezbytnou farmakoterapií navozená dysfunkce sinusového uzlu s frekvencí pod 40/min.

Hypersenzitivita karotického sinu a neurokardiogenní synkopa

- A. Opakovaná reprodukovatelná synkopa, indukovaná masáží karotického sinu s asystolií > 3 s.
- B. Opakovaná vazovagální synkopa kardioinhibičního typu s významnou bradykardií nebo asystolií, reprodukovatelná při testu na nakloněné rovině a refrakterní na farmakoterapii

II. Nebradykardické indikace

Hypertrofická obstrukční kardiomyopatie s dokumentovaným významným snížením gradientu ve výtokovém traktu levé komory při AV sekvenční stimulaci.

¹ PSAKS – Pracovní skupina pro arytmie a kardiostimulaci při České kardiologické společnosti

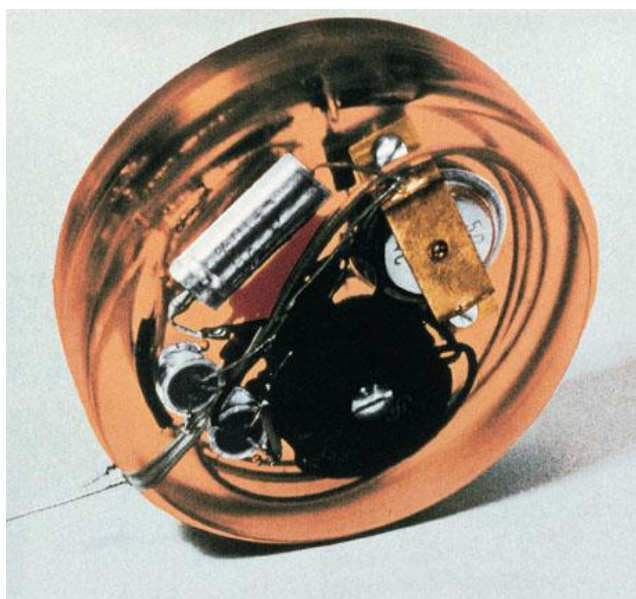
Pokročilá srdeční slabost (NYHA² klasifikace III – IV) na podkladě ischemické choroby srdeční resp. dilatační kardiomyopatie u nemocných s těžkou dysfunkcí levé komory (ejekční frakce < 0,35) s prodlouženým komplexem QRS na 0,15 s a blokádou levého Tawarova raménka, po vyčerpání standardních možností farmakoterapie. Nemocní jsou indikováni k tzv. biventrikulární stimulaci synchronizující kontrakci obou srdečních komor. (5)

² NYHA – čtyřstupňová klasifikace srdeční slabosti podle tolerance námahy

3 Historie kardiostimulace

3.1 Vývoj implantabilních stimulátorů

První plně implantabilní kardiostimulátor vyvinul švédský lékař Ake Senning s elektroinženýrem Rune Elmqvistem v roce 1950 (Obrázek 5). Části kardiostimulátoru byly zality v epoxidové pryskyřici a zdrojem energie byly dva dobíjecí nikl-kadmiové články. Pro vysokou nespolehlivost však stále byly využívány dočasné stimulátory s externím zdrojem. V roce 1960 byl vyvinut Senningův model upravený podle nových technologických znalostí. Pokrokem bylo zavedení zinko-rtuťových článků. V 60. letech byly však stimulátory stále nespolehlivé a životnost zinko-rtuťové baterie se pohybovala mezi 9 až 18 měsíci, byly asynchronní a zajišťovaly jen čistou stimulaci. V roce 1966 se objevily přístroje schopné tzv. nekompetitivní stimulace. V 70. letech začaly experimenty s používáním nukleárního generátoru. Všeobecná nejistota z jaderné energie však vedla k jejich omezení a přispěla k zavedení nové bezpečné a spolehlivé lithium-jodové baterie v roce 1975. V roce 1972 uvádí na trh firma Cordis první neinvazivně programovatelnou řadu kardiostimulátorů Omnicor. Výrazným pokrokem bylo zavedení oboustranné komunikace mezi kardiostimulátorem a programátorem. To umožnilo získávání informací jako stimulační frekvence, napětí, impedanci baterie a impedanci elektrod. Plně komunikující přístroje však pocházejí až z roku 1980. V roce 1973 byla poprvé (tehdy jen experimentálně) uvedena funkce automatické kontroly prahu, následně zvaná Automatic Capture. Osmdesátá léta přinesla další pokrok, a to v rozvoji dvoudutinových kardiostimulátorů. Také se objevují stimulátory s frekvenční adaptibilitou. V 90. letech jsou kardiostimulátory sofistikované přístroje se stále menší velikostí, ale delší životností. Jejich hardwarové a softwarové vybavení pokrývá léčbu širokého spektra arytmií a kardiologických onemocnění. (6)



Obrázek 5: První implantabilní kardiostimulátor (7)

3.2 Vývoj elektrod

Po prvních pokusech s jehlovými elektrodami a stimulací srdce přes hrudník se dostáváme k elektrodě použité u prvního implantabilního kardiostimulátoru v roce 1950. Jednalo se o ocelovou epimyokardiální elektrodu potaženou teflonem. 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 mm², která byla našita na levou komoru epimyokardiálně. Jako anoda sloužil 10 mm široký prstenec na pouzdře generátoru. Počátkem 60. let byly k dispozici jen epimyokardiální elektrody, které v tu dobu měly vysokou četnost fraktur. Trvalá transvenózní stimulace se poprvé objevila počátkem 60. let a rychle se začala rozšiřovat hlavně v evropských zemích. V USA se její rozmach datuje až od roku 1965, kdy firma Medtronic uvedla nový typ flexibilní intravenózní elektrody. V polovině 70. let se rozšíření dočkala bipolární elektroda, která odbourala problém inhibice stimulace myopotenciály. Po zavedení dvoudutinové stimulace přicházejí obtíže s bezpečným ukotvením elektrody v síni. Převratem je zavedení síňové elektrody s prefigovaným zakřivením do tvaru písmene J (J-curved lead), vyvinuté N. Smythem. Následně se objevují nové modely elektrod. Nejdříve elektrody s členitým povrchem („fractal“) a se zpětnými háčky („tined“) a následně i elektrody s aktivní fixací šroubováním („screw-in“). Nahrazení silikonového obalu polyuretanem zvyšuje odolnost elektrod a usnadňuje zavedení. Roku 1983 vyvinula firma Medtronic elektrodu s postupným uvolňováním steroidu (steroid-eluting) snižující zánětlivou reakci a zlepšující vývoj prahového napětí myokardu. (6)

4 Kardiostimulátor

Kardiostimulátor je přístroj používaný při poruchách srdečního rytmu, které mají charakter bradykardií.

4.1 **Obecná konstrukce kardiostimulátoru**

Konstrukční řešení implantabilních kardiostimulátorů musí respektovat celou řadu požadavků, jimiž jsou co nejmenší objem i hmotnost, vhodný tvar, životnost baterie a hermetičnost.

Generátor stimulačních impulsů je tvořen vlastním generátorem zpravidla obdélníkových impulsů, výstupním obvodem, baterií a obvody snímače. Využívají se obvody CMOS, paměť ROM - k přímému výstupu a pro obvody snímání, a RAM - k ukládání diagnostických dat. Vše je uzavřeno v pouzdře, na kterém je popsáno jméno výrobce, typ stimulátoru, číslo modelu a série a zapojení vodičů. Vlastní generátor impulsů tvoří časovač řízený krystalem v řádu kHz a logické obvody tvarování velikosti a šíře impulsů, délky period a zpoždění AV úseku.

Výstupní obvod upravuje proudový odběr stimulátoru tak, aby respektoval mez mezi stimulačním prahem a programovaným stimulačním impulzem. Výstupní energie je závislá na velikosti impulsu a jeho trvání. Velikost impulsu bývá mezi 0,8-5 V a šířka 0,05 až 1,5 ms. Lithiová baterie má obvykle napětí 2,8 V. Její životnost bývá 7 – 10 let. Životnost samozřejmě závisí na typu stimulátoru, četnosti a velikosti stimulačních impulsů.

Elektrická srdeční aktivita je snímána bipolárně nebo unipolárně. (8)



Obrázek 6: Implantabilní kardiostimulátor firmy Medtronic (9)

4.2 Rozdělení kardiostimulace

Neřízená kardiostimulace

Jedná se o stimulaci s pevnou frekvencí přibližně 1 Hz a šířkou impulzů 1,2 – 1,5 ms. Tento typ stimulace se také nazývá jako asynchronní, neboť řídí činnost nezávisle na frekvenci pacienta. Neřízená dlouhodobá stimulace se v podstatě již nepoužívá.

Řízená kardiostimulace

Je označovaná jako synchronní. K řízení stimulace využívá vlny EKG, dle níž je pojmenována.

Kardiostimulace řízená vlnou P nahrazuje narušený srdeční převodní systém při normální činnosti síní. Elektroda v síni snímá vlnu P a s časovým zpožděním je stimulována komora druhou elektrodou. Tento typ se většinou nepoužívá a je nahrazován dvoudutinovou stimulací.

Kardiostimulace řízená vlnou R – inhibovaná – stimulátor vyhodnocuje interval R-R signálu EKG a pokud je srdeční aktivita vyhodnocena jako spontánní, činnost stimulatoru je inhibována. V opačném případě dojde ke stimulaci. Stimulátor je nazýván „on demand“. Výhodou je zamezení interference rytmů.

Kardiostimulace řízená vlnou R – spouštěná – stimulace je okamžitě spouštěna každou vlnou R signálu EKG.

Dvoudutinová kardiostimulace stimuluje obě komory. Tato stimulace může fungovat v různých režimech, např.: aktivitou síní spouštěná komorová stimulace, síňokomorová sekvenční stimulace.

