



Bakalářská práce

Využití vysokofrekvenčního EKG jako nové diagnostické metody v kardiologii

Studijní program:

B0914P360007 Biomedicínská technika

Autor práce:

Klára Havlová

Vedoucí práce:

Ing. Jan Morava, Ph.D.

Fakulta zdravotnických studií

Liberec 2024



Zadání bakalářské práce

Využití vysokofrekvenčního EKG jako nové diagnostické metody v kardiologii

<i>Jméno a příjmení:</i>	Klára Havlová
<i>Osobní číslo:</i>	D21000166
<i>Studijní program:</i>	B0914P360007 Biomedicínská technika
<i>Zadávající katedra:</i>	Fakulta zdravotnických studií
<i>Akademický rok:</i>	2022/2023

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Rešerše problematiky vysokofrekvenčního (UHF) EKG
2. Porovnání UHF EKG s běžným elektrokardiografickým vyšetřením
3. Interpretace dat získaných metodou UHF EKG
4. Využití u pacientů se srdečním implantabilním elektronickým zařízením (CIED)

Teoretická východiska:

Využití UHF EKG přináší nové možnosti v diagnostice srdečních onemocnění oproti běžnému EKG vyšetření. UHF EKG využívá vyšší frekvenční složky než klasické EKG. Jedná se o novou metodu, která se využívá při hodnocení elektrické dyssynchronie pravé a levé komory.

Metody práce:

Pro práci byla zvolena kvalitativní forma výzkumu, který porovnává anonymizované záznamy z UHF EKG a diagnostického 12-svodového EKG získané z modelových pacientů. Technikou práce je obsluha UHF EKG a EKG v provozních podmínkách a následné zpracování dat.

Místo a čas realizace výzkumu:

Kardiovaskulární centrum Krajské nemocnice Liberec, a.s.

srpen – prosinec 2023

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování práce:

Jazyk práce:

tištěná/elektronická

čeština

Seznam odborné literatury:

- BULAVA, Alan. 2017. Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory . 1. vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0468-0.
- CURILA, Karol et al. 2021. Physiological versus non physiological cardiac pacing as assessed by Ultra high frequency electrocardiography. In: 2021 Computing in Cardiology (CinC) CinC): 2021 Computing in Cardiology (CinC). 1-4. DOI 10.23919/CinC53138.2021.9662 912.
- EISENBERGER, M.; BULAVA, A.; FIALA, M.: Základy srdeční elektrofyziologie a katérových ablací . Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- ELLENBOGEN, Kenneth A. et al., ed. 2017. Clinical cardiac p acing, defibrillation, and resynchronization therapy . Fifth edition. Philadelphia: Elsevier. ISBN 978-0-323-37804-8.
- HAMPTON, John R., Joanna HAMPTON a Leoš LANDA. 2022. EKG stručně, jasně, přehledně . 1. české vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-1317-0.
- JURAK, Pavel et al. 2017. Ventricular dyssynchrony assessment using ultra high frequency ECG technique. Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology: An International Journal of Arrhythmias and Pacing . 49 (3), 245-254. DOI 10.1007/s10840 017 0268 0.
- JURAK, Pavel et al. 2020. Novel ultra high frequency electrocardiogram tool for the description of the ventricular depolarization pattern before and during cardiac resynchronization. Journal of Cardiovascular Electrophysiology . 31 (1), 300-307 . DOI 10.1111/jce.14299.
- KITTNAR, Otomar. 2020. Lékařská fyziologie . 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1963-4.
- TÁBORSKÝ, Miloš, ed. et al. Kardiologie. II., Vyšetřovací metody v kardiologii. Praha: Česká kardiologická společnost, 2021. xv stran, strana 73-413. ISBN 978-80-271-1439-9.
- TÁBORSKÝ, Miloš et al. 2022. Doporučené postupy ESC pro kardiostimulaci a srdeční resynchronizační terapii: aktualizace 2021. Překlad dokumentu připravený Českou kardiologickou společností. Cor et Vasa. 64(Suppl.2), 7-86. DOI 10.33678/cor.2022.024.

Vedoucí práce:

Ing. Jan Morava, Ph.D.

Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

10. července 2023

Předpokládaný termín odevzdání: 30. dubna 2024

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc.,
MBA
děkan

L.S.

doc. Ing. Daniel Jiráček, Ph.D.
garant studijního programu

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

Poděkování

Ráda bych poděkovala panu Ing. Janu Moravovi, Ph.D., za vedení mé bakalářské práce, za trpělivost a za cenné rady při jejím vypracování.

ANOTACE

Využití vysokofrekvenčního EKG jako nové diagnostické metody v kardiologii

Bakalářská práce se zabývá představením metody vysokofrekvenčního UHF EKG a jejím využitím v klinické praxi. Cílem práce bylo provést rešerši problematiky vysokofrekvenčního (UHF) EKG, porovnat tuto metodu s běžným elektrokardiografickým vyšetřením a následně interpretovat data získaná touto metodou u pacientů před a po implantaci srdečních implantabilních elektronických zařízení (CIED).

Klíčová slova

Elektrokardiografie, kardiostimulace, srdeční resynchronizační léčba, stimulace převodního systému, vysokofrekvenční UHF EKG

ANNOTATION

Use of high-frequency ECG as new diagnostic method in cardiology

The thesis focuses on the introduction of a new high-frequency UHF ECG method and its application in the medical environment. The thesis aimed to explore the topic of high frequency (UHF) ECG through research and compare this method with conventional ECG. The subsequent aim was to interpret the data obtained by this method in patients before and after implantation of cardiac implantable electronic devices (CIEDs).

Keywords

Cardiac pacing, cardiac resynchronization therapy, electrocardiography, conduction system pacing, ultra-high-frequency ECG

Obsah

Seznam symbolů a zkratek	10
1 Úvod.....	12
2 Anatomie a fyziologie srdce	13
3 Patofyziologie srdečního rytmu	15
3.1.1 Tachyarytmie	15
3.1.2 Bradyarytmie	17
4 Základní typy kardiostimulačních přístrojů.....	20
4.1.1 Druhy stimulace podle funkce	20
4.1.2 Druhy stimulace podle umístění elektrod	21
4.1.3 NBG kód	23
5 Elektrokardiogram EKG	24
5.1.1 Elektrická osa srdeční	26
5.1.2 Stimulovaný rytmus na klasickém EKG.....	26
5.1.3 Stavba EKG přístroje	28
5.1.4 Zpracování EKG signálu	28
5.1.5 Frekvenční a napěťový rozsah EKG signálu	29
6 UHF EKG	31
6.1 Princip UHF EKG	31
6.2 Záznam a zpracování signálu	32
6.3 Výstupy UHF EKG	33
6.4 Stimulovaný rytmus na UHF EKG	34
6.5 Využití UHF EKG v klinické praxi	35
6.6 Porovnání s klasickým EKG	36
6.7 Interpretace UHF EKG záznamu	36
6.7.1 Klinický popis jednotlivých svodů	36

6.8 Interpretace dat z klasického elektrokardiogramu a UHF EKG na příkladech z klinické praxe	38
6.8.1 Pacient Č.1	38
6.8.2 Pacient č.2	40
6.8.3 Pacient č. 3	43
6.8.4 Pacient č.4	46
7 Diskuze	51
8 Závěr	52
Seznam použité literatury	53
Seznam obrázků/schémat	56
Seznam tabulek	58

Seznam symbolů a zkratek

AD	Analogově-digitální
AV	Atrioventrikulární (Síňokomorový)
AVNRT	Atrioventrikulární nodální reentry tachykardie
AVRT	Atrioventrikulární reentry tachykardie
BiV	Biventrikulární
BPEG	British Pacing and Electrophysiology Group (Britská skupina pro kardiostimulaci a elektrofyzilogii)
CIED	Cardiac Implantable Electronic Device (Implantabilní elektronické zařízení)
CRT	Cardiac Resynchronization Therapy (Srdeční resynchronizační léčba)
CSP	Conduction System Pacing (Stimulace převodního systému)
DM	Dyssynchrony Matrix (Matice dyssynchronie)
e-DYS	Parametr elektrické dyssynchronie komor
EKG	Elektrokardiogram
FPE	Fully Processed Envelope (Zcela zpracovaná obálka)
HBP	His Bundle Pacing (Stimulace Hissova svazku)
ICD	Implantable Cardioverter-defibrillator (Implantabilní kardioverter-defibrilátor)
LA	Left Arm (Levá ruka)
LBBB	Left Bundle Branch Block (Blokáda levého Tawarova raménka)
LBBP	Left Bundle Branch Pacing (Stimulace levého Tawarova raménka)
LK	Levá komora
LL	Left Leg (Levá noha)
LS	Levá síň

LVSP	Left Ventricular Septal Pacing (Stimulace septa levé komory)
NASPE	North American Society of Pacing and Electrophysiology (Severoamerická společnost pro kardiostimulaci a elektrofyziologii)
NBG	NASPE/BPEG Generic (Jednotný standard společností NASPE a BPEG)
PCM	Permanent Cardiac Pacemaker (Trvalý kardiostimulátor)
PK	Pravá komora
PS	Pravá síň
RA	Right Arm (Pravá ruka)
RBBB	Right Bundle Branch Block (Blokáda pravého Tawarova raménka)
RVSP	Right Ventricular Septal Pacing (Stimulace septa pravé komory)
SA	Sinoatriální
UHF	Ultra High Frequency (Vysokofrekvenční)
VDI	Ventricular Dyssynchrony Imaging

1 Úvod

Vysokofrekvenční UHF EKG je nová diagnostická metoda, která se zabývá vyššími frekvencemi EKG signálu než klasické dvanáctisvodové EKG. Využívá se při hodnocení elektrické dyssynchronie pravé a levé komory, což přináší nové možnosti v diagnostice srdečních onemocnění. Studie, která ji poprvé představila byla publikována v roce 2017. Od té doby přibýlo mnoho dalších studií a metoda začala být využívána v klinické praxi.

V prvních kapitolách práce je shrnuta srdeční anatomie, fyziologie, problematika poruch srdečního rytmu a základní typy kardiostimulačních přístrojů. Dále se práce věnuje klasickému dvanáctisvodovému EKG, zpracování signálu a interpretaci EKG křivky. V další části práce je představeno vysokofrekvenční UHF EKG. Tato část se věnuje zpracování získaného signálu, výstupům této diagnostické metody a jejímu využití v klinické praxi. Dále jsou porovnány obě diagnostické metody a je zhodnocen přínos vysokofrekvenčního UHF EKG oproti klasickému EKG. Poslední část práce se věnuje interpretaci dat z anonymizovaných záznamů pacientů získaných touto metodou a jejímu využití u pacientů s implantabilním elektronickým zařízením (CIED).

Hlavním cílem práce je představit tuto novou diagnostickou metodu, porovnat ji s klasickým dvanáctisvodovým EKG a zhodnotit její přínos při využití v klinické praxi.

2 Anatomie a fyziologie srdce

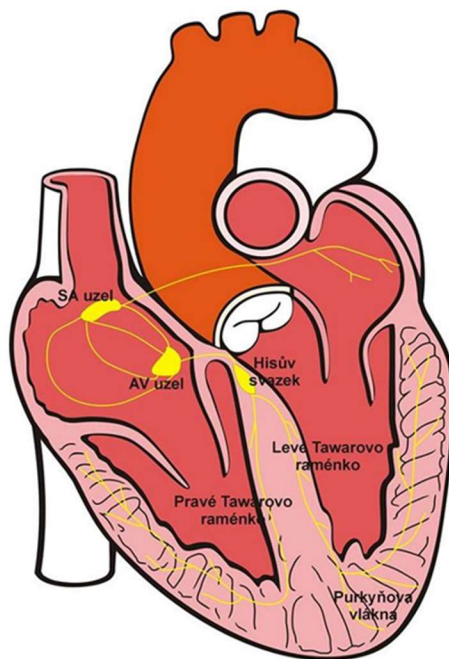
Srdce je uloženo v hrudníku, v perikardiální dutině. Srdeční stěna se skládá ze čtyř hlavních vrstev, vnější obal srdce se nazývá perikard a skládá se ze dvou listů – viscerálního a parietálního. Další vrstvou je epikard tvořený vazivem, ve kterém vedou srdeční cévy a nervy. Dále následuje myokard, který je nejsilnější vrstvou srdeční stěny a tvoří ho tři vrstvy svaloviny (Čihák et al., 2016). Svalovina myokardu je speciálním druhem příčně pruhované svaloviny, která je tvořena jednotlivými buňkami propojenými interkalárními disky (Ellenbogen et al., 2017). Uvnitř srdce se pak nachází endokard tvořený vazivem a hladkou svalovinou, jehož duplikaturami jsou srdeční chlopně, které jsou po obvodu vyztužené vazivovým srdečním skeletem (Čihák et al., 2016).

Celé srdce se skládá z levé a pravé síně a levé a pravé komory. Do pravé síně přichází odkysličená krev z tělního oběhu cestou horní a dolní duté žíly, krev následně prochází trojčípou chlopní do pravé komory a odtud do plic. Z plic přichází okysličená krev do levé síně plicními žilami a přes mitrální chlopeň se dostává do levé komory, odkud aortou proudí do těla. Levá komora má oproti pravé podstatně širší stěnu, protože přečerpává z plic krev do vysokotlakého systémového oběhu (Čihák et al., 2016).

Dále se v srdci nachází soubor specializovaných buněk myokardu, které generují elektrické vzruchy a šíří je myokardem. Soubor těchto buněk se nazývá převodní systém srdeční (viz Obrázek 1). Vzruchy převodní systém rytmicky generuje nezávisle na nervové soustavě, která je pouze zrychluje nebo zpomaluje. Převodní systém se skládá ze šesti základních částí - SA uzlu (nodus sinuatrialis), AV uzlu (nodus atrioventricularis), Hissova svazku (fasciculus atrioventricularis), Tawarových ramének (Crus dextrum et crus sinistrum) a Purkyňových vláken (rami subendocardiales). SA uzel se nachází ve stěně pravé síně před ústím VCS (vena cava superior) a určuje základní frekvenci srdečních stahů (Čihák et al., 2016).

Z SA uzlu vychází několik internodálních drah, které jej propojují s AV uzlem. AV uzel je umístěn v síňovém septu poblíž hranice síní a komor a z předního okraje vychází Hissův svazek. AV uzel způsobuje tzv. atrioventrikulární zpoždění vzruchů z SA uzlu. Hissův svazek prochází srdečním skeletem a následně se dělí na levé a pravé Tawarovo raménko. Pravé raménko prochází po pravé straně septa až k srdečnímu hrotu. Levé raménko se rozvětňuje na několik svazků, které směřují ke hrotu komory

a rozprostírají se na její stěně. Tawarova raménka se dále dělí na Purkyňova vlákna, která se dále větví a šíří směrem od srdečního hrotu proximálně. Po aktivaci převodního systému dochází ke spontánní diastolické depolarizaci (Kittnar, 2020).



Obrázek 1 - Převodní systém srdeční (Osmančík, 2014)

3 Patofyziologie srdečního rytmu

Poruchy srdečního rytmu neboli arytmie se dělí podle místa vzniku na sinusové arytmie, které vznikají v SA uzlu, supraventrikulární arytmie, které vznikají v místě atrioventrikulární junkce, a ventrikulární arytmie, které vznikají v komorách. Dále se arytmie dělí podle mechanismu vzniku na poruchy vzniku vzruchu, poruchy vedení vzruchu a jejich kombinaci (Vokurka et al., 2018).