Programovatelná stimulace umožňuje i po implantaci měnit telemetricky funkční parametry stimulace, získávat diagnostická data a provádět neinvazivní testy. Jedním typem programovatelných stimulatorů jsou stimulatory s adaptabilní frekvencí. Stimulace se tak přizpůsobuje fyziologickým požadavkům pacienta a spoří energii. (8)

Způsoby kardiostimulace jsou vyjádřeny písmenovým kódem, který byl navržen ICHD komisí v roce 1981 (Intersociety Commission for Heart Disease) a zavedeno jako kód NBG v roce 1987. Vlastnosti jsou vyjádřeny různými písmennými znaky, kde značí A- síň, V- komora, o- žádné, D- obojí, T-spouštění, I- inhibice

1.znak	2. znak	3. znak	4. znak	5. znak
místo stimulace	míst snímání	způsob stimulace	programovatelnost	antiarytmická funkce
A	A	o	P - jednoduché	
V	V	T	M - multiprogramovatelný	P – antitachykardiální stimulace
D (A + V)	D (A + V)	I	C - komunikovatelný	S - šok
o	o	D (T + I)	R – frekvenčně adaptabilní	D – (P + S)

Příklady označení kardiostimulátorů:

VOO - komorový asynchronní (fixed rate)

VV I - komorový, komorami inhibovaný

AAI,M - síňový, síněmi inhibovaný multiprogramovatelný

VDD - komorový, síněmi spouštěný, síněmi i komorami inhibovaný

DDD,C - dvoudutinový, komunikovatelný. (8)

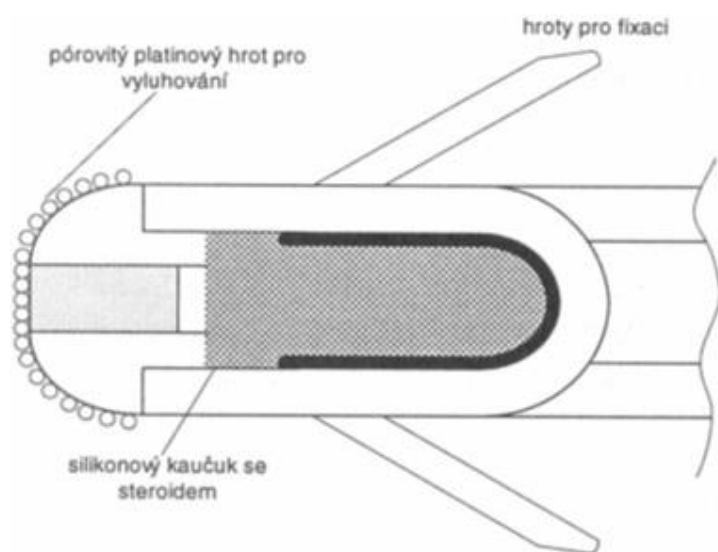
5 **Kardiostimulační elektrody**

Elektrody jsou velice důležitou součástí stimulačního systému. Závisí na nich konečná účinnost kardiostimulátoru. Moderní stimulační elektrody musí splňovat dvě hlavní role. První je vedení stimulačního podnětu z kardiostimulátoru k srdečnímu svalu a druhou je optimální snímání intrakardiálního EKG a jeho vedení zpět do kardiostimulátoru pro zpracování signálu a řízení stimulačního algoritmu. Požadavek mnohaleté bezchybné funkce, nízké energetické náročnosti, mechanického namáhání vodiče a umístění v agresivním prostředí tělních tekutin klade nároky na konstrukční provedení a výběr biokompatibilního materiálu. (8)

5.1 **Obecná konstrukce elektrody**

Stimulační elektrodu pro implantabilní aplikace tvoří vlastní elektroda (hrot), propojovací vodiče, izolace a konektor. Klasické provedení představuje pórovitý terčík (póry o průměru 20-100 μm), které zarůstají do tkáně. Většina elektrod využívá steroid (1 mg kortikosteroidu) aplikovaný do komůrky v hrotu elektrody, který slouží k pomalému

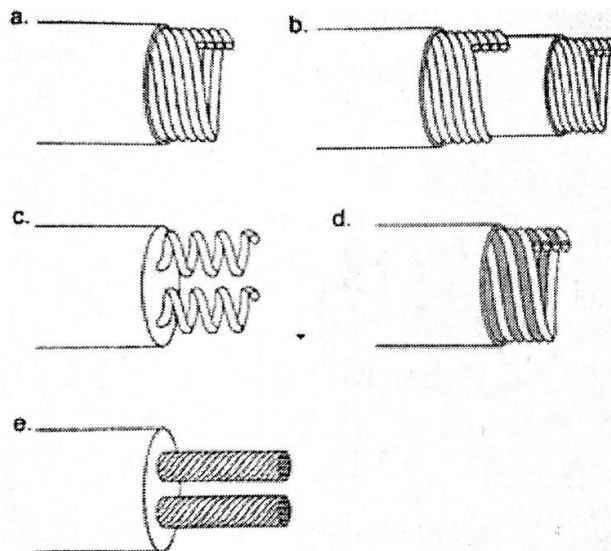
pronikání elektrody do myokardu, čímž redukuje zánět vznikající po fixaci elektrody. Zpomalí také růst fibrózního vaku, který se formuje kolem elektrody. Schématický řez takového provedení je na obrázku 7.



Obrázek 7: Řez hrotem stimulační elektrody

Vodič spojující stimulační elektrodu se stimulátorem bývá konstruován jako jedno či vícechodá šroubovice. Rozeznáváme 5 základních typů uspořádání vodičů (viz obrázek č.8).

- a. Unipolární vzor s jedním závitem
- b. Koaxiální bipolární vzor používající dvě soustředěné cívky oddělené vrstvou izolantu
- c. Paralelní bipolární vzor je podobný elektrické šňůře se 2 vodiči vedle sebe
- d. Potažená cívka bipolárního vzoru izoluje každé jednotlivé vlákno
- e. Kabelový vzor postrádající jádro pro zaváděč, musí být umístěn ve speciálním zaváděcím systému, avšak může být tenčí než ostatní vodiče



Obrázek 8: Pět základních typů vodičů

5.2 Fixace elektrod

Spolehlivá fixace elektrod blízko anebo přímo do myokardu je důležitá pro efektivní propojení kardiostimulátoru se srdcem. Implantovaná elektroda pro trvalou stimulaci by měla být funkční po celou dobu života pacienta. Pouze ve výjimečných případech zvažují kardiologové vyjmutí elektrod kvůli infekci, trombóze nebo srdeční dysfunkci.

Existují tři typy fixace elektrod. První typ zahrnuje plovoucí elektrody. Tyto elektrody nejsou připevněny k srdeční tkáni, ale volně plavou v srdečních komorách. Z důvodu komplikace zapříčiněné pohybem elektrod jsou tyto elektrody nejčastěji používány při dočasné stimulaci.

Spolehlivějším typem je připevnění elektrody aktivní fixací. Existují tři typy aktivní fixace: připevnění stehem, ostny a zavrtání šroubovitého konce do myokardu. Ostnatá a stehová fixace běžně vyžaduje operaci spojenou s otevřením hrudi. Stehová epimyokardiální elektrodová podložka je přímo přišitá k epikardiální tkáni. Ostnatá je podobná rybářskému háčku, vtlačí se do endokardiální tkáně, čímž se zafixuje. Může, ale nemusí být zajištěna stehy.

Šroubovitá aktivní elektroda zahrnuje jeden nebo více šroubovitých vrutů na hrotu elektrody, které jsou vtočeny do myokardu. Tyto elektrody mohou být zavedeny transvenózně, proto se staly velice klinicky populární pro aktivní fixaci. Navíc mohou být jednoduše odšroubovány a vyjmuty. Elektroda také může být uchycena mimo stimulační oblast.

Nicméně, transvenózní implantace elektrody s ostrými vrutovými hroty někdy způsobila komplikace v podobě proříznutí žíly, v krajním případě propíchnutí srdeční tkáně. To vše

vedlo k vyvinutí elektrod se zakrytým fixačním vrutem, který je možné vytočit až po dosažení místa fixace, což je pro implantaci daleko šetrnější. Nevýhodou je větší tloušťka a menší flexibilita díky rotačnímu mechanismu. Všechny tyto problémy řeší elektroda bez rotačního mechanismu, která má hrot pokrytý gelem, který se po implantaci rozpustí. Dle statistik dochází k dislokaci elektrody méně než u 1%.

Třetí metodou implantace stimulačních elektrod je pasivní fixace. Pasivní elektrody využívají přirozeného zapouzdření tkáně kolem fyziologicky cizího materiálu k upevnění hrotu na určené místo. Jsou šetrné a nepropíchnou myokard. K zajištění pasivní fixace bylo vytvořeno několik mechanismů, např.: křídélka, korunky, obruby, štětinky, vlákna, hroty. Tyto fixační mechanismy často obsahují polymer kvůli biokompatibilitě a ohebnosti. Aktivní fixační metody stále vykazují nižší množství dislokací elektrod, avšak vývoj technologií významně přispívá ke zvýšení spolehlivosti pasivní fixace.



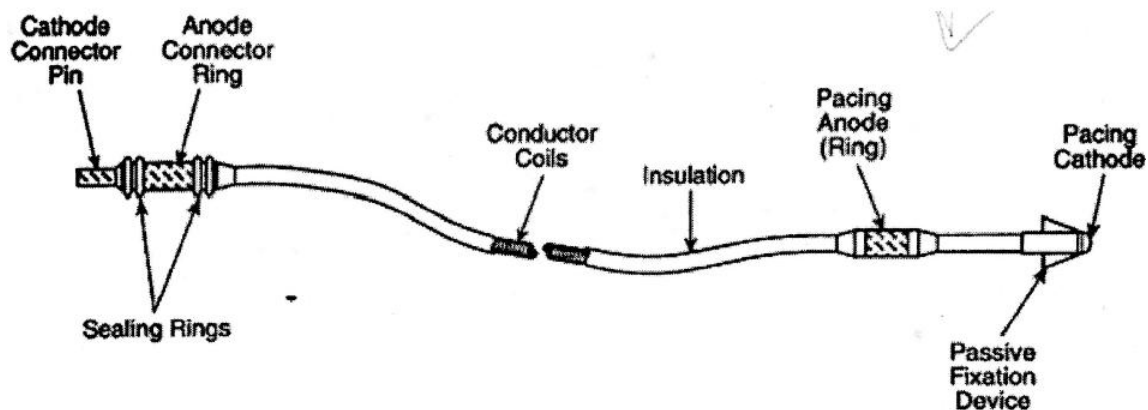
Obrázek 9: Hroty elektrod s různou fixací

Další rozdělení elektrod je dle typu vodiče na unipolární a bipolární.

Unipolární vzor vyžaduje pouze jeden přívodní vodič. Stimulační katoda je umístěna na distálním konci elektrody. Obal kardiostimulátoru je využíván jako anoda. Výhodou unipolárního vedení je jednoduchá spirálovitá technologie, která je méně náchylná ke klinickým a výrobním problémům. Navíc unipolární elektrody jsou tenčí a pružnější než bipolární díky jedné spirále vodiče.

Bipolární vodiče mají katodu také na distálním konci elektrody, navíc každá má typicky kruhovou anodu, která se vznáší v dutině srdeční proximálně. Vzdálenost mezi těmito dvěma elektrodami se pohybuje od 10 do 15 mm. Bipolární vedení nabízí několik výhod ve srovnání s unipolárním, zahrnující zmenšení potenciálů mezi elektrodami, relativní ochranu před vnějším rušením a myopotenciály a snížení stimulace kosterních svalů. (10)

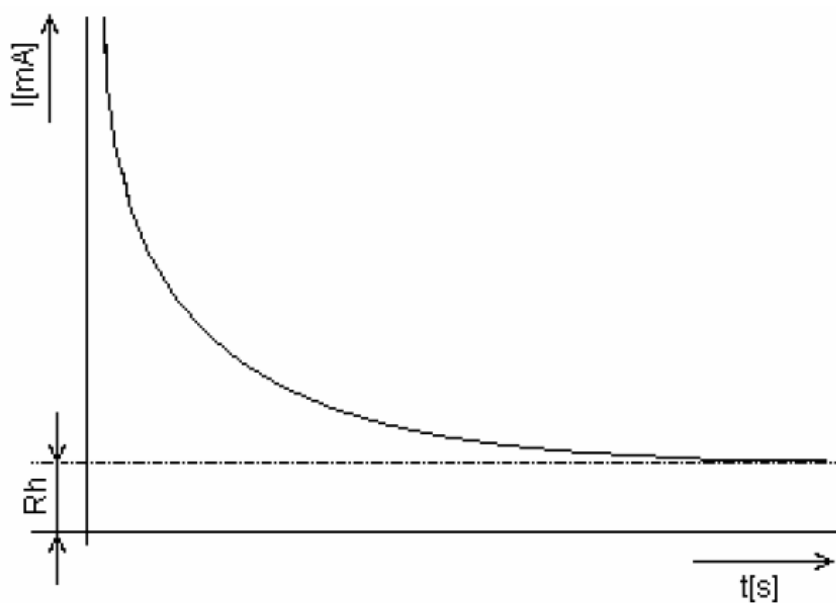
Lékaři rozhodnou, který typ elektrod je pro pacienta nejvhodnější. Pro rozdílný životní styl jsou různým lidem implantovány různé elektrody.



Obrázek 10: Schéma a popis bipolární elektrody

6 Stimulační prahové napětí

Základním principem kardiostimulace je stimulace tkáně elektrickým proudem v okamžiku zjištění nesprávné frekvence srdce. Stimulace tkání elektrickým proudem využívá nadprahových hodnot proudu, které způsobují podráždění. Obecně je excitabilita tkání popisována Hoorweg-Weissovou křivkou.

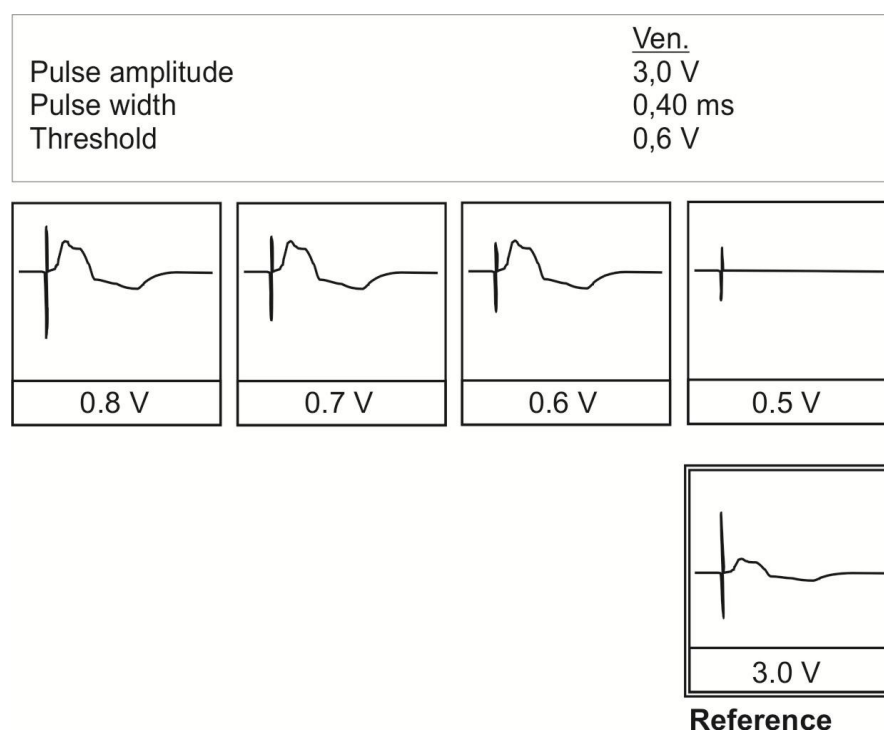


Obrázek 11: Hoorweg-Weissova křivka

Práh podráždění proudem, jehož průběh v čase je obvykle obdélníkového tvaru, vymezuje pro nekonečně dlouhý impulz hodnotu reobáze (prahová intenzita proudu při jeho trvalém působení). Zkracováním stimulačního impulsu roste práh podráždění.

6.1 Princip měření prahového napětí

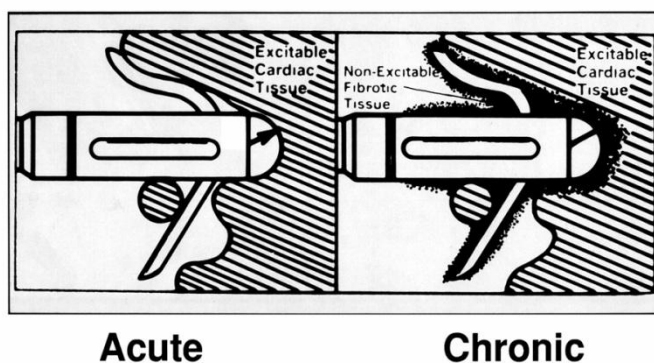
Podstatou je měření prahu na elektrodě, kdy nadprahové stimulační napětí je postupně snižováno a poslední hodnota, která je schopna vyvolat kontrakci srdečního svalu, se nazývá prahová. Každá firma u konkrétních kardiostimulátorů využívá poloautomatické algoritmy k měření prahu. U novějších přístrojů existují algoritmy plně automatické využívající změny polarizace tkáně po převedeném a nepřevedeném impulzu. Na EKG (Obrázek 13) můžeme vidět vyvolání vzruchu danými impulzy, je zde zobrazen i referenční impulz, který spolehlivě vyvolá polarizaci tkáně (vysoká hodnota 3,0 V).



Obrázek 12: Snižování napětí na elektrodě a stanovení prahového napětí

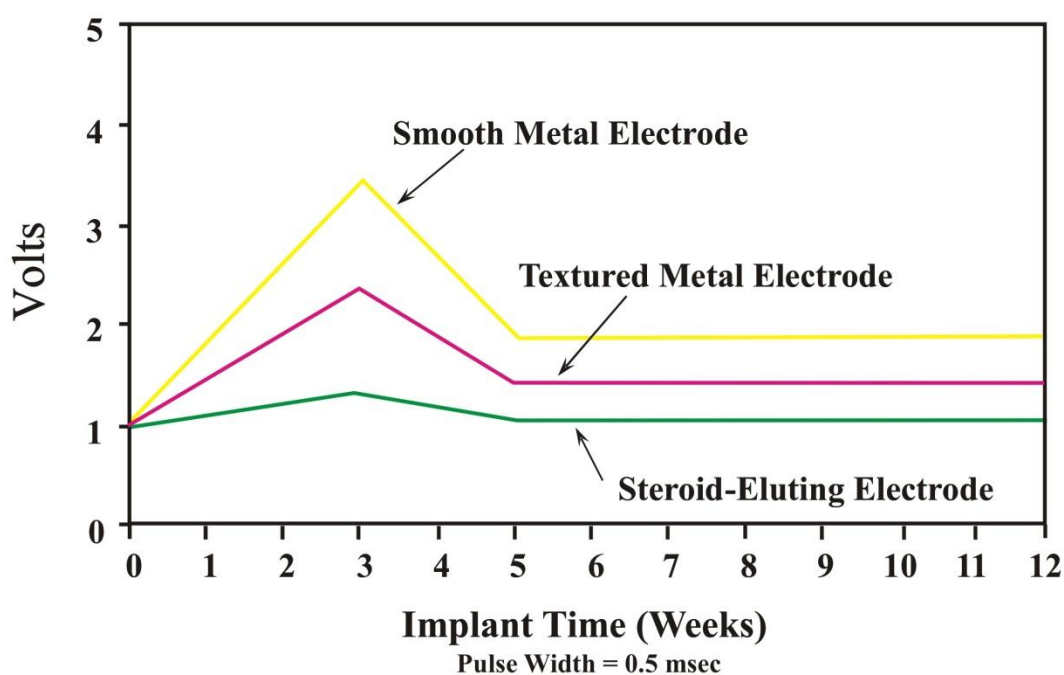
6.2 Ovlivnění prahového napětí na stimulační elektrodě

Po implantaci je obvyklé, že se hodnota stimulačního prahu zvýší na tři až pětinašobek hodnoty naměřené před implantací. Je to zapříčiněno zánětlivou reakcí a otokem v místě kontaktu elektrody s tkání. Následnou fibroprodukcí dojde k zapouzdření a izolaci cizího tělesa. Z důvodů těchto změn se napětí naměřené na sále (akutní) liší od napětí naměřeného při kontrole (chronické).