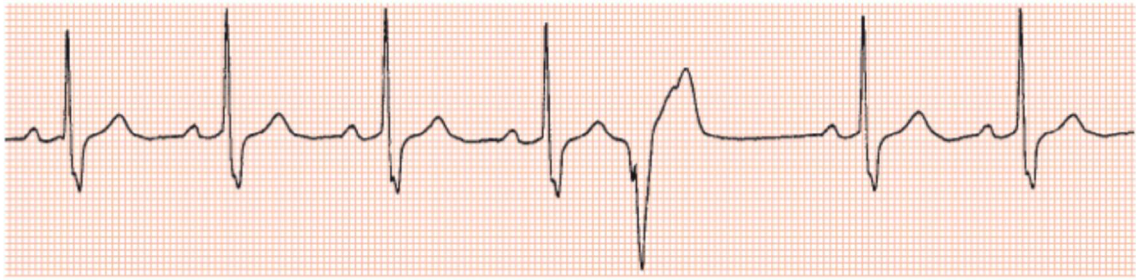
Při vyhodnocování EKG vyšetření se nejprve posuzuje srdeční rytmus podle délky RR intervalů (Bulava, 2017). Zrychlený srdeční rytmus nad 90 stahů za minutu se nazývá tachykardie (Eisenberger et al., 2012). Zvyšuje spotřebu kyslíku srdeční tkáni a zkracuje diastolu, při které dochází k jeho prokrvení. Pokud je srdce zdravé, reaguje zvýšením průtoku, zatímco u ischemického srdce často dochází k další ischemii a bolestem. Sinusová tachykardie je běžnou reakcí srdce na fyzickou zátěž nebo stres, zatímco supraventrikulární tachykardie vzniká neobvyklými elektrickými ději v srdeční síni. Komorová tachykardie je vážný stav, který již vyžaduje hospitalizaci. Při komorové tachykardii hrozí, že přejde ve fibrilaci komor (Vokurka et al., 2018).

Srdeční rytmus pod 50 stahů za minutu se nazývá bradykardie (Eisenberger et al., 2012). Bradykardie je běžná u trénovaných jedinců ale může být také následkem nitrolebeční hypertenze a konzumace léků nebo toxických látek. Za bradykardie mohou být zaměněny poruchy převodu srdečního rytmu mezi síněmi a komorami nebo náhradní rytmus z AV uzlu (Vokurka et al., 2018).

3.1.1 Tachyarytmie

Extrasystoly

Předčasné stahy vznikající mimo SA uzel se nazývají extrasystoly, dělí se na supraventrikulární a komorové. Mohou se v menší míře vyskytovat i u zdravých osob ale pokud jsou časté, jde o závažný stav, obzvlášť u komorových extrasystol (viz Obrázek 2). Extrasystoly mohou iniciovat další arytmie (Vokurka et al., 2018). Síňové extrasystoly se projevují předčasnou vlnou P jiného tvaru než vlna P z SA uzlu, mohou nasedat na předcházející vlnu T. QRS komplexy jsou štíhlé. Komorové extrasystoly se projevují zvláštním tvarem QRS komplexů bez předčasné vlny P. QRS komplexy jsou široké (Bennett, 2014).



Obrázek 2 - Komorová extrasystola (Bennett, 2014)

Fibrilace a flutter

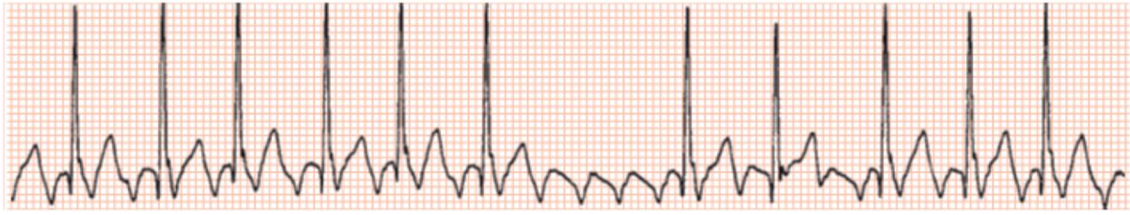
Fibrilace a flutter spočívají v neobvyklé nekoordinované srdeční aktivitě, jejímž důsledkem se srdeční svalovina správně nestahuje, pouze se chvěje. Krev se z postižené části srdce nedostává dále a činnost srdce je značně omezená (Vokurka et al., 2018).

Fibrilace síní se často vyskytuje u starších osob nebo u osob se zvýšenou funkcí štítné žlázy a vrozenými vývojovými vadami srdce. Srdeční síně se při fibrilaci síní nestahují a vzruchy přecházejí ze síní na komory nepravidelně. Při fibrilaci síní může snadno dojít k emboliím. Fibrilace síní se na EKG projevuje náhodnými rychlými kmity v síňové svalovině s frekvencí 350 až 600 stahů za minutu (viz Obrázek 3). V AV uzlu nedochází k převodu všech těchto vzruchů, pokud by AV uzel vzruchy převedl, došlo by k fibrilaci komor (Bennett, 2014).



Obrázek 3 - Fibrilace síní (Bennett, 2014)

Flutter síní se projevuje rychlým převodem vzruchů ze síní na komory, a tím k jejich rychlým a neúplným stahům, které srdce vyčerpávají. U flutteru síní se frekvence stahů pohybuje okolo 300 stahů za minutu. Na EKG křivce se u flutteru síní ve většině svodů nenachází izoelektrická linie. Kmity při flutteru se nazývají vlny f a mají tvar „zubů pily“ (viz Obrázek 4) (Bennett, 2014).



Obrázek 4 - Flutter síní (Bennett, 2014)

Fibrilace komor vyžaduje okamžitou resuscitaci a defibrilaci. Jde o život ohrožující stav, kdy srdce nepřecherává do oběhu žádnou krev. Vzniká při akutním infarktu myokardu, úrazech elektrickým proudem nebo v terminálních stádiích kardiologických onemocnění (Vokurka et al., 2018).

AV junkční reentry tachykardie

AV junkční reentry tachykardie je způsobena přídavnými elektrickými spojeními mezi komorami a síněmi, kterými může vzruch opakovaně a rychle obíhat. Vzruch obvykle směřuje přes AV uzel do komory a přídavnou dráhou se vrací zpět do síní (Bennett, 2014).

Atrioventrikulární reentry tachykardie (AVRT)

AVRT je zapříčiněna přídavnou dráhou, která přemostňuje izolující vrstvu mezi síněmi a komorami a tím vzruchy obchází AV uzel (Bennett, 2014).

Atrioventrikulární nodální reentry tachykardie (AVNRT)

AVNRT je způsobena přídavnou duální AV nodální dráhou. V srdci tak vzniká dvojité spojení mezi síněmi a komorami, z nichž jedna dráha je rychlá a druhá pomalá. Pomalou dráhou je vzruch veden ze síní na komory a rychlou dráhou se vrací zpět do síní (Eisenberger et al., 2012).

3.1.2 Bradyarytmie

Poruchy vedení vzruchu

Poruchy vedení vzruchů se nazývají blokády. Rozlišujeme tři stupně blokády podle závažnosti. Blokáda prvního stupně je zpomalením vzruchů, blokáda druhého stupně je částečná blokáda, kdy se nepřevedou všechny vzruchy, pouze některé. Blokáda třetího stupně je blokáda úplná, nepřevedou se žádné vzruchy (Vokurka et al., 2018).

Atrioventrikulární blokády

Dále se podle PQ intervalu posuzuje AV převod, pokud je delší než 200ms, jde o AV blokádu. Při AV blokádě 1. stupně dochází pouze ke zpomalení vzruchů. Pokud jde o blokádu 2. stupně, u prvního, Weckenbachova typu, se prodlužuje PQ interval, dokud po vlně P nevypadne QRS komplex (viz Obrázek 5). U druhého, Mobitzova typu, se délka PQ intervalu nemění, ale po vlně P QRS komplex náhle vypadne. Pokud je QRS komplex štíhlý, bylo vedení přerušeno vysoko v AV uzlu, zatímco pokud je QRS komplex široký, byl rytmus nahrazen pomalejším rytmem z komor (Bulava, 2017).

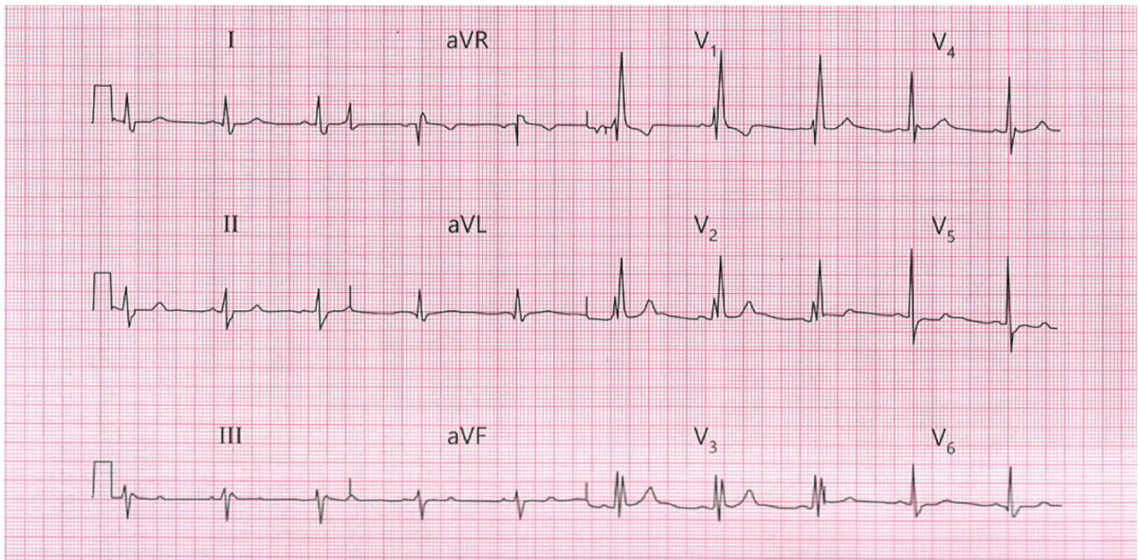


Obrázek 5 - AV blokáda 2. stupně Weckenbachova typu (Bennett, 2014)

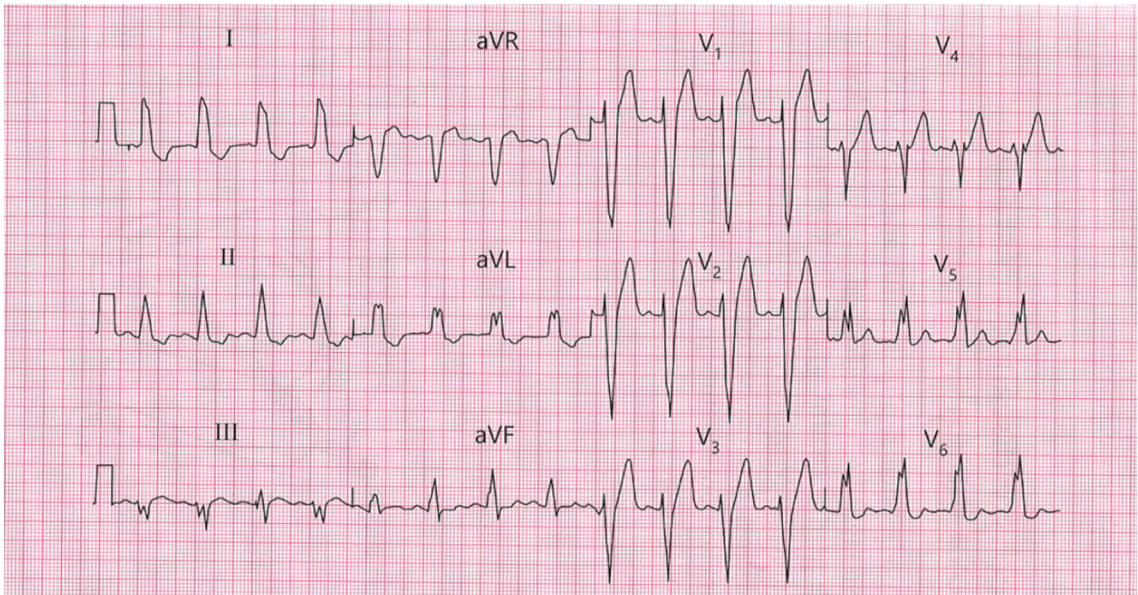
Blokády Tawarových ramének

Následuje hodnocení komplexu QRS. Jestliže je komplex delší než 100ms, popisujeme raménkovou blokádu. Při raménkové blokádě se postupně zvyšuje amplituda kmitu R od svodu V1 ke svodu V6, zatímco amplituda kmitu S se snižuje. Ve svodech V5 a V6 se ale může amplituda z důvodu vzdálenosti od hrudní stěny opět snížit. Dále se projevuje význačnými Q kmity a známkami srdeční hypertrofie. Při blokádě levého Tawarova raménka (LBBB) se na EKG křivce se ve svodu V1 nachází kmit rS, QRS komplex je negativní, ve tvaru písmene V, a ve svodech V5 až V6 obraz RsR' (viz Obrázek 6). Blokáda pravého Tawarova raménka (RBBB) se projevuje na EKG křivce ve svodu V1 QRS komplexem tvaru rsR', komplex je pozitivní, ve tvaru písmene M, a ve svodech V5 až V6 se nachází hluboký kmit S (viz Obrázek 7) (Bulava, 2017).

Blokády Tawarových ramének rozdělujeme stejně jako AV blokády na blokády 1., 2. a 3. stupně. Blokáda levého raménka bývá následkem poškození myokardu při ischemické chorobě srdeční nebo kardiomyopatii a zvětšení levé komory, zatímco blokáda pravého raménka je často způsobena onemocněním převodního systému (Bennett, 2014).



Obrázek 6 – Sinusový rytmus s blokádou levého Tawarova raménka (Hampton a Hampton, 2022)



Obrázek 7 – Sinusový rytmus s blokádou pravého Tawarova raménka (Hampton a Hampton, 2022)

4 Základní typy kardiostimulačních přístrojů

Kardiostimulace je děj, při kterém je v srdci uměle vyvolávána elektrická aktivita a který zprostředkovává pravidelnou a koordinovanou srdeční činnost (Vokurka, 2018). Při kardiostimulaci se využívá depolarizace myokardu, při které se mění elektrický náboj buněk srdeční svaloviny, a tím dochází k jejich kontrakci. Umělý elektrický impuls generovaný kardiostimulátorem (pacemakerem) se nazývá stimulus. Pomocí vhodného stimulu je tedy možné dosáhnout kontrakce myokardu. Tím se eliminují projevy některých poruch vedení vzruchů v převodním systémem srdečním (Blahút, 2017).

4.1.1 Druhy stimulace podle funkce

Pacemaker (PCM, Permanent cardiac pacemaker)

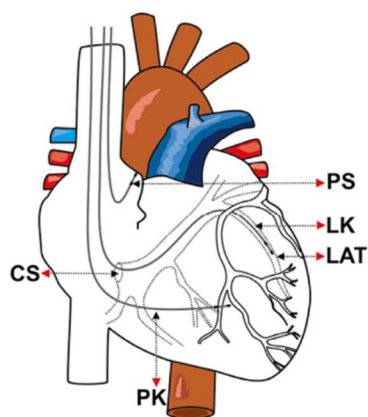
Permanентní srdeční pacemaker je implantován pod kůži pod levou klíční kostí a slouží k přístrojové léčbě pomalého srdečního rytmu. Má dvě hlavní funkce - sensing a pacing. Při sensingu snímá kardiostimulátor vlastní aktivitu srdce a při pacingu generuje impulsy. Stimulace pacemakerem může být jednodutinová, dvoudutinová nebo biventrikulární, podle umístění a počtu elektrod kardiostimulátoru (Blahút, 2017).

Implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD)

Implantabilní kardioverter-defibrilátory se implantují u pacientů s rizikem výskytu komorových arytmií. Stejně jako PCM slouží k přístrojové léčbě pomalého srdečního rytmu ale má navíc antitachyarytmickou funkci. Na RV elektrodě má ICD výbojovou cívku, která v případě maligní komorové tachyarytmie provede defibrilaci a zabrání náhlé srdeční smrti (Bulava, 2017).

Srdeční resynchronizační terapie (CRT)

Srdeční resynchronizační terapie využívá ke své funkci tři elektrody. První z elektrod je zavedena do pravé síně (PS), druhá do pravé komory (PK) a třetí do koronárního sinu (CS), odkud je možné stimulovat levou komoru (viz Obrázek 8). Cílem CRT je synchronizovaná kontrakce komor vhodně časovanou stimulací. CRT je indikována u pacientů s nízkou ejekční frakcí, s fibrilací síní, s rozšířenými QRS komplexy a nebo morfologií blokády levého Tawarova raménka (Bulava, 2017).



Obrázek 8 - Umístění elektrod u CRT (Bulava, 2017)

Stimulace převodního systému (CSP)

Stimulace převodního systému využívá vedení převodního systému cestou Hissova-Purkyňova systému, kdy u některých pacientů s AV bloádou vyššího stupně dokáže obnovit převod vzruchů a u pacientů s blokádami Tawarových ramének dokáže zúžit QRS komplex. CSP je oproti konvenční pravokomorové stimulaci fyziologičtější variantou (Táborský et al., 2022).

4.1.2 Druhy stimulace podle umístění elektrod

Stimulace může být jednodutinová, dvoudutinová nebo biventrikulární. U jednodutinové stimulace je do srdce zavedena pouze jedna elektroda, při síňové stimulaci je umístěna do pravé síně a při komorové do pravé komory. U dvoudutinové stimulace jsou v elektrody zavedeny v pravé síni a pravé komoře. Biventrikulární stimulace využívá tři elektrody, které jsou zavedeny v pravé síni a v pravé a levé komoře (Bulava, 2017).

Jednodutinová stimulace

Komorová stimulace „on demand“ (VVI)

Kardiostimulátor stimuluje pouze tehdy, pokud komora nevykazuje vlastní elektrickou aktivitu. V případě, že je opět detekována aktivita komory, přeruší stimulátor stimulační cyklus, a v případě potřeby zahájí nový (Bennett, 2014).

Síňová stimulace „on demand“ (AAI)

Síňová stimulace „on demand“ funguje obdobně jako komorová stimulace „on demand“ popsaná výše. Doba, během které není možné zahájit další stimulaci (Refrakterní perioda) je u tohoto druhu stimulace delší, aby nedošlo k nežádoucí inhibici stimulace při snímání elektrické aktivity ze „vzdáleného pole“ (Bennett, 2014).

Dvoudutinová stimulace

AV sekvenční kardiostimulace (DVI a DDI)

Při DVI stimulaci dochází nejdříve ke stimulaci síní a poté po uplynutí doby normálního PQ intervalu ke stimulaci komor. Stimulátor snímá spontánní aktivitu komor, podle které dochází k inhibici (Bennett, 2014).

Novější DDI stimulace nahradila původní DVI stimulaci. Na rozdíl od DVI dochází ke snímání aktivity v síních i v komorách, podle níž je stimulátor inhibován (Bennett, 2014).

Síněmi spouštěná komorová stimulace (VDD)

U VDD je při detekci síňové aktivity po čase trvání normálního PQ intervalu vyvolána komorová stimulace. VDD režim stimulace umožňuje zvýšit frekvenci stimulace a tím reagovat na fyzickou zátěž (Bennett, 2014). Poslední písmeno kódu D značí, že stimulátor podle potřeby funguje jako I (Inhibited) nebo jako T (Triggered). Inhibited v případě pozitivního sensingu inhibuje pacing, Triggered naopak v případě pozitivního sensingu iniciuje pacing (Blahút, 2017).

Atrioventrikulární univerzální stimulace (DDD)

Při DDD režimu dochází ke snímání aktivity síní a komor a i k jejich stimulaci. Stimulátor tak umožňuje zvolit režim stimulace (AAI, DDI, VDD) podle srdečního rytmu. Stejně jako v případě VDD stimulátor podle potřeby funguje jako I nebo T (Bennett, 2014).

Biventrikulární stimulace

Srdeční resynchronizační terapie

Srdeční resynchronizační léčba je typem biventrikulární stimulace, která zvyšuje srdeční výdej a odstraňuje dyssynchronii. Využívá se u pacientů s projevy srdečního selhání, fibrilací síní, kterou není možné odstranit ablací, a při blokáдах levého Tawarova raménka (Táborský et al., 2021b).

Stimulace převodního systému

Stimulace převodního systému je speciálním typem srdeční resynchronizační terapie. Využívá se u pacientů s fibrilací síní, u kterých bude po implantaci stimulátoru provedena ablace atrioventrikulární junkce. Při stimulaci Hissova svazku a koronárního sinu zajišťuje u pacientů užší QRS komplex se zdánlivě normální srdeční osou a lepšími

krátkodobými klinickými výsledky než u klasické srdeční resynchronizační terapie (Táborský et al., 2021b). Tento fyziologický druh stimulace zajišťuje synchronní aktivaci obou komor, čímž nedochází k poklesu srdeční funkce s možností rozvoje srdečního selhání jako u trvalé nefyziologické kardiostimulace (Curila et al., 2021).

4.1.3 NBG kód

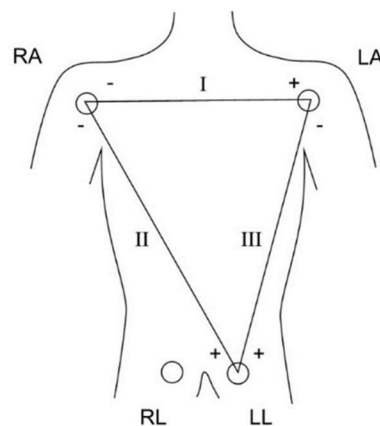
NBG kód je mezinárodně platný čtyř až pět písmenný kód, který definuje způsob stimulace (viz Obrázek 9). První písmeno kódu (Chamber paced) vyjadřuje, ve které části srdce dochází ke stimulaci. Písmeno A značí síň, písmeno V komoru a písmeno D dual, stimulaci síní i komor. Druhé písmeno (Chamber sensed) určuje sensing, tj. ze které části srdce je signál snímán-tj, A, V, D nebo O(Off). Třetí písmeno kódu (Response to sensing) popisuje reakci kardiostimulátoru na snímanou aktivitu srdce. Reakce může být spuštěna snímaným signálem (T-Triggered), utlumena snímaným signálem (I-Inhibited) nebo kombinuje oba způsoby (D-Dual). Další písmeno (Rate modulation) značí zda stimulator reaguje na fyzickou zátěž pacienta změnou srdeční frekvence, pokud reaguje, je na čtvrtém místě uvedeno písmeno R, jinak je uvedeno písmeno O (Off). Písmeno na pátém místě (Multisite pacing) udává, zda je oddíl srdce stimulován více elektrodami. Na pátém místě se může nacházet A, V, D nebo O (Blahút, 2017).

Pozícia	I	II	III	IV	V
	Chamber(s) Paced	Chamber(s) Sensed	Response to Sensing	Rate Modulation	Multisite Pacing
	O = Off	O = Off	O = Off	O = Off	O = Off
	A = Atrium	A = Atrium	T = Triggered	R = Rate Modulation	A = Atrium
	V = ventricle	V = ventricle	I = Inhibited		V = ventricle
	D = Dual (A+V)	D = Dual (A+V)	D = Dual (T+I)		D = Dual (A+V)

Obrázek 9 - Význam NBG kódu (Blahút, 2017)

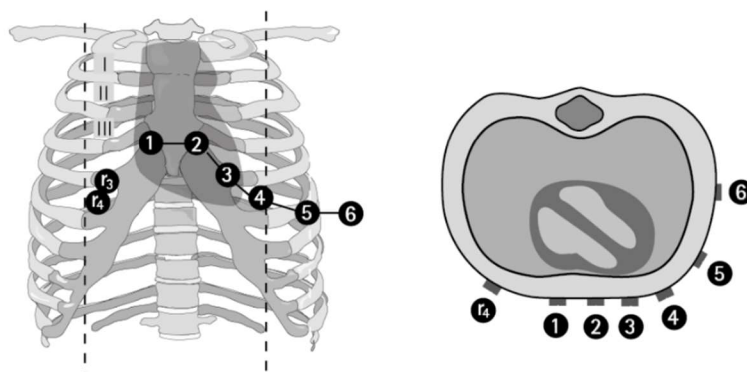
5 Elektrokardiogram EKG

EKG neboli elektrokardiogram je základním neinvazivním funkčním vyšetřením srdce. Zaznamenává změny elektrického potenciálu v průběhu depolarizace a repolarizace myokardu. EKG je snímáno mezi páry elektrod, které označujeme jako svody. Standardním typem je 12-ti svodové EKG, které využívá 6 končetinových a 6 prekordiálních svodů. Končetinové, bipolární svody I, II, III zobrazují srdce ve frontální rovině, zatímco prekordiální svody jsou umístěny horizontálně. Končetinové svody I, II a III jsou spojnicemi mezi elektrodami RA (Pravá ruka), LA (Levá ruka) a LL (Levá noha) a tvoří pomyslný trojúhelník (Einthovenův trojúhelník) (viz Obrázek 10). Protože jsou tyto svody spojnicemi dvou elektrod, jde o svody bipolární. Svody aVL, aVF, aVR a prekordiální svody V1-V6 jsou unipolární svody a jsou spojnicemi indiferentní referenční elektrody s vrcholy Einthovenova trojúhelníku (Táborský et al., 2021a).



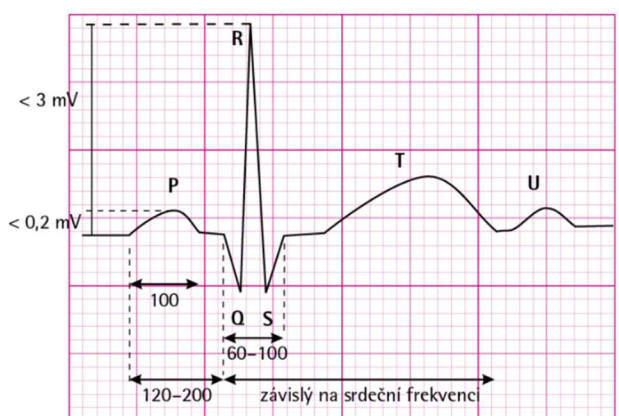
Obrázek 10 - Einthovenův trojúhelník (Táborský et al., 2021a)

U 12-ti svodového EKG se využívá celkem 10 elektrod, které se umísťují následujícím způsobem: elektroda RA na pravou paži, LA na levou paži, RL na pravou nohu, LL na levou nohu, V1 do čtvrtého mezižebří napravo od sternu, V2 do čtvrtého mezižebří nalevo od sternu, V3 mezi V2 a V4, V4 do pátého mezižebří v medioklavikulární čáře, V5 na úrovni V4 v přední axilární linii a V6 na úrovni V4 a V5 ve střední axilární linii (viz Obrázek 11). Směr šíření elektrické aktivity myokardem je možné zobrazit vektory. Pokud je vektor orientovaný ve směru elektrod, zaznamená se pozitivní kmit, pokud proti směru, zaznamená se kmit negativní (Táborský et al., 2021a).



Obrázek 11 - Umístění elektrod EKG (Haberl, 2012)

EKG svody rozdělujeme podle umístění do skupin. Svody II, III a aVF se označují jako spodní svody a popisují aktivitu na spodní stěně levé komory. Svody I, aVL, V5 a V6 nazýváme bočními svody, svody V1 a V2 se označují jako septální svody, jelikož zaznamenávají elektrickou aktivitu mezikomorového septa. Svody V3 a V4 se nazývají přední svody a zaznamenávají aktivitu hrotu levé komory. Zadní svody V5 a V6 zaznamenávají elektrickou aktivitu laterální části levé komory (Táborský et al., 2021a).



Obrázek 12 - Fyziologická EKG křivka (Haberl, 2012)

EKG křivka zobrazuje průběh elektrické aktivity srdce v čase. Ve fyziologickém případě má EKG křivka pravidelný a charakteristický tvar, odpovídající jednotlivým fázím srdečního cyklu (viz Obrázek 12). Na EKG křivce rozlišujeme vlny, komplexy a intervaly. Jako úsek označujeme část křivky mezi dvěma vlnami nebo komplexy (Bennett, 2014).

Vlna P znázorňuje depolarizaci síní, její amplituda je do 2,5mm a šíře 100ms. Nejprve se depolarizuje síň pravá, po ní teprve síň levá. Vlna P je ve spodních svodech pozitivní, zatímco ve svodu aVR je negativní (Bennett, 2014). Po vlně P následuje úsek PQ, který je popsán izolinií.

Interval PQ označuje část křivky od začátku vlny P do začátku kmitu Q a popisuje převod vzruchu ze síní na komory (Haberl, 2012). Délka PQ intervalu by neměla přesáhnout 200 ms (Táborský et al., 2021a).

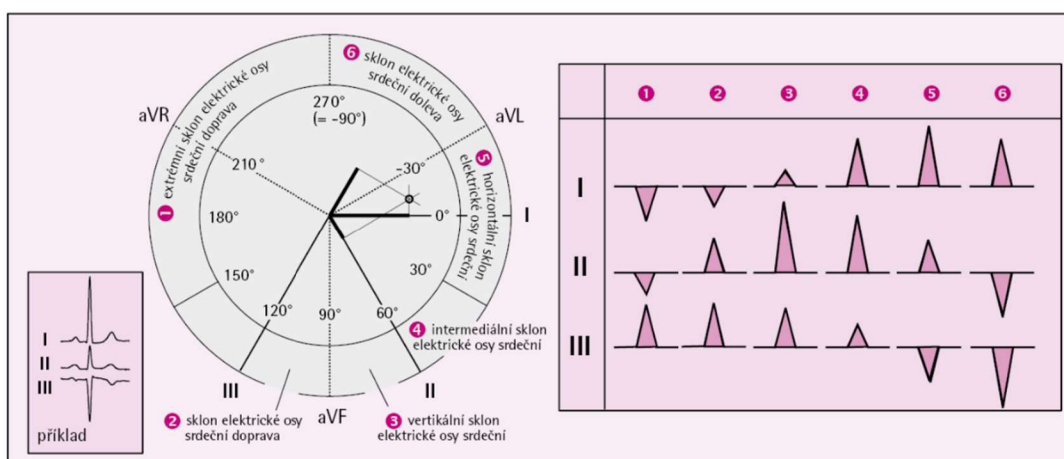
QRS komplex představuje průběh depolarizace komor, skládá se ze dvou negativních kmitů Q, S a pozitivního kmitu R (Haberl, 2012). Kmit Q popisuje depolarizaci mezikomorového septa. Měl by mít délku do 40 ms a amplitudu do 0,3 mV (Táborský et al., 2021a). Po kmitu Q následuje kmit R vyjadřující depolarizaci srdečního hrotu a po něm kmit S, který popisuje depolarizaci stěn komor (Haberl, 2012). Délka QRS komplexu by měla být do 200 ms a amplituda do 3 mV (Táborský et al., 2021a).

Na QRS komplex navazuje ST úsek, který spolu s vlnou T znázorňuje repolarizaci komor (Haberl, 2012).