Obrázek 13: Vhojení elektrody

Jak je vidět z níže uvedeného grafu (graf 1), starší elektrody (hladká kovová elektroda a pórovitá kovová elektroda) vykazovaly vyšší hodnotu prahového napětí, než moderní steroid-vylučující elektrody.



Graf 1: Vývoj prahového napětí po implantaci

Během dvou až tří měsíců po implantaci se stimulační práh ustálí. V některých případech může dojít ke změně prahového stimulačního napětí na myokardu jevy zapříčiněnými chemicky při užívání farmakologických přípravků. Dále může jít o fyzikální důvod, např. když dojde k poškození elektrody nebo její repozici.

7 Zpracování dat a jejich statistická analýza

7.1 Přenos dat z kardiostimulátoru

Dnešní kardiostimulátory jsou schopné jak předávat data radiofrekvenční anténou, tak data přijímat pomocí radiofrekvenčního dekodéru. Komunikace v obou směrech mezi stimulátorem a programátorem probíhá na frekvenci přibližně 300 Hz. Telemetrie v reálném čase je pojem používaný jako schopnost stimulátoru poskytovat data jako jsou prahové napětí, amplituda impulzu, trvání impulsu, impedance vodičů, impedance baterie a proud, náboj a energii na vodiči. Programátor pak dodává kódované zprávy stimulátoru ke změně některých z programovatelných funkcí a k načtení diagnostických dat. Kódované požadavky snižují nebezpečí náhodného a nevhodného naprogramování stimulátoru vlivem radiofrekvenčních a magnetických polí, vyskytujících se v blízkosti pacienta. Toto kódování také zabraňuje použití programátorů od jiných výrobců, než je stimulátor.

Programátor je primární klinické zařízení umožňující změnu nastavení stimulátoru, přijímání dat a provádění neinvazivních testů. Programátor se skládá z výpočetní jednotky vybavené klávesnicí, obrazovkou, vestavěnou tiskárnou a disketovou mechanikou a komunikační jednotky, která se přikládá na kardiostimulátor, případně na tělo pacienta. Většina dnešních výrobců staví programátory na bázi počítačů. Tomu odpovídá i design, software programátoru je pružnější a intuitivní k používání. (11)



Obrázek 14: Programátor firmy Medtronic (9)

7.2 Hodnocený soubor

V mé práci jsem se zaměřil na měření hodnot prahového napětí, jejich statistickou analýzu a zhodnocení výsledků. S principy měření jsem se seznámil v ordinaci na kardiostimulačním oddělení Všeobecné fakultní nemocnice na Karlově náměstí, kde jsem byl přítomen kontrolám pacientů.

Data jsem získal v kartotéce ze záznamů vybraných pacientů. Získaná data jsem zanesl do databáze, kterou jsem vytvořil v Microsoft Access a pomocí tohoto programu jsem je roztřídil. Pro statistické vyhodnocení a vytvoření grafů jsem použil program Statistica CZ 10 (StatSoft).

Jednalo se o náhodný výběr. Celkový počet pacientů byl 53. Z toho bylo 27 pacientů s implantovanou elektrodou s aktivní fixací a 26 pacientů s elektrodou s pasivní fixací.

Soubor pacientů splňoval následující znaky. Pacienti byli po primoimplantaci, byla jim implantována bipolární elektroda do pravé komory. Věk pacientů se pohyboval mezi 36 až 87 roky. Do výběru jsem nezařadil pacienty s prokázaným defektem elektrod (těch je ovšem minimální množství).

Akutní napětí bylo měřeno na sále při implantaci, první kontrola byla provedena cca po 2 až 3 měsících po primoimplantaci.

Pro hodnocení jsem vybral elektrody následujících typů:

Elektrody s pasivní fixací:	Počet pacientů:
Biotronik – Selox ST60	16 pacientů
Medtronic – 4092 CapSure SP	5 pacientů
Medtronic - 5092 CapSure SP Novus	5 pacientů
Elektrody s aktivní fixací:	
Biotronik – Setrox S60	15 pacientů
Biotronik - Siello S60	4 pacienti
St. Jude Medical – Tendril 1788	3 pacienti
Medtronic – CapSureFix Novus	5 pacientů

Podrobný popis elektrod je uveden níže.

7.2.1 Popis použitých elektrod

Název elektrody: **4092 CapSure SP**

Výrobce: Medtronic
Typ: Bipolární
Dutina: Komora
Typ Fixace: Pasivní
Fixační aparát: 4 trny délky 2,5 mm
Steroid: Dexametazónfosfát sodný

Název elektrody: **5076 CapSureFix Novus**

Výrobce: Medtronic
Typ: Bipolární
Dutina: Komora/síň
Typ Fixace: Aktivní
Fixační aparát: Spirála 1,8 mm
Steroid: Dexamethasone acetát

Název elektrody: **5092 CapSure SP Novus**

Výrobce: Medtronic
Typ: Bipolární
Dutina: Komora
Typ Fixace: Pasivní
Fixační aparát: 4 výběžky
Steroid: Dexametazónfosfát sodný

Název elektrody: **Selox ST60**

Výrobce: Biotronik
Typ: Bipolární
Dutina: Komora/síň
Typ Fixace: Pasivní
Fixační aparát: 3 trny
Steroid: Dexamethasone acetát

Název elektrody:	Setrox S60
Výrobce:	Biotronik
Typ:	Bipolární
Dutina:	Komora/ síň
Typ Fixace:	Aktivní
Fixační aparát:	Spirála 1,8 mm
Steroid:	Dexamethasone acetát

Název elektrody:	Tendril 1788
Výrobce:	St. Jude Medical
Typ:	Bipolární
Dutina:	Komora
Typ Fixace:	Aktivní
Fixační aparát:	Spirála

Vybrané prvky statistické analýzy

Zahrnují prvky statistické analýzy použité při hodnocení dat.

7.3 Popisná statistika

7.3.1 Charakteristiky polohy

Poloha neboli úroveň statistického souboru je charakterizována ukazateli střední hodnoty. Ukazatelé střední hodnoty:

- prozrazují, kde údaje statistického souboru nachází na číselné ose,
- snaží se výstižně vyjádřit rozdílné vlastnosti hodnot statistického souboru,
- vystihnout úroveň souboru, která umožní srovnání s jinými soubory.

Charakteristiku polohy může definovat:

Aritmetický průměr:

Je nejčastěji používaná aritmetická veličina, definovaná jako součet hodnot dělený jejich počtem. Značí se \bar{x} . Nevýhodou je, že ho ovlivňují odlehlé hodnoty.

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{\sum x_i}{n}$$

Medián:

\tilde{x} - je hodnotou prostředního členu uspořádaného souboru (tj. hodnoty jsou uspořádány vzestupně od nejmenší po největší). Prostřední člen lze určit pomocí vztahu $(n+1)/2$.

Pokud je v souboru sudý počet členů, je mediánem průměr hodnot dvou prostředních členů uspořádaného souboru. Pokud jsou hodnoty souboru rozděleny souměrně, je rovný aritmetickému průměru. Hodnota, oddělující druhý a třetí kvartil, laicky řečeno rozděluje hodnoty na 50% menších a 50% větších. Medián nebývá ovlivněn odlehlými hodnotami.

7.3.2 Charakteristiky variability

Variabilita souboru je charakterizována ukazateli variability. Ukazatelé variability umožňují zjistit:

- a) jak jsou hodnoty statistického souboru rozptýleny kolem střední hodnoty
- b) jsou prostředkem k měření a srovnání variability statistických souborů.

Ukazatele variability může definovat:

Rozptyl:

Vyjadřuje míru variability. Je to průměr z druhých mocnin odchylek dat od jejich aritmetického průměru. Nevýhodou rozptylu je, že je vyjádřen v jiných jednotkách než výchozí data.

$$\sigma^2 = \frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n}$$

Směrodatná odchylka:

je definovaná jako druhá odmocnina z rozptylu.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n}}$$

Šikmost:

Koeficient šikmosti je číslo, které charakterizuje nesouměrnost rozdělení četností.

Poskytuje představu o tvaru rozdělení co do sešikmení, resp. nesouměrnosti. Míra

šikmosti symetrického rozdělení je nulová. Při menším rozptýlení malých hodnot znaku x_i než rozptýlení hodnot větších nabude míra šikmosti kladné hodnoty, kdežto v opačném případě hodnoty záporné.

Minimum:

Nejnižší hodnota souboru.

Maximum:

Nejvyšší hodnota souboru.

Kvartil:

Kvartil rozděluje soubor na 4 části. (1. kvartil je 25. percentil, 2. kvartil je 50. percentil, 3. kvartil je 75. percentil, 4. kvartil je 100. percentil). (12)

Grafické zpracování rozložení dat

Histogram:

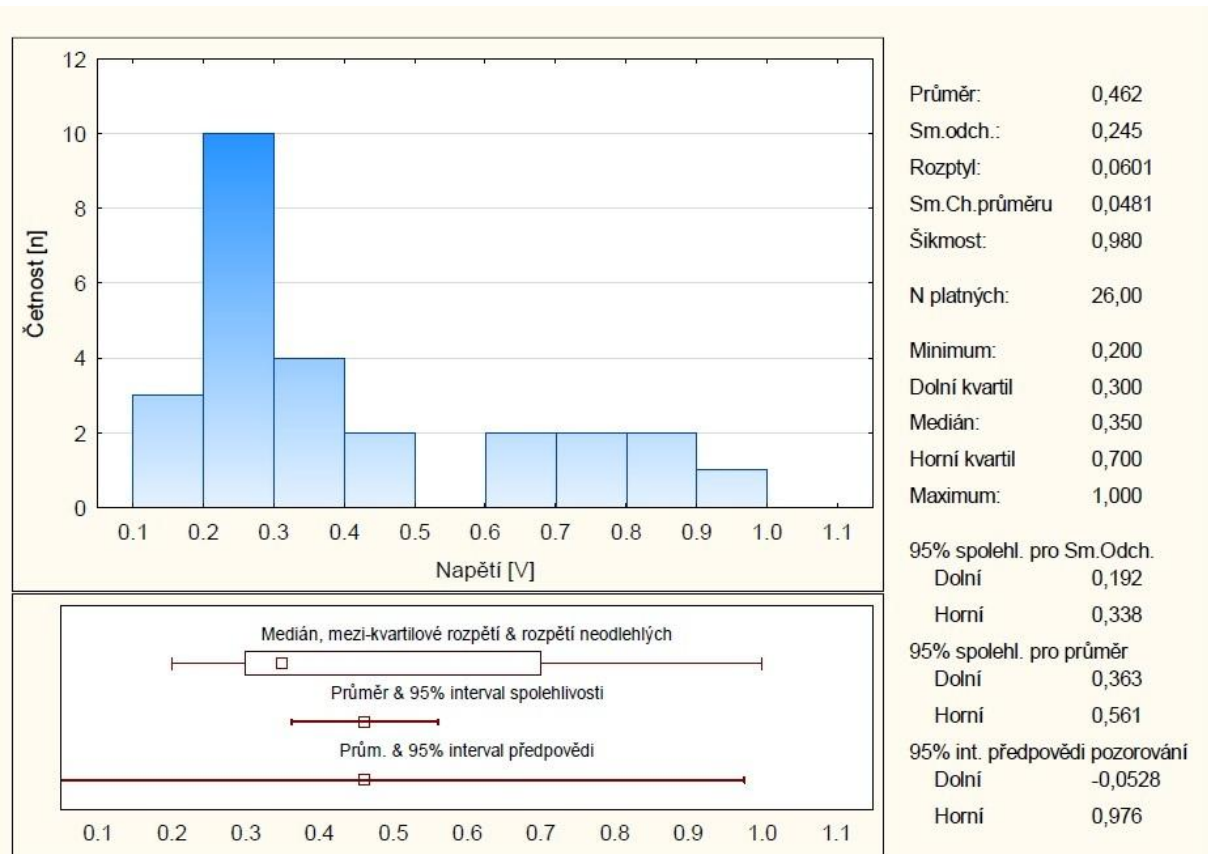
Sloupcový graf četností v intervalech se nazývá histogram. Velice přehledně znázorňuje rozložení dat.

Krabicový graf:

Ne vždy se hodí graficky znázorňovat rozdělení kvantitativní veličiny histogramem. Srovnání hodnot některých veličin ve dvou nebo více skupinách pomocí histogramu by bylo nepřehledné, pak používáme např. vhodnější krabicový graf. Graf je nahoře a dole ohraničen prvním a třetím kvantilem, střední příčku ukazuje medián. Horní konce označují minimum a maximum.

7.4 Akutní prahové napětí

Akutní prahové napětí je kontrolováno technickým pracovníkem přímo při implantaci. Vyhodnocuje hodnotu velikosti napětí, při níž se dosahuje spolehlivého podráždění srdečního svalu. Hodnota musí být stabilní v čase a nezávislá na pohybech pacienta a jeho dechu. Snahou je dosáhnout co nejnižších hodnot stimulačních prahů a tím šetřit vnitřní zdroj energie stimulatoru, čímž se prodlužuje jeho životnost.

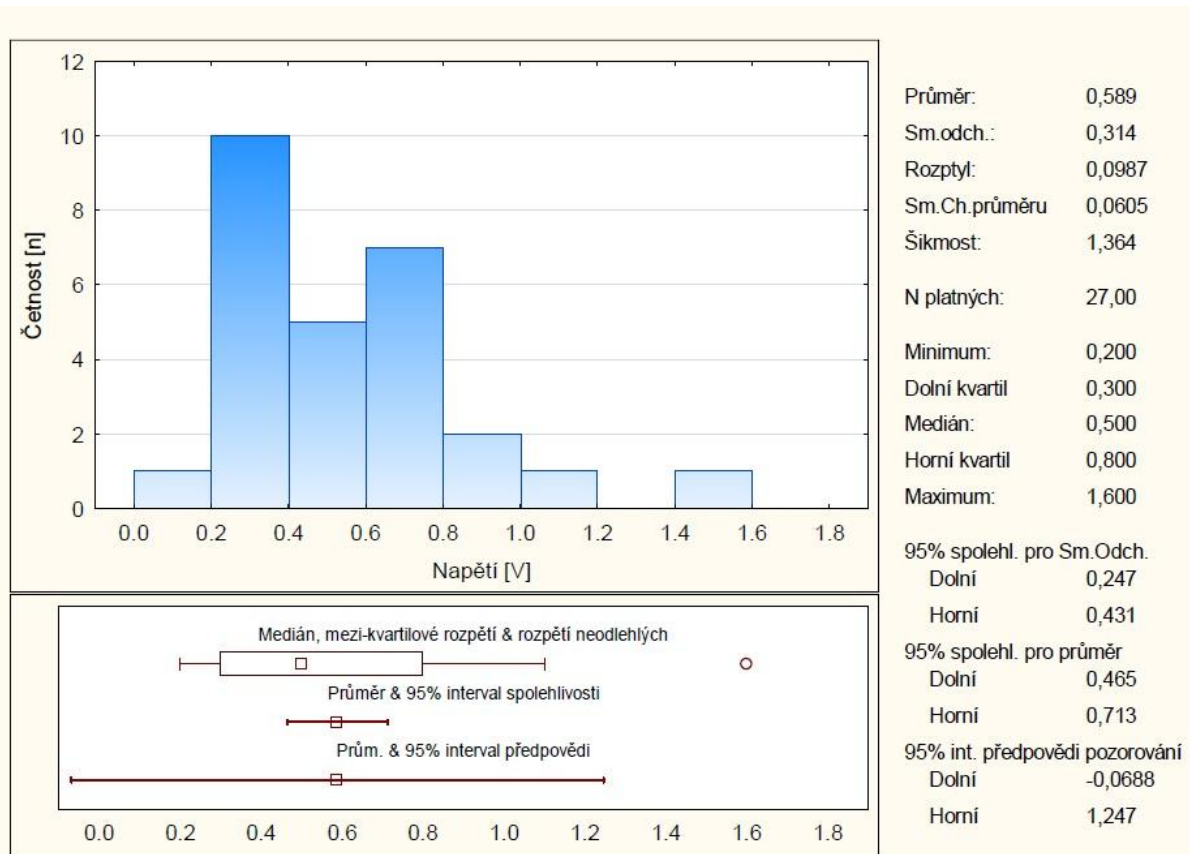


Graf 2: Souhrn statistických hodnot akutního prahového napětí elektrod s pasivní fixací

Graf 2 zobrazuje statistický souhrn pro akutní prahové napětí elektrod s pasivní fixací měřených u 26 pacientů. Jedna část je tvořena histogramem, který nám zobrazuje četnost naměřených hodnot. Na ose y jsou zobrazeny četnosti [n] a na ose x prahové napětí [V].

Z histogramu lze vyčíst, že u 10 pacientů (což činí 38,5%) byla zaznamenána hodnota prahového napětí v intervalu mezi 0,2 až 0,3 V. Popis rozložení dat nám ukazují také statistické hodnoty vedle histogramu. Průměr je 0,462, směrodatná odchylka 0,245. Hodnota sešikmení (šikmost 0,980) ukazuje rozptýlení vyšších hodnot (typ L). Medián je 0,350.

Pod histogramem je krabicový graf, kde můžeme vidět intervaly spolehlivosti s dolní a horní hranicí a to jak pro průměr, směrodatnou odchylku a interval předpovědi pozorování. Intervaly spolehlivosti jsou na úrovni 95% (alfa = 0,5).

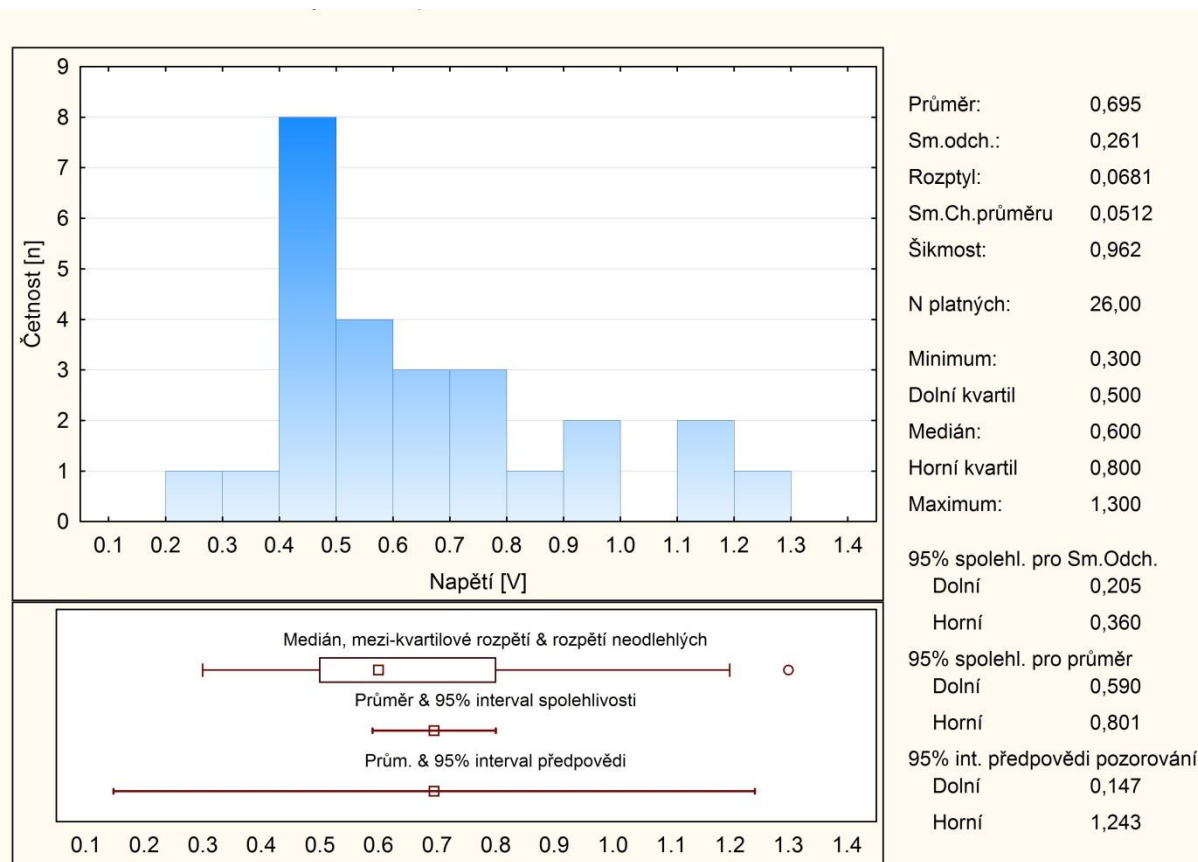


Graf 3: Souhrn statistických hodnot akutního prahového napětí elektrod s aktivní fixací

Statistický souhrn hodnot akutního prahového napětí elektrod s aktivní fixací zahrnuje 27 měření. Aritmetický průměr naměřených hodnot je 0,589, směrodatná odchylka je 0,314. Šikmost je samozřejmě opět kladná, tedy typu L. Medián je 0,500.