Interval QT je část křivky od začátku kmitu Q do konce vlny T. Představuje celkovou depolarizaci a repolarizaci komor (Haberl, 2012).

5.1.1 Elektrická osa srdeční

Elektrická osa srdeční je vektor šíření depolarizace myokardu ve frontální rovině a je součtem elementárních elektrických vektorů (viz Obrázek 13). Normální směr srdeční osy je od svodu aVR v kladném směru svodů I, II a III, tzn. přibližně odpovídá podélné ose srdce (Haberl, 2012).

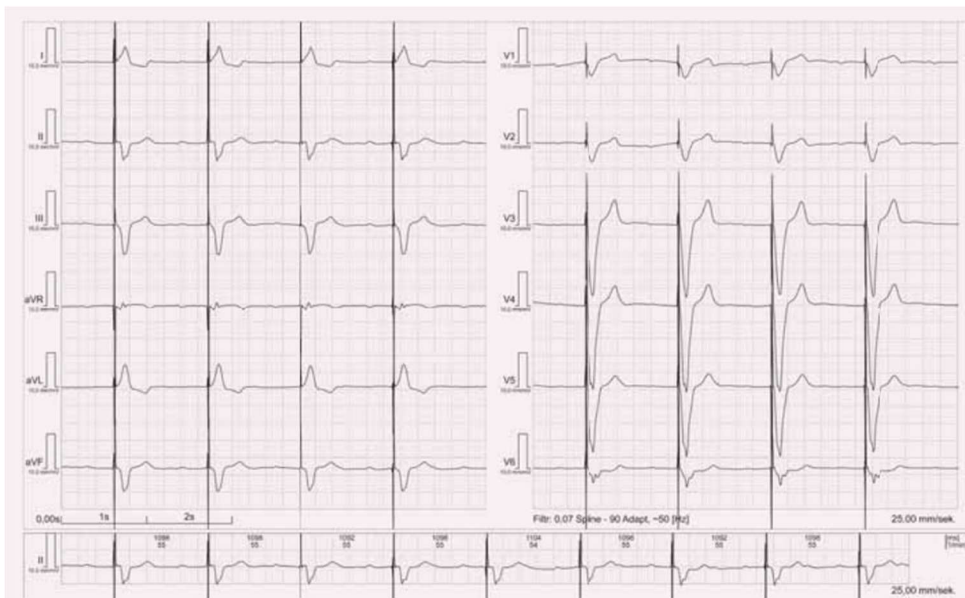


Obrázek 13 - Elektrická osa srdeční (Haberl, 2012)

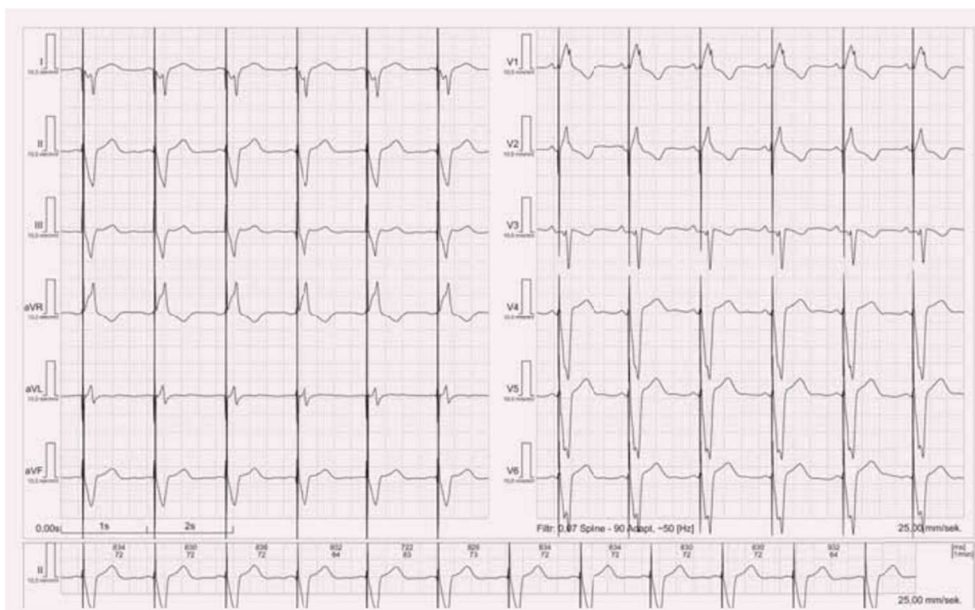
5.1.2 Stimulovaný rytmus na klasickém EKG

Elektrický impuls z kardiostimulátoru rozpoznáme na EKG křivce jako artefakt zvaný „spike“. Pokud jde o kardiostimulátor v unipolárním režimu (viz Obrázek 14), je

amplituda tohoto artefaktu podstatně vyšší než u bipolárního režimu (viz Obrázek 15), kdy může spike zcela chybět. Stimulace hrotu pravé komory se na EKG projevuje podobně jako blokáda levého Tawarova raménka. Elektrická osa srdeční se u tohoto typu stimulace nachází v oblasti mezi -30° až -90° . Stimulace z levé komory naopak vypadá podobně jako blokáda pravého Tawarova raménka a elektrická osa je vychýlena doprava do oblasti mezi $+105^\circ$ až $+180^\circ$. Biventikulární stimulace má na EKG obraz, který kombinuje znaky předchozích dvou, a elektrická osa srdeční se nachází mezi -90° až $+180^\circ$ (Sepši, Pospíšil a Kozák, 2017).



Obrázek 14 - Unipolární stimulace z hrotu pravé komory (Sepši, Pospíšil a Kozák, 2017)



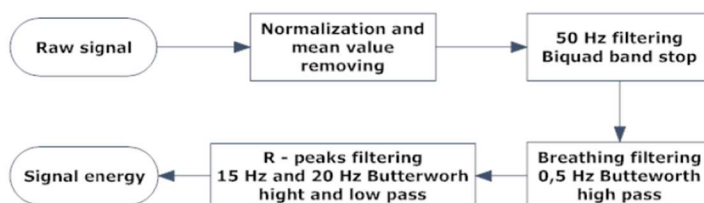
Obrázek 15 - Unipolární stimulace levé komory (Sepši, Pospíšil a Kozák, 2017)

5.1.3 Stavba EKG přístroje

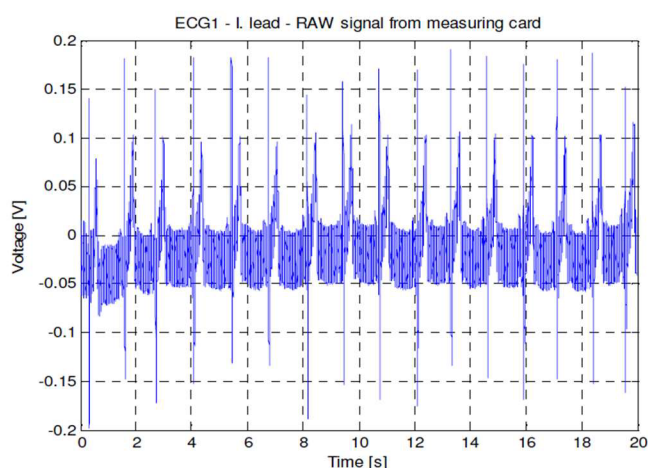
EKG přístroj využívá celkem deset elektrod (Blahút, 2017). Signál z těchto elektrod jde následně do AD převodníku, kde je z analogového převeden na digitální. Po digitalizaci následuje základní úprava a filtrace signálu. Signál je dále ukládán do databáze, odkud může být zobrazen (Parak et Havlik, 2011).

5.1.4 Zpracování EKG signálu

Analogový EKG signál je nejdříve zesílen (viz Obrázek 17) a poté je převeden na digitální vzorkováním se vzorkovací frekvencí 500 Hz. Dále je ze signálu odstraněna jeho střední hodnota a signál je normalizován podle maximální amplitudy (viz Obrázek 16). Poté je nutné ze signálu odstranit ruch způsobený 50 Hz z elektrické sítě a artefakty způsobené pohyby dýchacích svalů (viz Obrázek 18). Na odstranění rušení o frekvenci 50 Hz se využívá digitální bikvadratický filtr, který zajišťuje velmi úzkou pásmovou zádrž. Pro narovnání isoelektrické linie se využívá filtr typu Butterworth nastavený na frekvenci 0,5Hz (Parak et Havlik, 2011).



Obrázek 16 - Blokové schéma zpracování EKG signálu (Parak et Havlik, 2011)



Obrázek 17 - Nezpracovaný EKG signál po zesílení (Parak et Havlik, 2011)

Tabulka 1 – Frekvenční a napěťový rozsah jednotlivých segmentů EKG křivky (Rozman, 2006) (Kuběna, 2010)

	Frekvenční rozsah [Hz]	Napěťový rozsah [mV]
EKG signál	0,05 – 150	0,5 – 5
P vlna	0,0 – 7,0	<0,25
Q vlna		$\frac{1}{4} * R$
R vlna		0,5 - 2,5
S vlna		<0,5
QRS komplex	5,0 – 30	<2,6
T vlna	0,0 – 7	$\frac{1}{8} - \frac{2}{3} * R$

Tabulka 2 – Frekvenční rozsah diagnostického a monitorovacího EKG (Penhaker, 2004)

	Frekvenční rozsah [Hz]	
Monitorovací EKG	0,5	>30
Diagnostické EKG	0,05	150

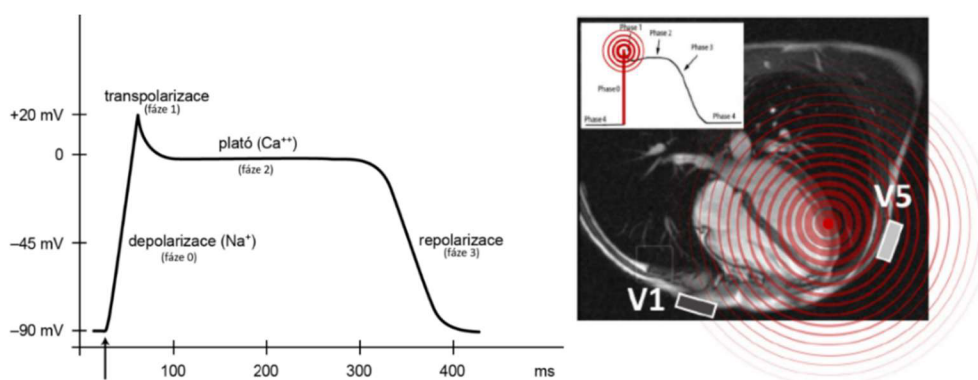
6 UHF EKG

Elektrokardiografie je již dobře prozkoumaná technologie s velkým klinickým přínosem ale stále je zde snaha, získat z EKG signálu nové informace. Většina nových technologií se pokoušela získat nová data pomocí přídatných elektrod ve stejném frekvenčním pásmu jako u klasického EKG, tj. do 100 Hz. Poprvé byla metoda popisující vyšší frekvence signálu publikována v 80. letech minulého století, šlo o HF-EKG (High-Frequency Electrocardiography), které zkoumá frekvenční pásmo 150 až 300 Hz (Jurak et al., 2021).

UHF-EKG (Ultra-High-Frequency Electrocardiography) je nová diagnostická metoda, která využívá složky EKG signálu o frekvencích do 1 kHz. Studie, která poprvé představila tuto metodu, byla publikována v roce 2017 a věnovala se popisu časového průběhu elektrické aktivace komor. Představila výskyt UHF-EKG kmitů v oblasti QRS komplexu ve frekvencích až do 1300 Hz a ukázala, že čas aktivace na UHF-EKG přibližně odpovídá depolarizaci oblasti ve středu komorové stěny (Jurak et al., 2021).

6.1 Princip UHF EKG

Během depolarizace myokardu (fáze 0) dochází v důsledku rychlého pohybu kationtů Na^+ ve směru koncentračního spádu ke strmým změnám napětí z -90 mV až na 20 mV (viz Obrázek 21) (Ellenbogen et al., 2017). Strmé gradienty buněčných membránových potenciálů způsobené změnou proudu sodíkových iontů představují zdroj vysokofrekvenčních oscilací, které UHF EKG zaznamenává (Jurak et al., 2017). Každá elektroda UHF EKG funguje jako přijímač signálu z těchto oscilací. Intenzita signálu klesá se vzdáleností od zdroje a je nezávislá na jeho polaritě. Intenzita UHF signálu detekovaná v hrudních svodech zachycuje průběh elektrické aktivace komor v čase (VDI, 2020).

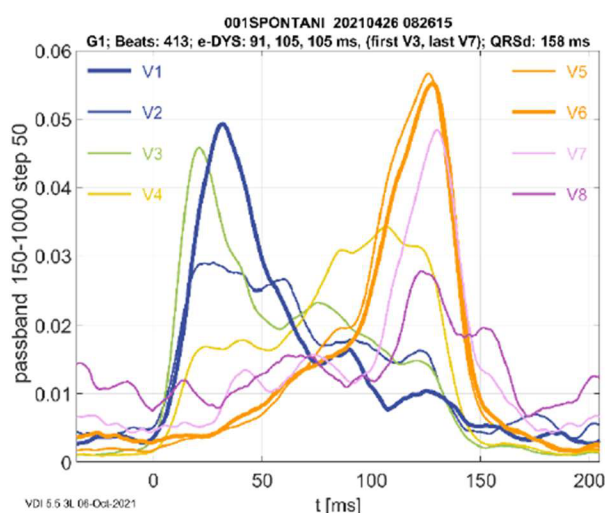


Obrázek 21 - Průběh polarizačních změn (Mourek, 2012) a vyvolání oscilace (VDI, 2020)

6.2 Záznam a zpracování signálu

Pro záznam UHF EKG se využívá sestava VDI (Ventricular Dyssynchrony Imaging), která se skládá z elektrod pro záznam signálu, VDIAQ zesilovače a samotného VDI UHF-ECG systému, který využívá VDI Vision software a databáze pro uložení dat. Při měření se obvykle využívá 14 svodů, ale je možné jich použít až 24. Zaznamenaný analogový signál ve frekvenčním pásmu 150 až 1000 kHz se následně digitalizuje se vzorkovací frekvencí 5kHz a rozlišením 26 bitů (Jurak et al., 2021).