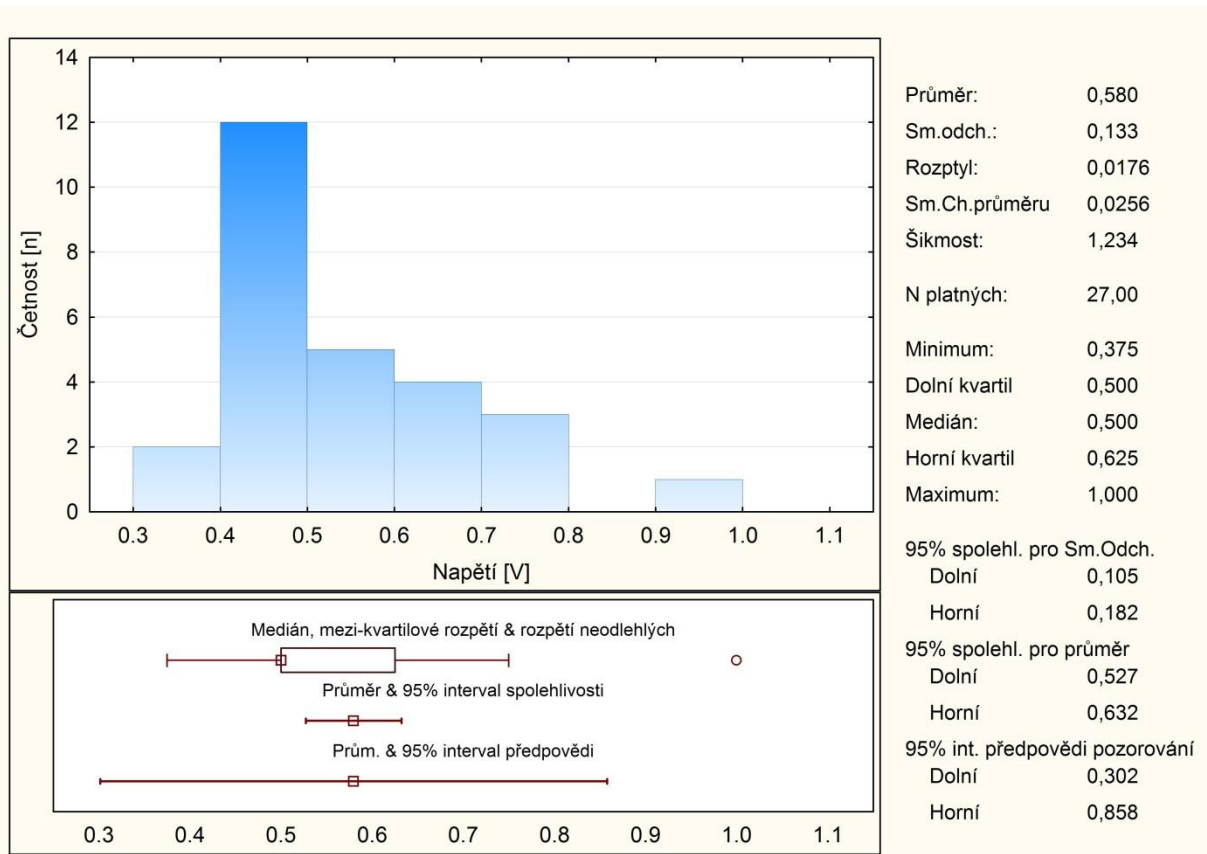
7.5 Chronické prahové napětí

Měření chronického prahového napětí se provádí zpravidla po dvou až třech měsících po implantaci.



Graf 4: Souhrn statistických hodnot chronického prahového napětí elektrod s pasivní fixací

Oproti akutnímu napětí se chronické prahové napětí navýšilo, což je způsobeno fibroprodukcí tkáně kolem elektrody. Průměrná hodnota se změnila z 0,462V na 0,695V (medián z 0,350V na 0,600V).



Graf 5: Souhrn statistických hodnot chronického prahového napětí elektrod s aktivní fixací

Průměrná hodnota chronického napětí elektrod s aktivní fixací byla 0,580 V, medián 0,500V. Chronické napětí se od akutního v průměru téměř nezměnilo.

7.6 Testová statistika

Testová statistika je výsledkem testování hypotéz. Jedním z nejobvyklejších použití statistiky v lékařském výzkumu je srovnávání dvou souborů pozorování, z nichž každý se vztahuje k jiné skupině pacientů. Já jsem porovnával, jak se liší prahová napětí na elektrodách s pasivní fixací a na elektrodách s aktivní fixací.

K porovnání jsem použil t-test pro nezávislé vzorky (dvouvýběrový t-test). Testování jsem provedl v programu Statistica CZ, na hladině významnosti $\alpha=0,05$.

Tabulka 3: T-test pro nezávislé vzorky
Pozn.: Proměnné byly brány jako nezávislé vzorky

	Aktivní Akutní vs. Pasivní Akutní
Průměr - skup. 1	0,588889
Průměr - skup. 2	0,461538
Hodnota t	1,641023
sv	51
p	0,106946
Poč.plat. - skup. 1	27
Poč.plat. - skup. 2	26
Sm.odch. - skup. 1	0,314194
Sm.odch. - skup. 2	0,245075
F-poměr - Rozptyly	1,643613
p - Rozptyly	0,218204

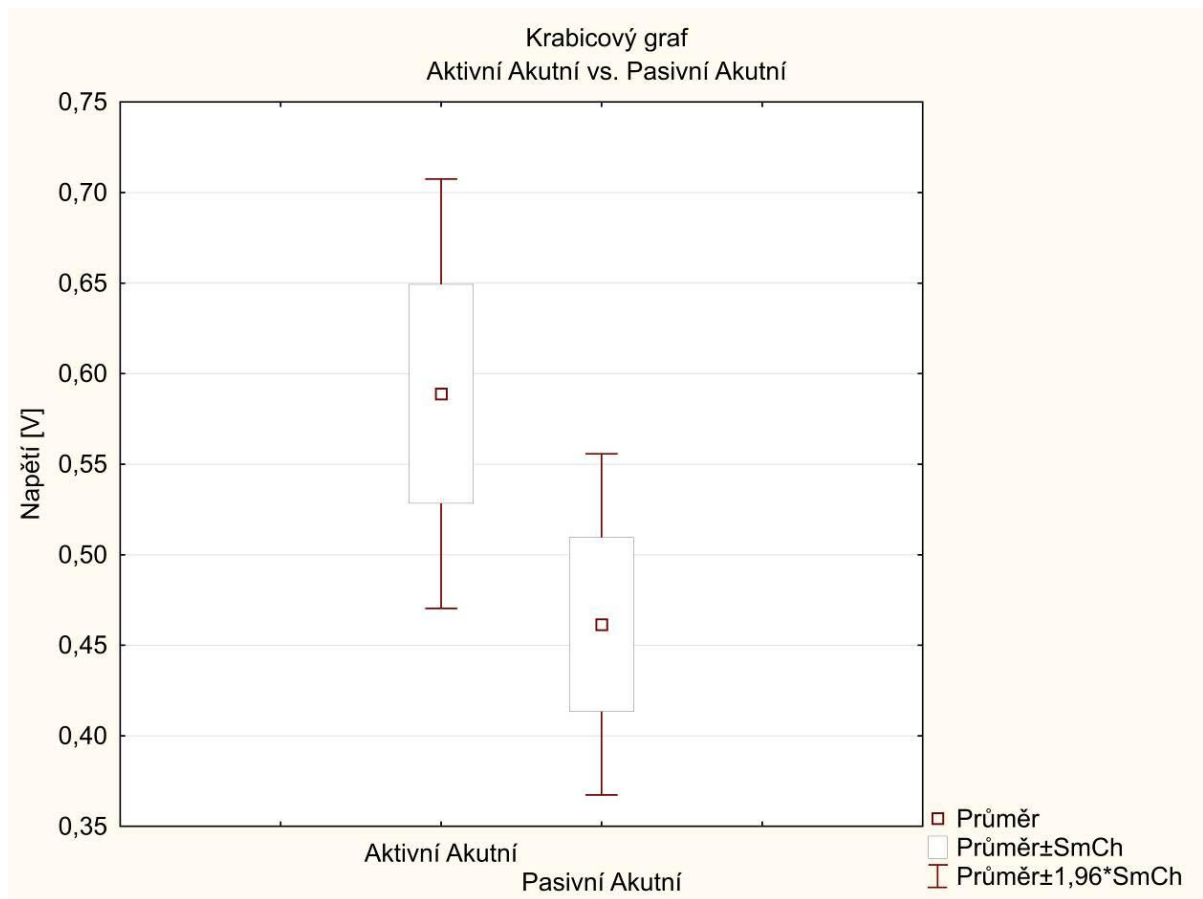
Při porovnání akutního prahového napětí u elektrod s aktivní fixací (skupina 1) a elektrod s pasivní fixací (skupina 2) vyšla hodnota $p = 0,107$. Vysoká hodnota p ($p > \alpha$) nezavrhne nulovou hypotézu, výsledek je tedy statisticky nevýznamný. Průměrné hodnoty souborů se od sebe významně neodlišují.

Tabulka 4: T-test pro nezávislé vzorky
 Pozn.: Proměnné byly brány jako nezávislé vzorky

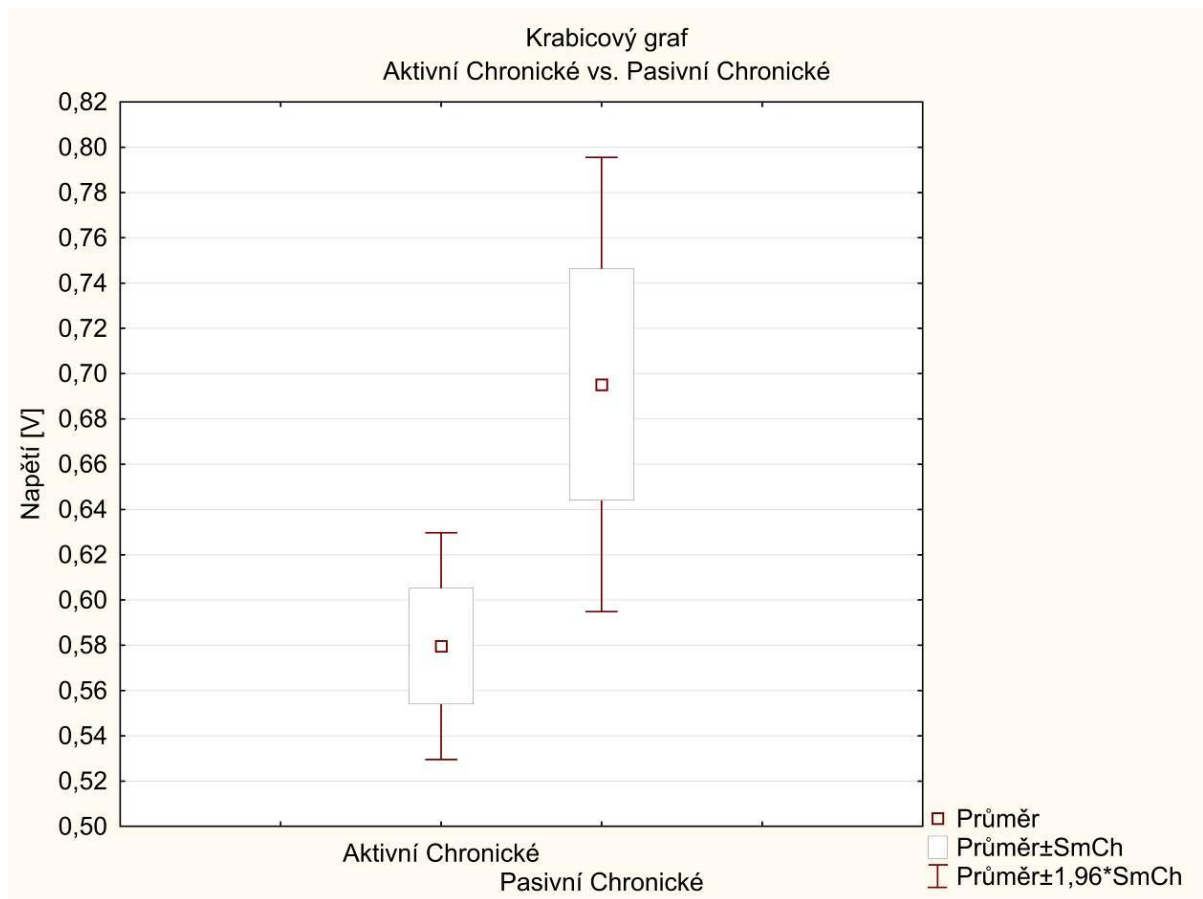
	Aktivní Chronické vs. Pasivní Chronické
Průměr - skup. 1	0,57963
Průměr - skup. 2	0,695192
Hodnota t	-2,04303
sv	51
p	0,046234
Poč.plat. - skup. 1	27
Poč.plat. - skup. 2	26
Sm.odch. - skup. 1	0,132838
Sm.odch. - skup. 2	0,260962
F-poměr - Rozptyly	3,859284
p - Rozptyly	0,001052

Při porovnání hodnot chronického prahového napětí u elektrod s aktivní fixací (skupina 1) a elektrod s pasivní fixací (skupina 2) vyšla hodnota $p = 0,046$ ($p < \alpha$). Zjištěná hodnota zavrhuje nulovou hypotézu a podporuje alternativní hypotézu. Výsledek se považuje za statisticky významný. Průměrné hodnoty se od sebe statisticky odlišují, průměrné chronické napětí u elektrod s aktivní fixací je nižší, což může být způsobeno vazivovou vrstvou mezi elektrodou a myokardem.

Výsledné grafické porovnání středních hodnot je zaneseno do níže uvedených krabicových grafů.

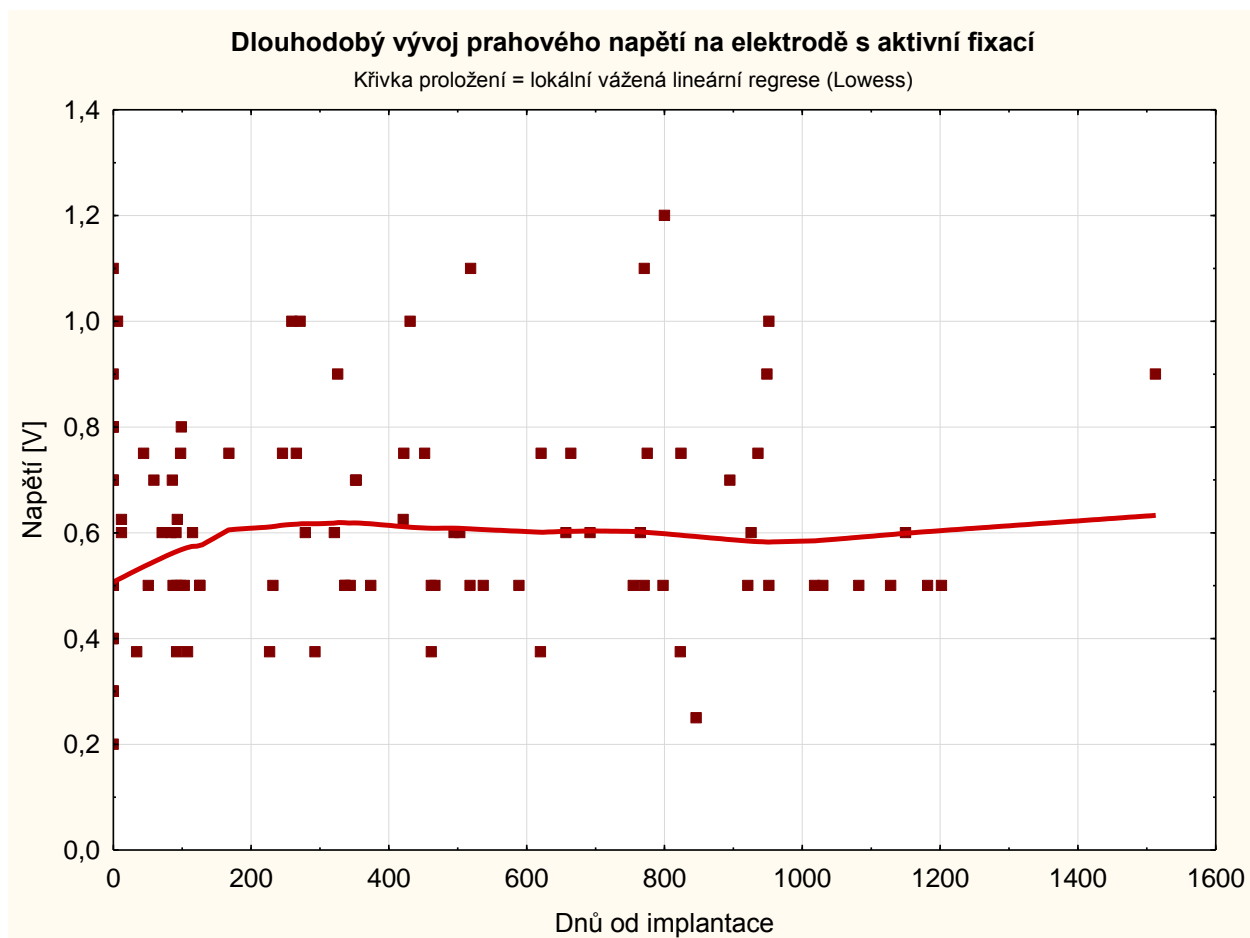


Graf 6: Srovnání průměrných prahových hodnot akutního napětí u elektrod s aktivní a pasivní fixací