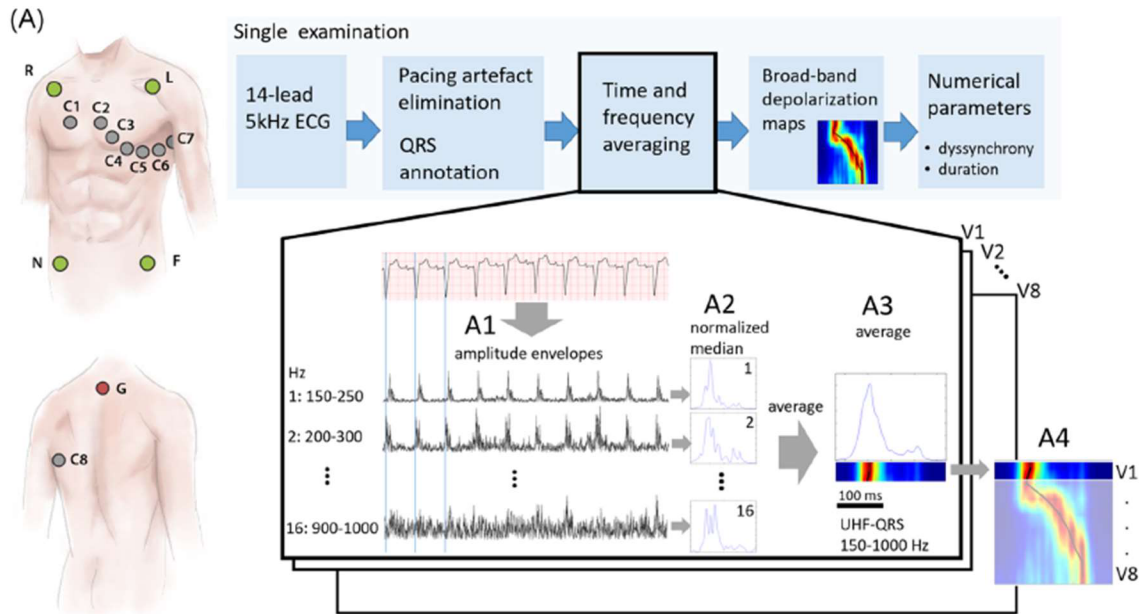
Slabý signál UHF-EKG kmitů je zpracováván tak aby se zvýšil poměr signálu k šumu, k tomu se využívá průměrování vysokofrekvenčních složek přes QRS komplexy a průměrování přes frekvenční pásma (Jurak et al., 2021). Pro každý hrudní svod V1 až V8 jsou amplitudové obálky s využitím Hilbertovy transformace rozpočítány do šestnácti frekvenčních pásem tj. od 150 do 250, od 200 do 300, od 250 do 350, ... od 900 do 1000 Hz. Amplitudové obálky jsou rozděleny podle QRS popisu (viz Obrázek 22).



Obrázek 22 - Amplitudové obálky ve svodech V1 až V8

Pro každé frekvenční pásmo a EKG kanál je vypočítána střední amplitudová obálka, která je střední hodnotou bodů segmentovaných obálek během QRS komplexu (viz Obrázek 23). Střední amplitudové obálky jsou dále pro každé frekvenční pásmo normalizovány integrací v intervalu 120 ms před až 120 ms po popisu. Následně se tímto integrálem všechny amplitudové obálky vydělí, čímž docílíme, že je integrál ve všech frekvenčních pásmech stejný, a získáme zcela zpracované obálky (FPE-fully processed envelope). Dále je signál v různých frekvenčních oblastech normalizován, aby byly eliminovány větší nízkofrekvenční signály, které by během následného průměrování

dominovaly nad menšími vysokofrekvenčními signály (Jurak et al., 2020). Poté je ze zcela zpracovaných obálek sestavena matice dyssynchronie (DM-dyssynchrony matrix). Tato matice může být znázorněna jako barevná mapa popisující depolarizaci komor ve směru svodů V1 až V8 (Plesinger et al., 2021).



Obrázek 23 (Jurak et al., 2020)

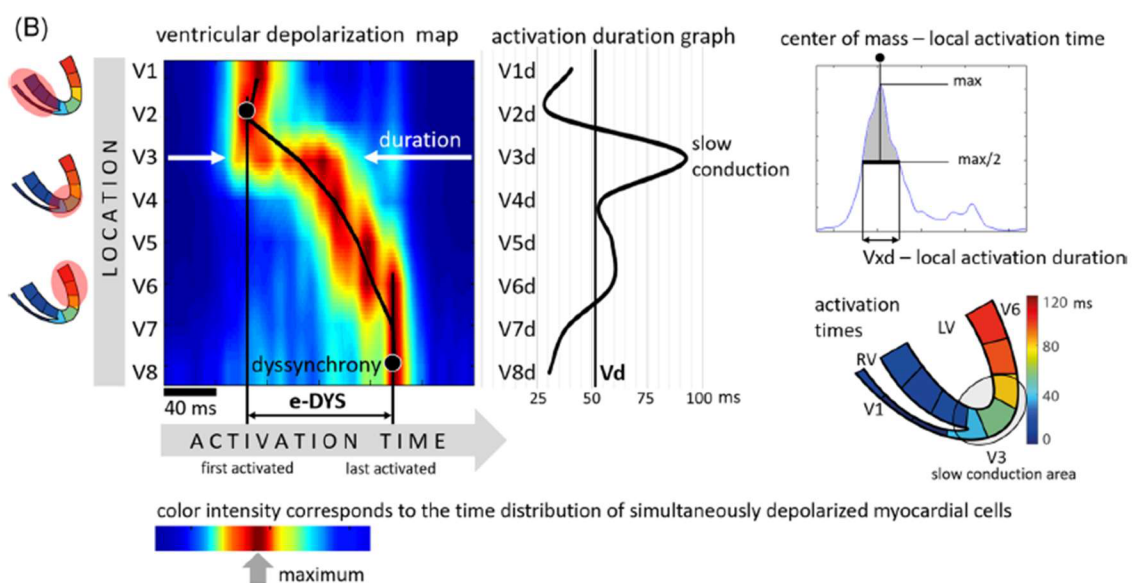
6.3 Výstupy UHF EKG

Výstupem UHF EKG jsou číselné parametry e-Dys, Vxd a Vd. Parametr e-Dys se vypočítá jako doba mezi aktivačními časy ve svodech V1 až V8 s využitím těžiště signálu. Tento výpočet vychází z předpokladu, že UHF-QRS signál pochází z depolarizační vlny a je složen ze silnějších depolarizačních signálů z oblasti okolo elektrody a slabších signálů ze vzdálenějších oblastí. K analýze bližších oblastí jsou využity signály nad 50% maxima, tato hranice vykazuje nejvyšší stálost a možnost rozeznat různé druhy patologií a oblasti s pomalejším vedením signálů (Jurak et al., 2020).

Parametr Vxd je určen jako doba trvání UHF-QRS komplexu v polovině maxima ve svodu x a popisuje rychlost vedení pod danou elektrodou. Nízká hodnota parametru Vxd znamená vysokou rychlost vedení, zatímco vysoká hodnota ukazuje na nehomogenní podklad a přítomnost jizvy. Hodnota Vd je průměr všech hodnot Vxd a popisuje průměrnou dobu šíření depolarizace (Jurak et al., 2020).

Dalším výstupem UHF EKG vyšetření jsou kromě číselných parametrů také širokopásmové mapy depolarizace (viz Obrázek 24). Tyto mapy ukazují místní aktivaci

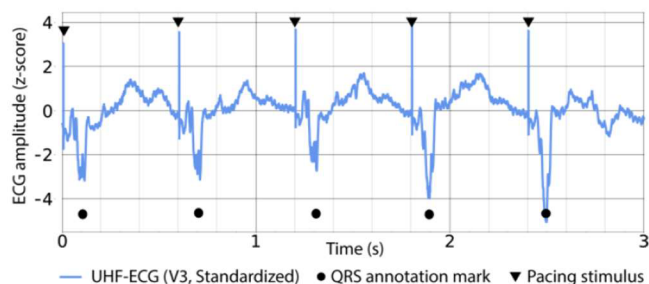
myokardu ve směru svodů V1 až V8. Každý řádek mapy představuje normalizovaný QRS komplex pro jeden ze svodů, tj. řádek matice dyssynchronie. Data mezi jednotlivými řádky byla získána interpolací. Maximální amplituda je na mapě depolarizace znázorněna tmavě červenou barvou, zatímco minimální amplituda tmavě modrou. Na horizontální ose je znázorněna doba depolarizace v daném svodu a na vertikální ose její prostorové šíření. Parametr e-Dys představuje na mapě dobu mezi časem depolarizace v prvním svodu V1 a časem depolarizace v posledním svodu V8. Parametr Vxd je definován jako trvání depolarizace v jednotlivých svodech v 50% maxima, vysoká hodnota parametru Vxd značí pomalé vedení v dané oblasti (Jurak et al., 2020).



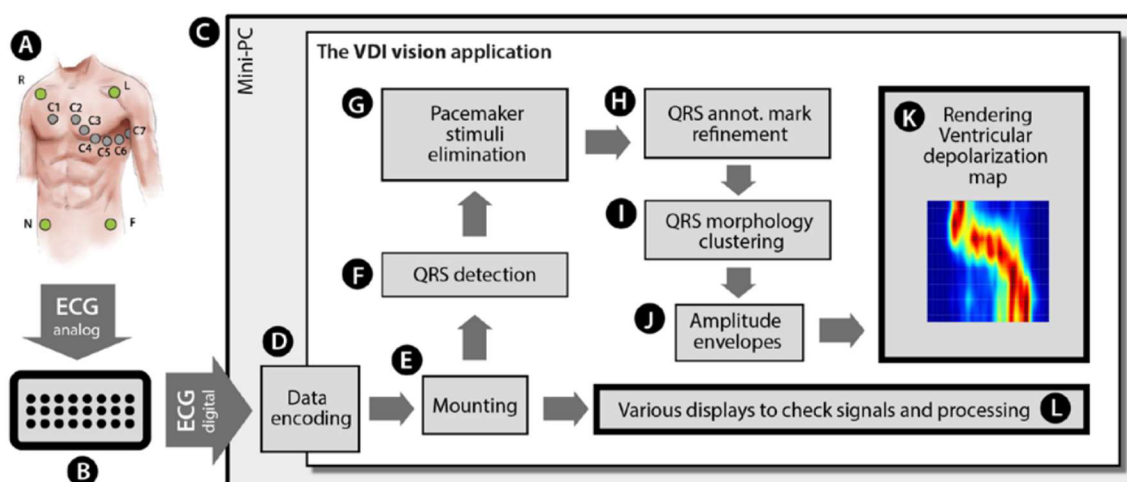
Obrázek 24 – Mapa depolarizace komor a její význam (Jurak et al., 2020)

6.4 Stimulovaný rytmus na UHF EKG

Stimulovaný rytmus se na UHF EKG projevuje spiky (viz Obrázek 25) s vysokou amplitudou, které mohou narušit detekci QRS komplexů, proto jsou tyto artefakty z UHF signálu pomocí softwaru VDI Vision odstraněny ještě před jeho zpracováním (viz Obrázek 26) (Koscova et al., 2021).



Obrázek 25 - Standardizovaný UHF EKG záznam ve svodu V3 při bipolární stimulaci (Koscova et al., 2021)



Obrázek 26 - Zpracování signálu pomocí VDI Vision (Plesinger et al., 2021)

6.5 Využití UHF EKG v klinické praxi

UHF EKG se v klinické praxi využívá při resynchronizační přístrojové terapii a při stimulaci převodního systému. U srdeční resynchronizační terapie se využívá k optimalizaci režimu stimulace a k předpovědi úspěšnosti tohoto typu léčby. U v současné době využívaných kritériích není až pro 30% pacientů srdeční resynchronizační terapie přínosná, což by mohlo využití parametrů získaných z UHF EKG podstatně zlepšit. Účinnost CRT je možné předpovědět pomocí parametru e-Dys, pokud je parametr e-Dys vyšší než 30ms, předpokládá se, že resynchronizační terapie bude úspěšná. Parametr e-Dys je možné vypočítat mezi svody V1 a V6 nebo V1 a V8 (Reichlova et al., 2015).

Dále se UHF EKG využívá při stimulaci převodního systému (CSP) popsané v kapitole 2.3.1. Trvalá kardiostimulace často vede kvůli dyssynchronii mezi komorami k poklesu srdeční funkce s možností rozvoje srdečního selhání, proto byly v posledních letech zavedeny nové metody permanentní stimulace. Fyziologická CSP stimulace na rozdíl od nefyziologické zachovává synchronní aktivaci komor (Curila et al., 2021). Podle

depolarizačních map a parametrů e-DYS získaných z UHF EKG je možné určit, který typ stimulace je pro pacienta vhodný a následně sledovat její efekt (Cano et al., 2023).

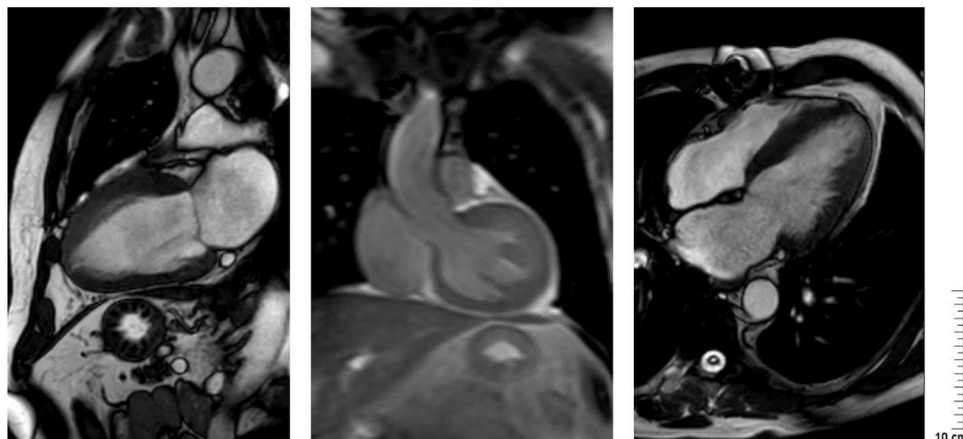
6.6 Porovnání s klasickým EKG

Hlavním rozdílem mezi klasickým a vysokofrekvenčním EKG je měřená frekvence. Klasické diagnostické EKG zaznamenává frekvence od 0,05 do 150 Hz, zatímco vysokofrekvenční EKG zaznamenává frekvence od 150 do 1000 Hz. Dalším rozdílem je počet elektrod, které přístroj využívá. Oproti klasickému dvanácti-svodovému EKG využívá UHF EKG ještě dva přídavné svody V7 a V8. Výstupem klasického EKG je EKG křivka, na které je zobrazena depolarizace a následná repolarizace myokardu. Výstupem UHF EKG je depolarizační mapa komor, která graficky znázorňuje rychlost vedení vzruchů v komorách, a parametr e-Dys, který představuje dobu mezi depolarizací prvního a posledního svodu (V1 a V8). UHF EKG v porovnání s klasickým EKG nezaznamenává aktivitu síní, ale sleduje dyssynchronii komor, kterou klasické EKG nezobrazí. (Jurak et al., 2020)

6.7 Interpretace UHF EKG záznamu

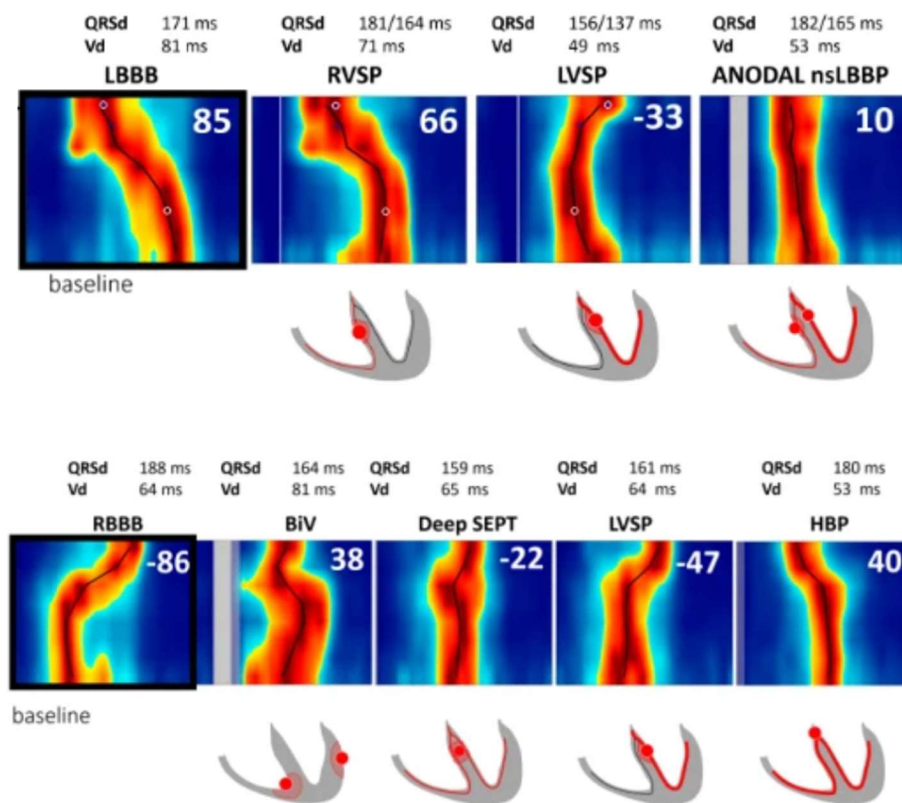
6.7.1 Klinický popis jednotlivých svodů

První hrudní svod V1 je umístěn ve čtvrtém mezižebří vpravo od hrudní kosti a zaznamenává elektrickou aktivitu v pravé komoře a části mezikomorového septa. Druhý svod V2 se nachází vlevo od sternu a zaznamenává aktivitu části mezikomorového septa a mediální části levé komory. Svod V3 leží mezi svody V2 a V4 a popisuje aktivitu mediální části levé komory. Svod V4 se nachází v pátém mezižebří a zaznamenává aktivitu v mediální části levé komory směrem k apexu. Svod V5 je umístěn v pátém mezižebří v přední axilární linii, popisuje elektrickou aktivitu v laterální části levé komory v blízkosti srdečního hrotu. Svod V6 se nachází také v pátém mezižebří na úrovni střední axilární linie a zaznamenává aktivitu v laterální části levé komory (Táborský et al., 2021a). Svody V7 a V8 jsou umístěny na úrovni pátého mezižebří dále směrem dorzálně a zaznamenávají elektrickou aktivitu v laterálních částech levé komory (Jurak et al., 2020).