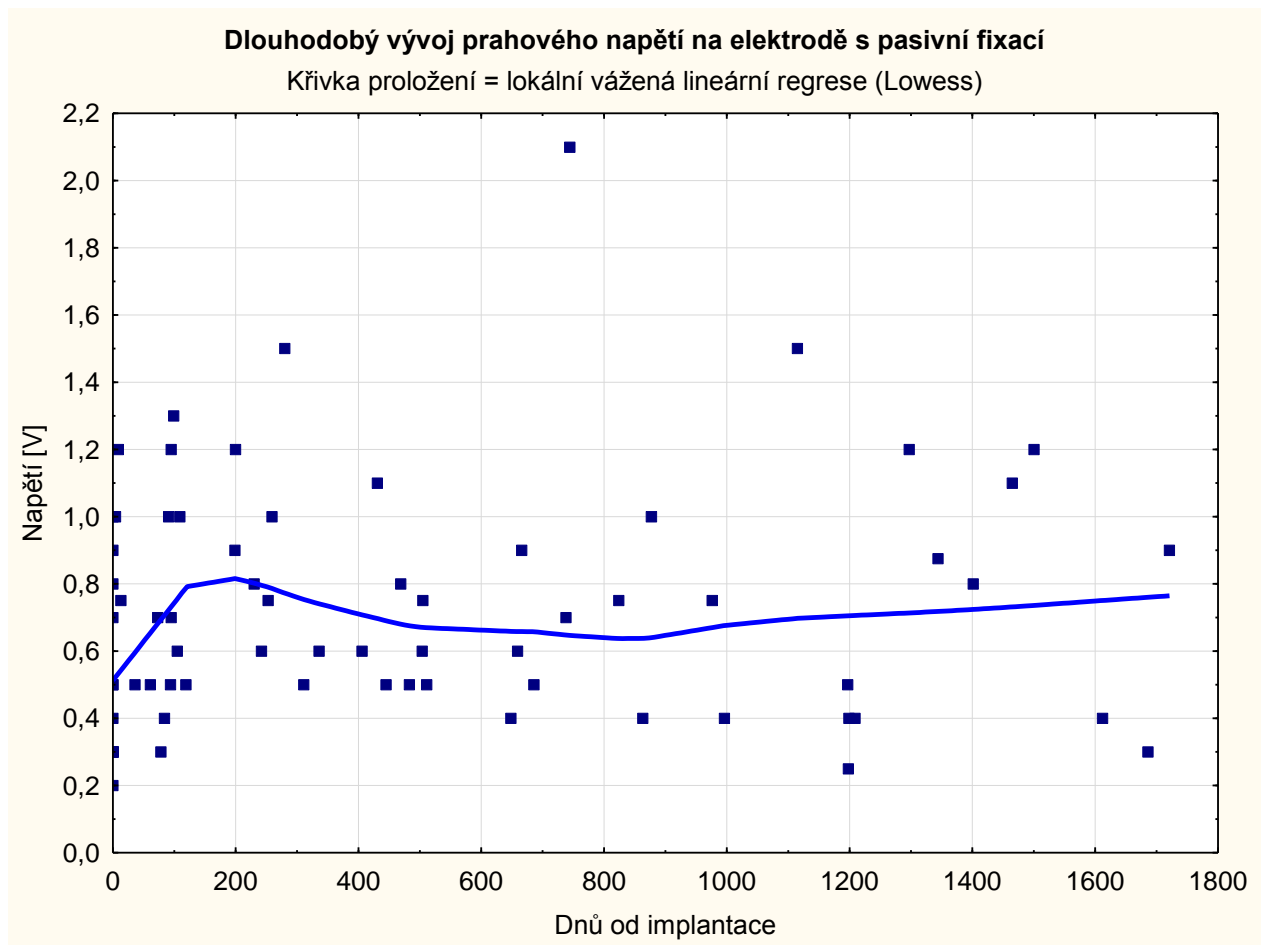


Graf 7: Srovnání průměrných prahových hodnot chronického napětí u elektrod s aktivní a pasivní fixací

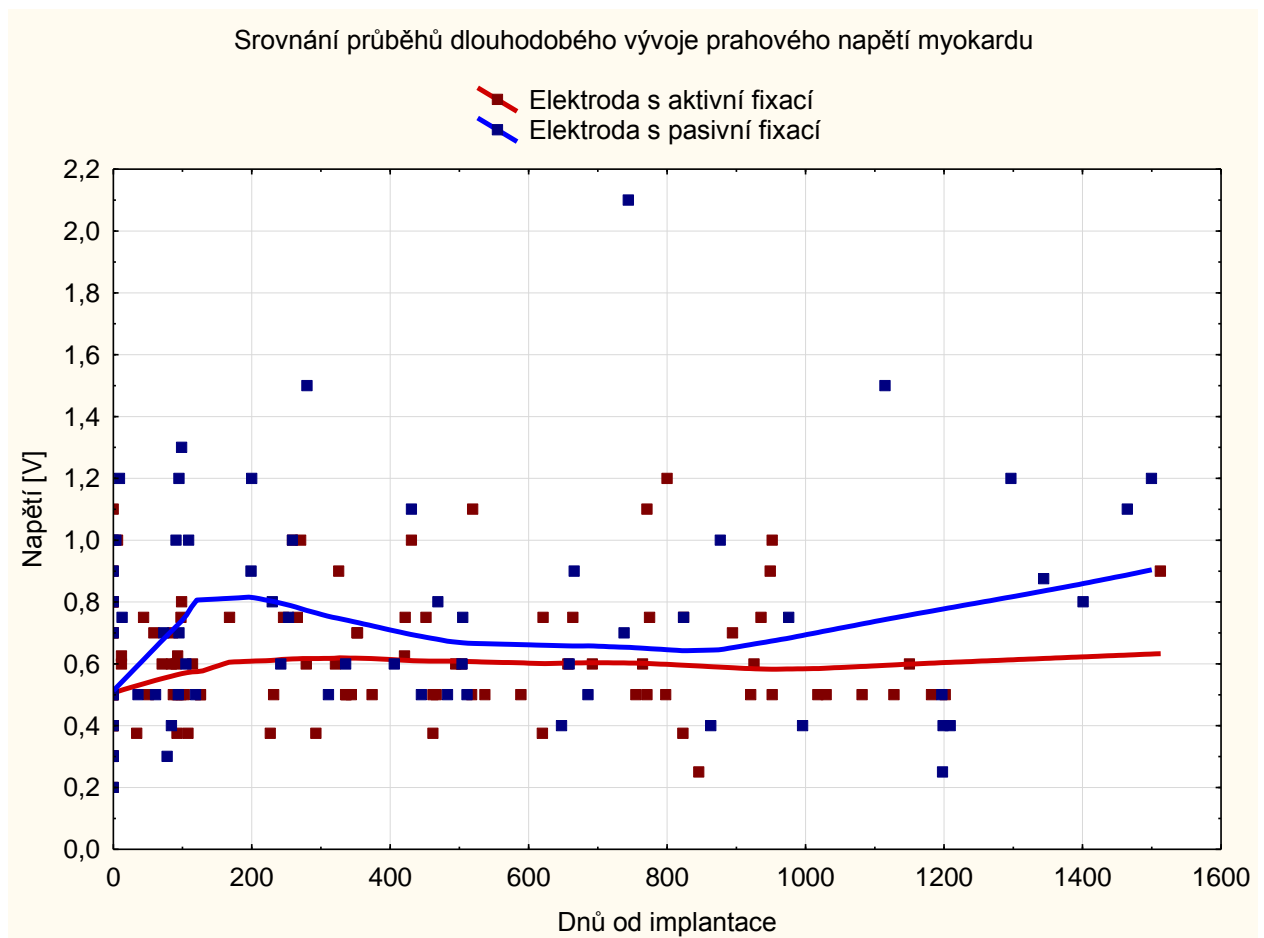
7.7 Dlouhodobý vývoj prahového napětí myokardu u elektrod s aktivní a pasivní fixací.



Graf 8: Dlouhodobý vývoj prahového napětí na elektrodě s aktivní fixací



Graf 9: Dlouhodobý vývoj prahového napětí na elektrodě s pasivní fixací



Graf 10: Srovnání průběhů dlouhodobého vývoje prahového napětí u elektrod s aktivní a pasivní fixací

Při srovnání dlouhodobého vývoje je na grafech vytvořených proložením lokální vážené lineární regrese vidět, že elektroda s aktivní fixací dosahuje nižších hodnot než elektroda s fixací pasivní. U žádné z elektrod však průměrný vývoj nepřesáhl hodnotu 1,0V. Z dlouhodobého hlediska však není rozdíl napětí u obou elektrod nijak velký.

8 Vyhodnocení dosažených výsledků

Hlavním cílem mé práce bylo zhodnotit a porovnat velikost prahového napětí myokardu při trvalé kardiostimulaci u různých typů elektrod. Prahové napětí patří mezi jednu z důležitých hodnot, která se sleduje při kontrole kardiostimulátoru a kardiostimulačních elektrod. Ukazuje na správnou fixaci a funkci elektrody. Parametr prahového napětí je také důležitý ke správnému nastavení stimulace. Ze statistického hlediska vyplývá, že průměrné hodnoty akutního prahového napětí u elektrod s aktivní a pasivní fixací se významně neliší. U chronického prahového napětí je rozdíl hodnot statisticky významný. Vyšší hodnota u elektrod s pasivní fixací může být způsobena volným umístěním elektrody a horším dotykem se stěnou komory. Také vytvoření fibrózní tkáně kolem hrotu elektrody může zvyšovat prahové napětí. V současné době nastává trend, že většina kardiologických center od používání pasivních elektrod upouští a implantuje elektrody s aktivní fixací. (13)

Výhodou elektrod s aktivní fixací je, že je lze fixovat bezpečně na libovolném místě, dochází jen k malému procentu dislokací a prahové napětí je nepatrně nižší. Dle grafu je také patrné, že dlouhodobý vývoj prahového napětí se dle typu elektrody zásadně neliší.

9 Literatura

1. Doc. MVDr. František Tichý CSc., a kolektiv. *Histologie - Cytologie a obecná histologie*. Brno : Ediční středisko VFU, 2000. 1. ISBN 80-85114-86-0.
2. Ganong, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. místo neznámé : H+H, 2002. ISBN 80-85787-36-9.
3. S.Trojan a kolektiv. *Lékařská fyziologie*. Praha : Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
4. Miloš Štejfa, a spol. *Kardiologie*. Praha : Grada, 2006.
5. www.kardio-cz.cz. *Zásady pro implantace kardiostimulátorů a implantabilních kardioverterů-defibrilátorů*. 2012.
6. J. Lipoldová, M. Novák. Historie trvalé kardiostimulace. *Kardiologická revue*. 4. 8 2006, stránky 166-173.
7. www.siemens.com.
8. Rozman, J. a kol. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha : Vydavatelství Academia, 2006. ISBN 80-200-1308-3.
9. wwwp.medtronic.com.
10. Webster, J. G. *Design of Cardiac Pacemakers*. místo neznámé : IEEE Press, 1995.
11. J.D.Bronzino. *Biomedical Engineering handbook*. místo neznámé : CRC Press LLC, 2000. ISBN 0-8493-0461-X.
12. Miroslav Špunda, Jaroslav Dušek a kol. *Zdravotnická informatika*. Praha : Karolinum, 2007.
13. R.Gebauer(kardiolog), MUDr. *Dle konzultace*. t.č. v zahraničí, 2012.