Obrázek 27 – Umístění srdce v hrudníku, CT snímek srdce v sagitální, frontální a transverzální rovině

Obrázek 28 popisuje projevy poruch vedení vzruchů převodním systémem a následnou reakci na daný druh stimulace. Na prvním řádku je zobrazena blokáda levého Tawarova raménka (LBBB). První je nativní UHF EKG mapa, následuje mapa při stimulaci septa pravé komory (RVSP). Dále následuje stimulace septa levé komory (LVSP) a jako poslední je CSP stimulace levého Tawarova raménka (LBBP). Na dalším řádku se nachází blokáda pravého Tawarova raménka (RBBB) a reakce na jednotlivé typy stimulace. Druhý obrázek v řadě ukazuje biventrikulární stimulaci (BiV), třetí stimulaci hlubokého septa (Deep SEPT), čtvrtý stimulaci septa levé komory (LVSP) a poslední CSP stimulaci Hissova svazku (HBP).



Obrázek 28 – UHF EKG mapy zobrazující jednotlivé poruchy vedení převodního systému a druhy stimulace (VDI, 2020). Z obrázku vyplývá, že pro blokádu levého Tawarova raménka je nejlepším řešením s nejmenší dyssynchronií mezi komorami CSP stimulace levého Tawarova raménka. Pro blokádu pravého Tawarova raménka je nejvhodnějším řešením s nejmenší dyssynchronií mezi komorami CSP stimulace Hissova svazku.

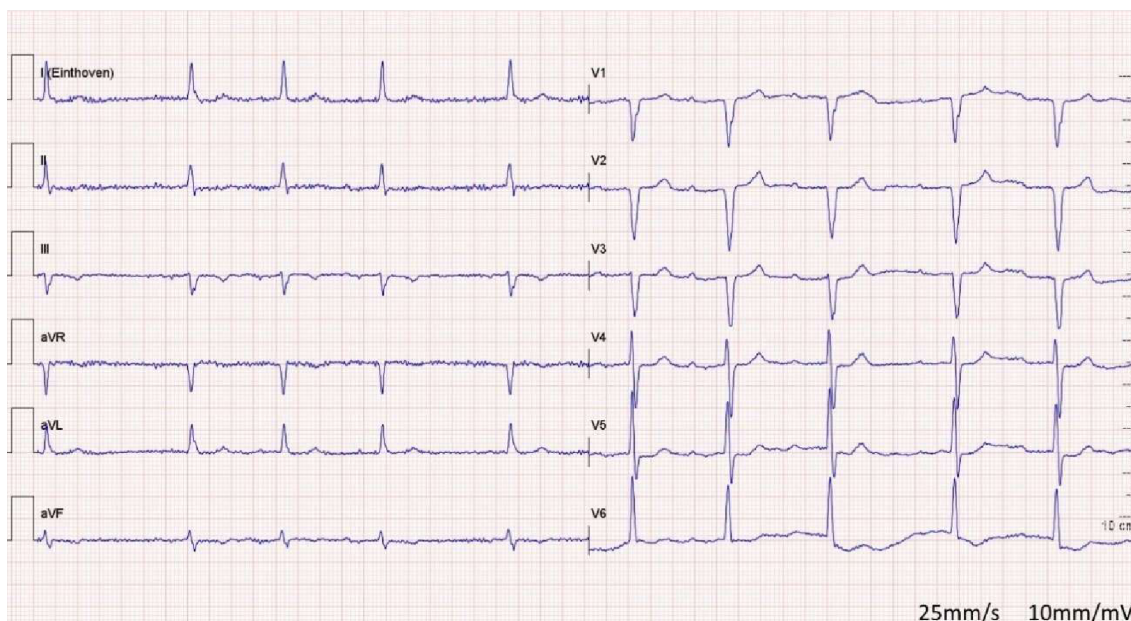
6.8 Interpretace dat z klasického elektrokardiogramu a UHF EKG na příkladech z klinické praxe

6.8.1 Pacient Č.1

Pacientovi č.1 byl diagnostikována AV blokáda 2. stupně Weckenbachova typu a střední dysfunkce levé komory. Pro pacienta byla zvolena fyziologická CSP stimulace levé komory. První elektroda byla umístěna do Hissova svazku, druhá byla implantovaná do pravé síně.

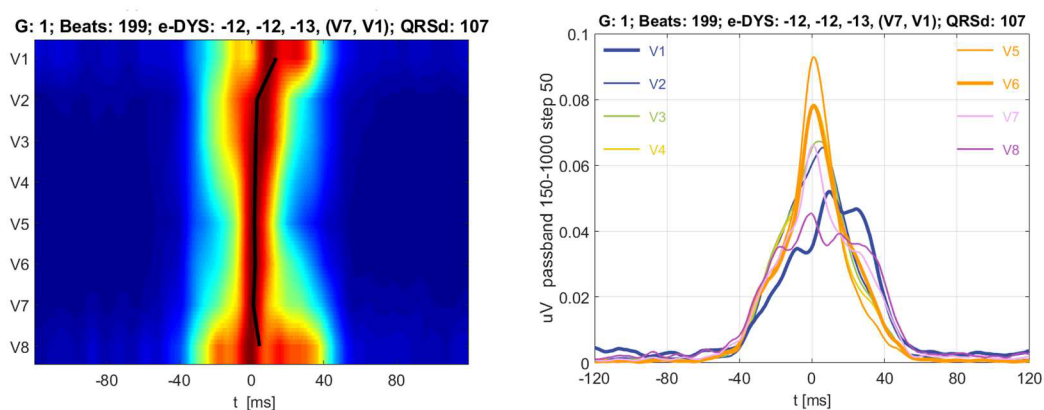
Stav před implantací

Pacient měl před implantací sinusovou bradykardií s AV blokádou 2. stupně. Na EKG je také patrná fibrilace síní. Srdeční frekvence byla 58/min, doba trvání QRS komplexu 114ms s QT interval byl prodloužen na 0,418s. Sklon elektrické osy srdeční byl horizontální.



Obrázek 29-EKG pacienta č.1 před implantací kardiostimulátoru

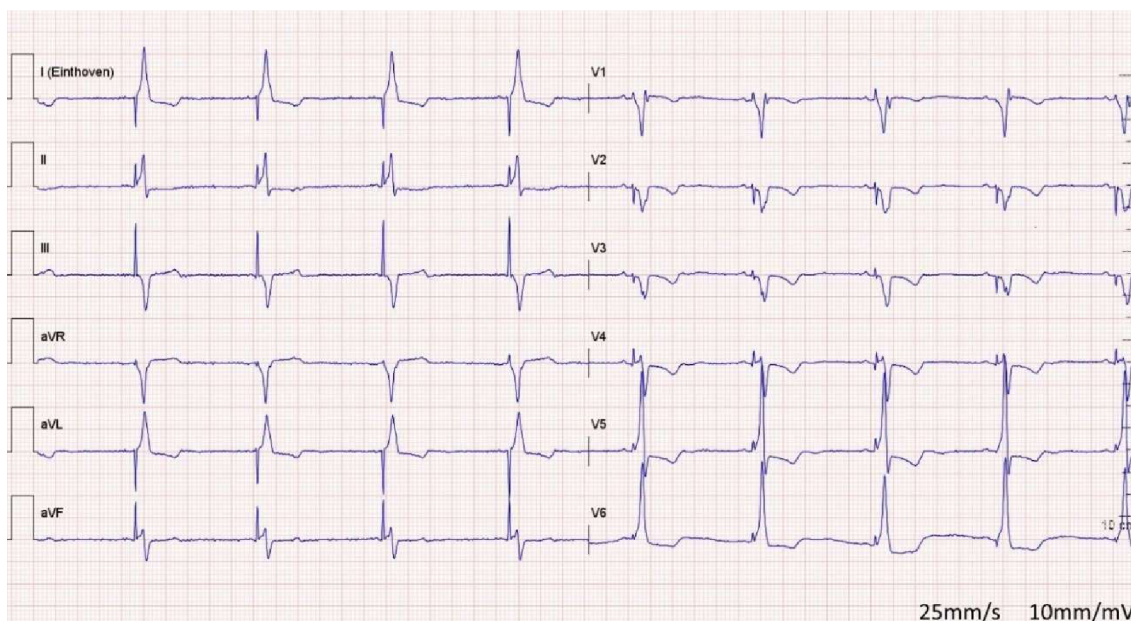
Sinusová bradykardie ani AV blokáda se na vysokofrekvenčním UHF EKG nezobrazila, jelikož zaznamenává pouze dyssynchronii mezi komorami. Podle UHF EKG v komorách nedochází k dyssynchronii. Amplitudové obálky byly ve většině svodů úzké s jedním hlavním lokálním maximem, pouze ve svodech V1 a V8 jsou amplitudové obálky širší s více lokálními maximy, což značí pomalejší depolarizaci v těchto dvou svodech.



Obrázek 30 - UHF EKG pacienta č.1 před implantací stimulátoru

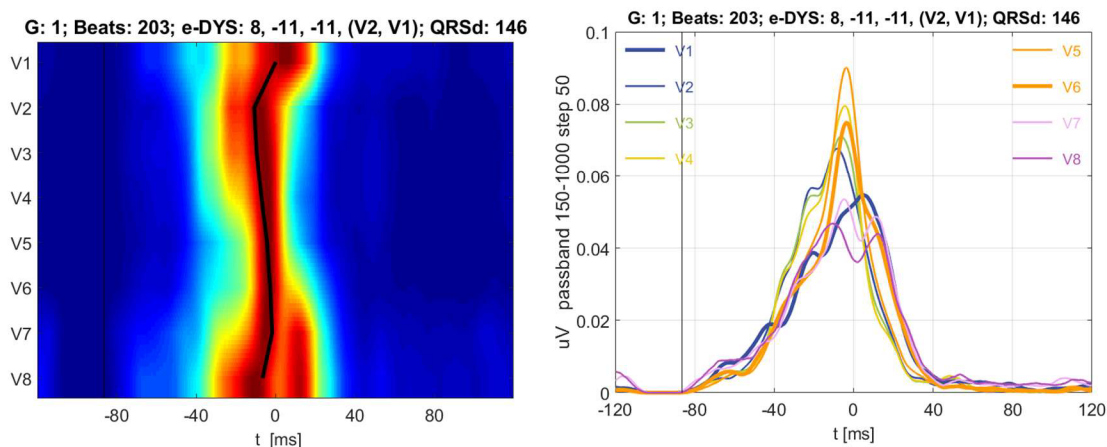
Stav po implantaci

Srdeční rytmus byl po implantaci pravidelný s frekvencí 53/min a doba trvání QRS komplexu byl 155 ms. Sklon elektrické osy srdeční zůstal horizontální.



Obrázek 31-EKG pacienta č.1 po implantaci stimulátoru

Po implantaci kardiostimulátoru se UHF EKG téměř nezměnilo. UHF EKG zaznamenává dyssynchronii mezi pravou a levou komorou, proto se na něm změna vedení v síních neprojeví. Zpoždění ve svodu V1 je způsobeno tím, že elektroda kardiostimulátoru je umístěna v mezikomorovém septu, tedy až v místě svodu V2. Amplitudové obálky jsou oproti stavu před implantací o něco širší, což značí pomalejší depolarizaci těchto oblastí. Obálky byly nejužší ve svodech V4, V5 a V6, které odpovídají oblasti srdečního hrotu a k němu přilehlé laterální části levé komory.



Obrázek 32-UHF EKG pacienta č.1 po implantaci stimulátoru

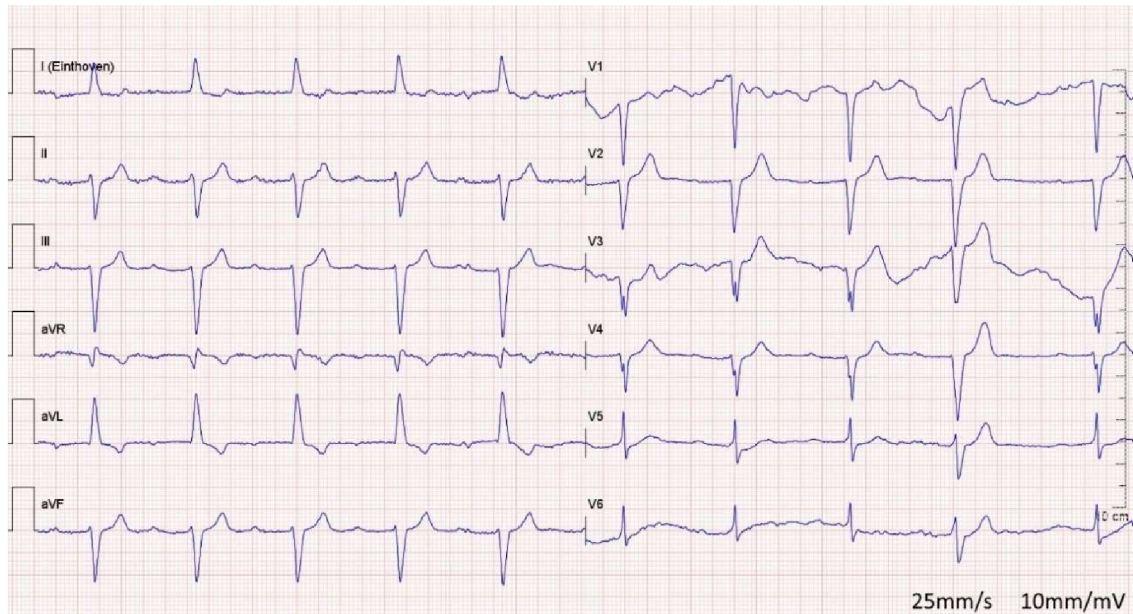
6.8.2 Pacient č.2

Pacient č.2 byl indikován s intermitentní AV blokádou 3. stupně se současnou fibrilací síní. U této diagnózy se předpokládá vysoké procento komorové stimulace, proto byla

zvolena stimulace převodního systému. Pacient podstoupil implantaci dvoudutinového CSP kardiostimulátoru. První elektroda byla umístěna v pravé síni, druhá elektroda byla umístěna do převodního systému v místě levého Tawarova raménka.

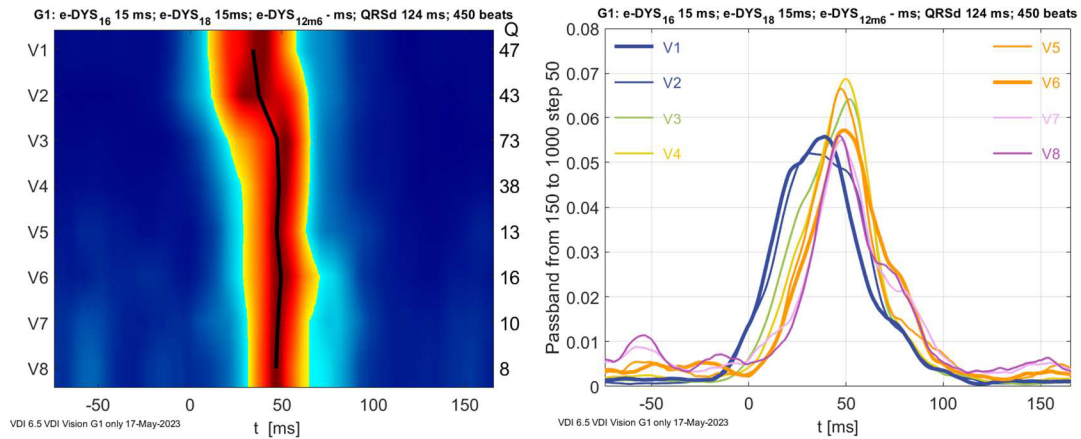
Stav před implantací

Srdeční rytmus byl pravidelný s frekvencí 58/min a elektrická osa srdeční směřovala doleva. Doba trvání QRS komplexu byla 124 ms. Na EKG je rozpoznatelná fibrilace síní.



Obrázek 33 – EKG pacienta č.2 před implantací kardiostimulátoru

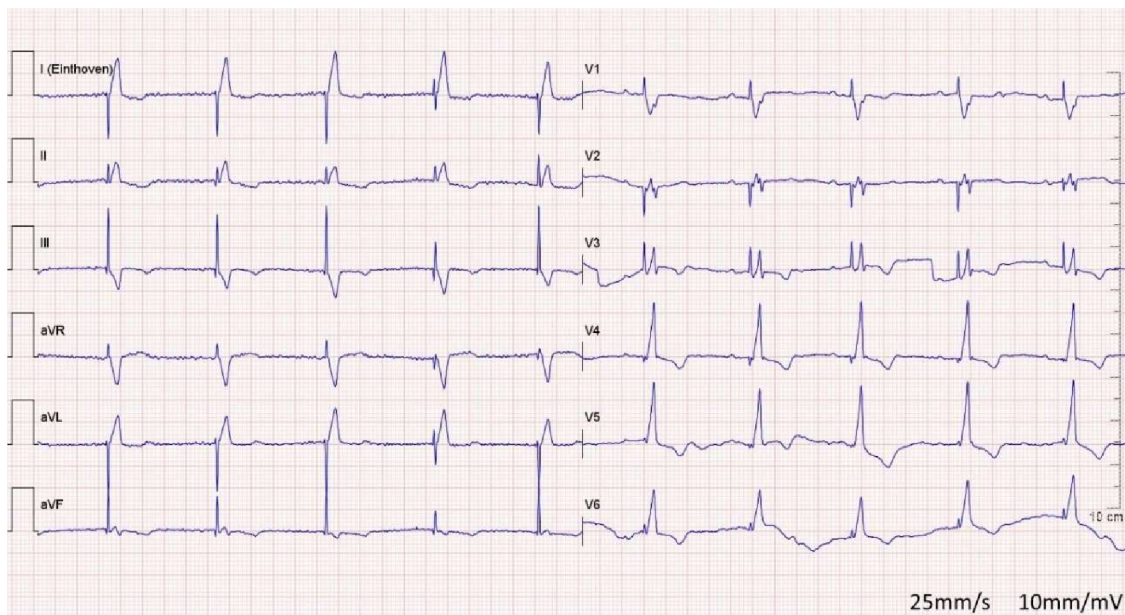
UHF EKG mapa byla rovná s parametrem e-DYS 15 ms a bez známek dyssynchronie mezi komorami. Amplitudové obálky byly úzké s jedním hlavním lokálním maximem a těžištěm ve středu grafu, což značí nízkou dyssynchronii mezi pravou a levou komorou.



Obrázek 34-UHF EKG pacienta č.2 před implantací kardiostimulátoru

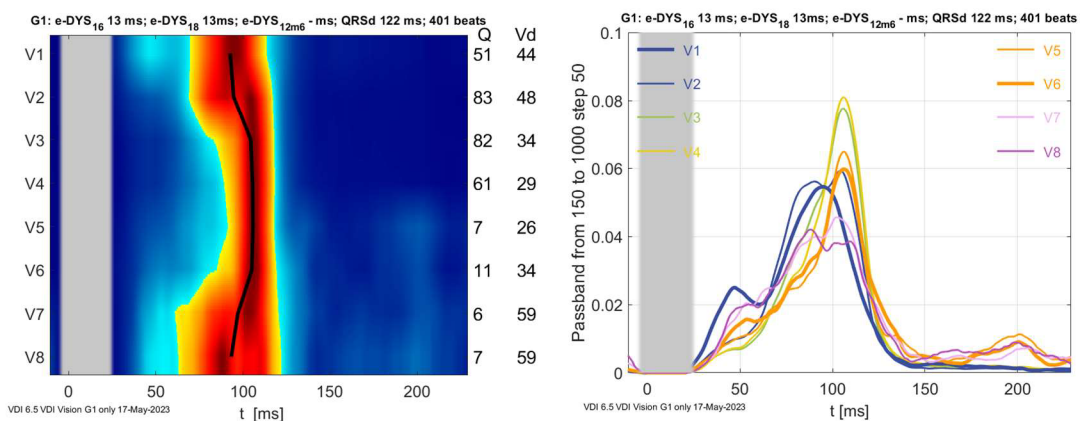
Stav po implantaci

Srdeční frekvence byla po implantaci stimulátoru 61/min, doba trvání QRS komplexu 148 ms a délka QT intervalu 425 ms. Sklon elektrické osy srdeční se změnil na horizontální.



Obrázek 35-EKG pacienta č.2 po implantaci stimulátoru

Stav po implantaci nevykazuje známky komorové dyssynchronie stejně jako u nativního UHF QRS komplexu. Důvodem je, že stimulace probíhá distálně od blokády v oblasti AV uzlu a je využit další převodní systém. Amplitudové obálky jsou oproti stavu před implantací o něco širší s jedním hlavním lokálním maximem. Obálky jsou nejširší ve svodech V1, V2, V7 a V8, což značí pomalejší depolarizaci v pravé komoře a v laterální části levé komory.



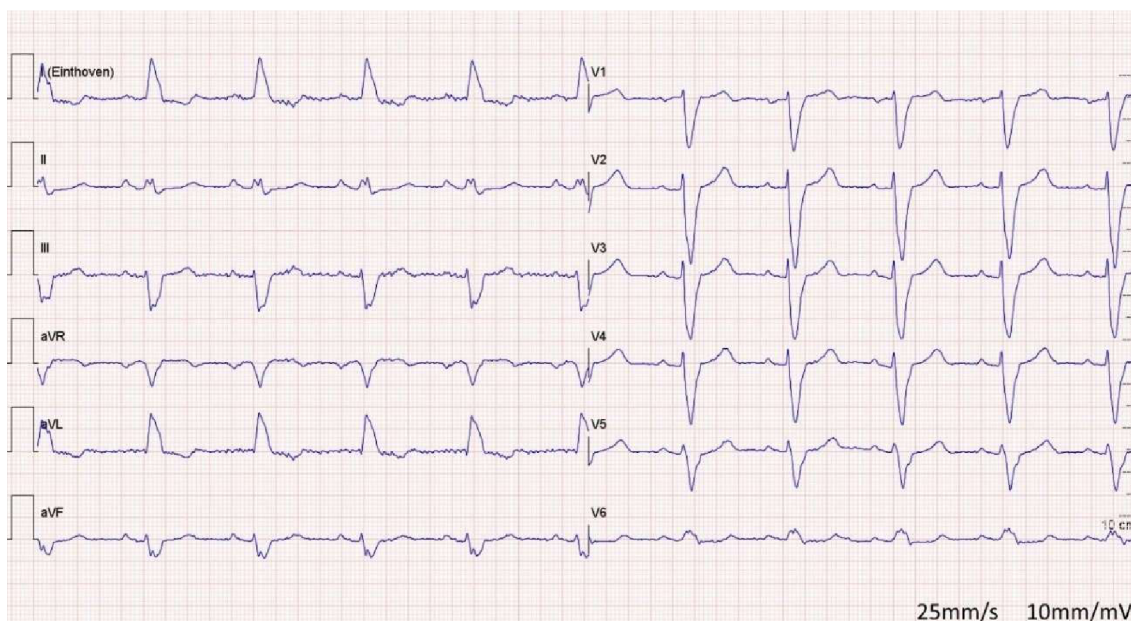
Obrázek 36-UHF EKG pacienta č.2 po implantaci kardiostimulátoru

6.8.3 Pacient č. 3

Pacientovi č.3 bylo diagnostikováno chronické srdečním selhání s dysfunkcí levé komory a chronickou blokádou levého Tawarova raménka s dobou trvání QRS komplexu nad 200 ms. Pro pacienta byl zvolen kardioverter-defibrilátor s biventrikulární stimulací. První elektroda byla umístěna do myokardu septa pravé komory a druhá do pravé síně.

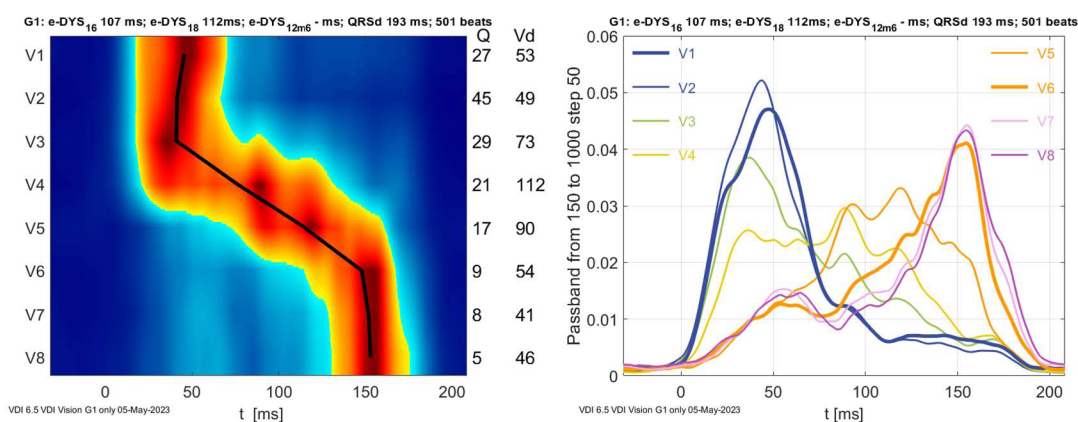
Stav před implantací

Na klasickém 12-ti svodovém EKG byl QRS komplex rozšířený nad 0,12s a byl přítomen hluboký kmit Q ve svodu V1. Ve svodech V1 až V3 docházelo k ascendentní elevaci ST úseku, který by měl být za normálních okolností isoelektrickou linií. Horní obratový bod byl opožděný ve svodu V6 o více než 0,05 s a na hrudních svodech kmit R zcela chyběl. Podle těchto znaků šlo o úplnou blokádu levého Tawarova raménka.



Obrázek 37 – EKG pacienta č.3 před implantací kardiostimulátoru

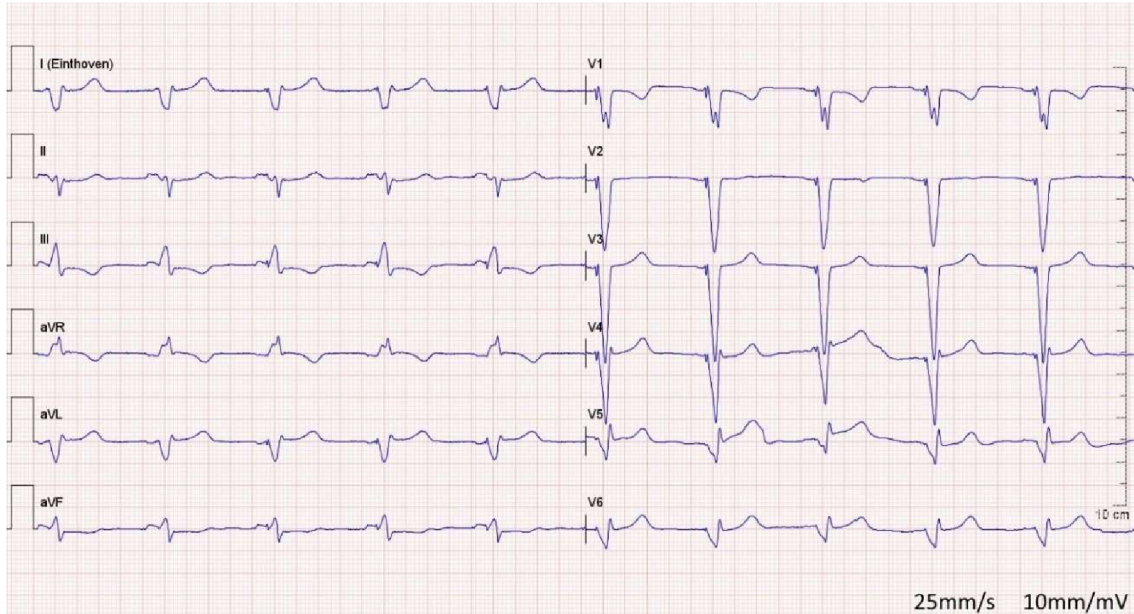
Na UHF EKG byla vidět značná dyssynchronie mezi pravou a levou komorou. Ve svodech V1 až V3, které odpovídají části pravé komory a mezikomorovému septu, byla křivka dyssynchronie téměř rovná. Ve svodu V3 docházelo k výraznému zpomalení vedení vzruchů, které odpovídá rozdělení vedení z Hissova svazku na Tawarova raménka. Ve svodu V6 se dyssynchronie opět zmírnila. Průměrná doba trvání QRS komplexu byla 193 ms, což ukazuje na blokádu levého Tawarova raménka. Parametr elektrické dyssynchronie byl 112 ms. Tato UHF EKG mapa je typická pro blokádu levého Tawarova raménka. Amplitudové obálky byly v jednotlivých svodech široké s více lokálními maximy a těžiště jednotlivých obálek byla nerovnoměrně rozmístěna daleko od středu grafu, což značí výraznou dyssynchronii mezi komorami.



Obrázek 38 – UHF EKG pacienta č.3 před implantací kardiostimulátoru

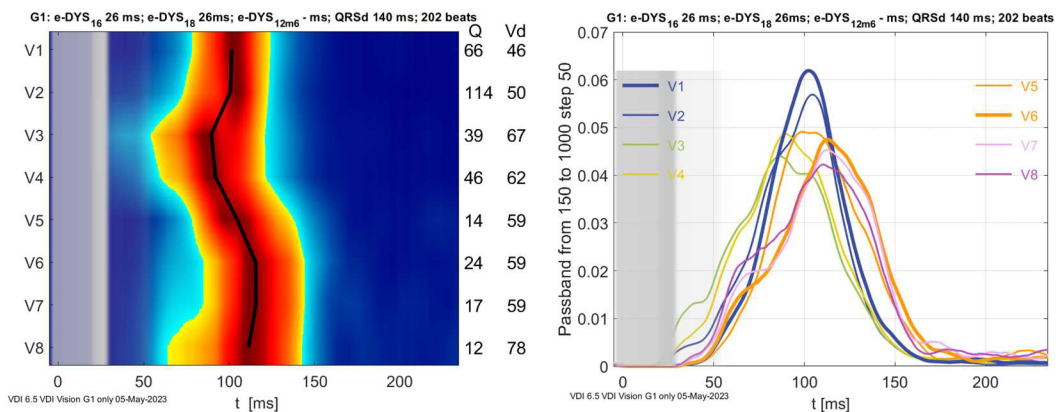
Stav po implantaci

Srdeční rytmus byl pravidelný s frekvencí přibližně 60/min. Sklon elektrické osy srdeční byl extrémně doprava.



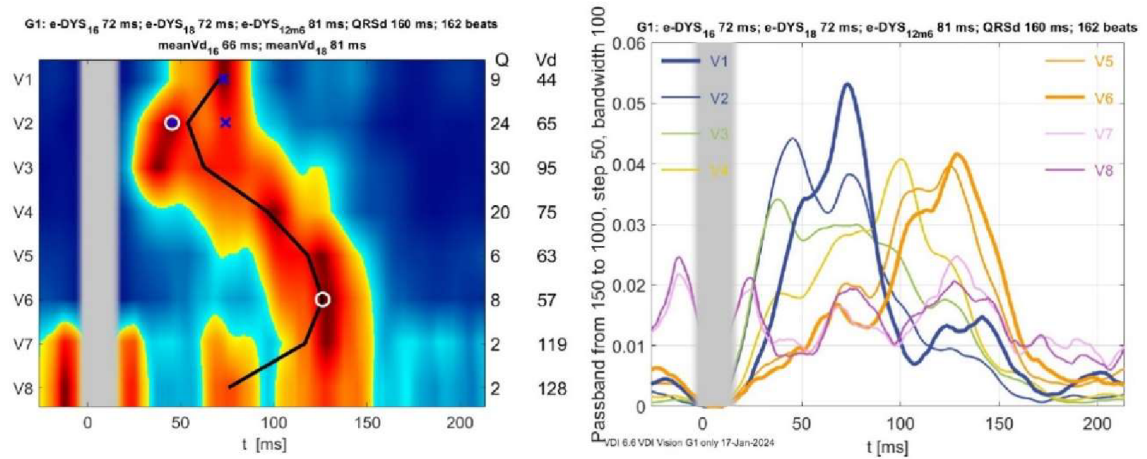
Obrázek 39 – EKG pacienta č.3 po implantaci kardiostimulátoru

Parametr e-DYS mezi svody V1 a V8 se po implantaci kardiostimulátoru snížil na 26ms, tj. o 86ms. Doba trvání QRS komplexu se snížila na 140 ms, což je stále o 20 ms více než je hranice fyziologické hodnoty. Největší dyssynchronie zůstala mezi svody V3 a V6, což odpovídá mediální straně levé komory a přilehlé části její laterální strany. Amplitudové obálky se oproti stavu před implantací zúžily a měly ve většině svodů pouze jedno lokální maximum. Těžiště obálek se posunula směrem ke středu grafu, což značí snížení dyssynchronie mezi komorami. Na UHF EKG mapě je vlevo vidět šedý pruh, který je typickým artefaktem při kardiostimulaci.



Obrázek 40 – UHF EKG pacienta č.3 po implantaci kardiostimulátoru

s více lokálními maximy a těžišti daleko od středu grafu. Vzdálenost těžišť amplitudových obálek a jejich nízká maxima značí nerovnoměrnou depolarizaci v jednotlivých svodech a velkou dyssynchronii mezi komorami.

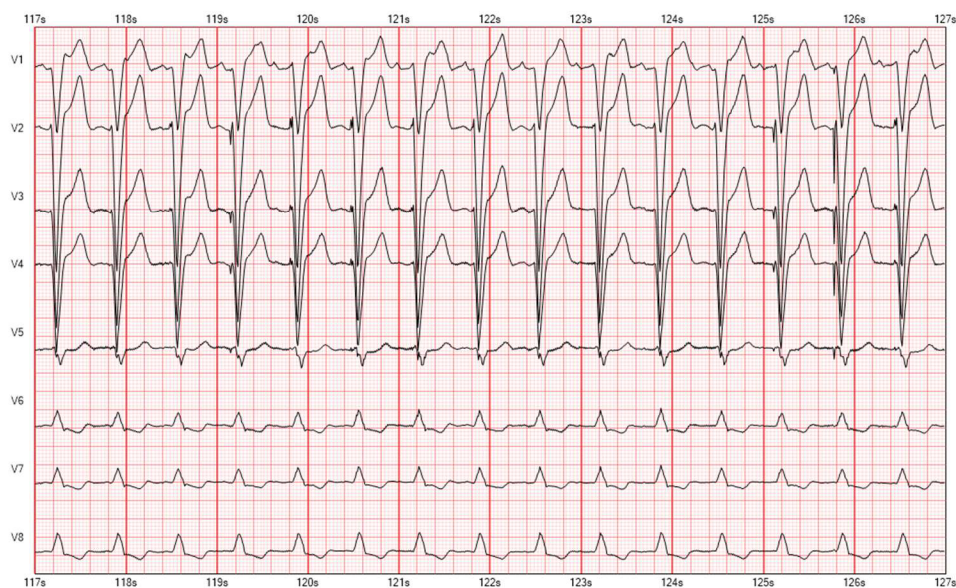


Obrázek 42 - UHF EKG pacienta č.4 před implantací kardiostimulátoru

Stav po implantaci

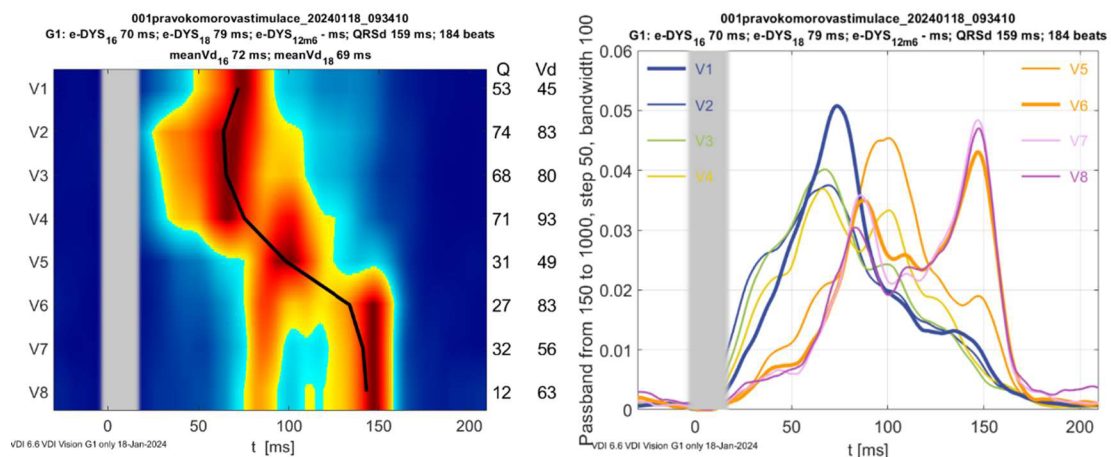
Pravokomorová stimulace

Srdeční rytmus byl po implantaci pravidelný s frekvencí 75/min a doba trvání QRS komplexu byla 159 ms, což spolu s hlubokými kmity Q ve svodech V1 až V4 značí přetrvávající blokádu levého Tawarova raménka.



Obrázek 43 – EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením pravokomorové stimulace

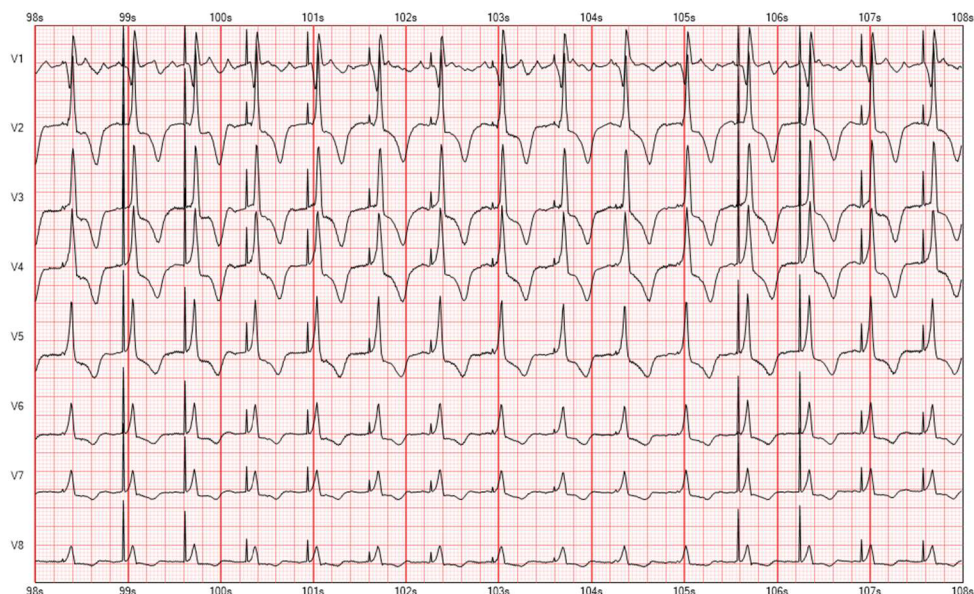
Při pravokomorové stimulaci došlo k narovnání UHF EKG mapy ve svodech V1 až V3 a zůstalo pouze zpoždění levé komory ve svodech V4 až V6. Parametr e-DYS se mírně snížil na 79 ms. Tento tvar UHF EKG mapy je typický pro blokádu levého Tawarova raménka. Amplitudové obálky mírně zúžily ale stále měly více lokálních maxim. Hlavní lokální maxima amplitudových obálek dosahují oproti stavu před implantací vyšších hodnot, což značí rychlejší a rovnoměrnější depolarizaci myokardu. Těžiště jednotlivých amplitudových obálek byla stále daleko od sebe, což značí stále vysokou míru dyssynchronie.



Obrázek 44 – UHF EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením pravokomorové stimulace

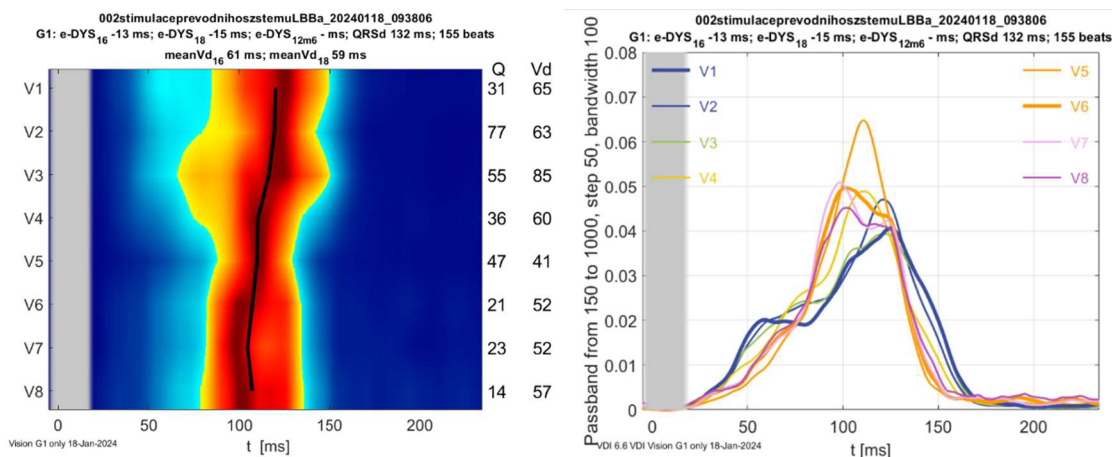
Stimulace převodního systému LBBP

Srdeční rytmus byl po implantaci pravidelný s frekvencí 75/min a doba trvání QRS komplexu byla 132 ms.



Obrázek 45 – EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením stimulace převodního systému LBBP

Při stimulaci převodního systému se UHF EKG mapa narovнала a parametr e-DYS se snížil na -15 ms, což značí mírné zpoždění vedení pravé komory oproti levé. Doba trvání QRS komplexu se zkrátila na 132 ms. Amplitudové obálky se oproti předchozímu způsobu stimulace značně zúžily ale stále zůstalo více lokálních maxim. Hodnoty maxim amplitudových obálek se v jednotlivých svodech mírně zvýšily a těžiště se posunula směrem do středu grafu, což ukazuje na výrazné snížení dyssynchronie mezi komorami.



Obrázek 46 – UHF EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením stimulace převodního systému LBBP

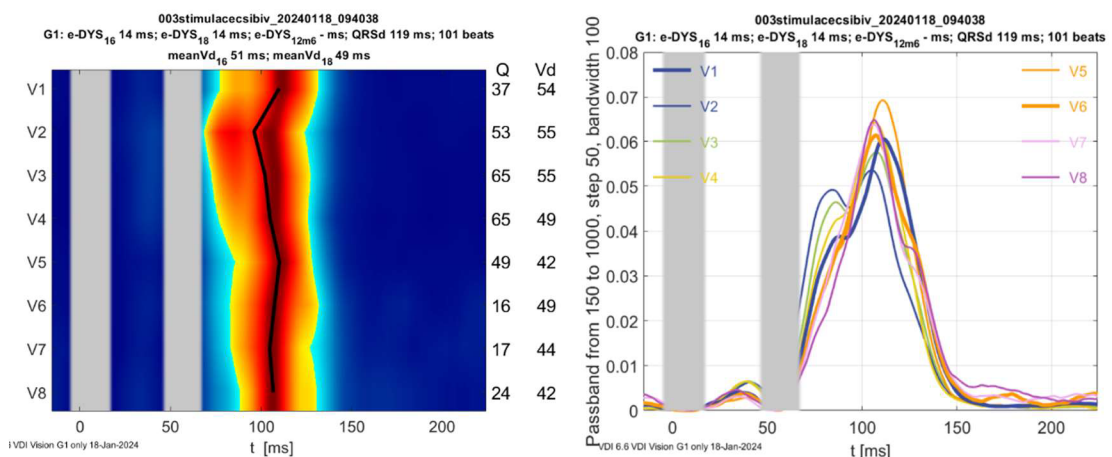
Biventrikulární stimulace

Srdeční rytmus byl po implantaci pravidelný s frekvencí 60/min a doba trvání QRS komplexu byl 119 ms.



Obrázek 47 - EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením biventrikulární stimulace

Biventrikulární stimulace kombinuje stimulaci myokardu v pravé komoře a stimulaci levého Tawarova raménka. Tato kombinace zajistila, že se UHF EKG mapa oproti předchozím způsobům stimulace ještě více narovнала a parametr e-DYS se snížil na 14 ms. Doba trvání QRS se zkrátila na 119 ms. Amplitudové obálky byly v tomto případě úzké a měly ve většině svodů pouze jedno maximum.



Obrázek 48 - UHF EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením biventrikulární stimulace

7 Diskuze

Z rešerše problematiky UHF EKG a interpretace dat pacientů vyplývají výrazné rozdíly mezi klasickým dvanáctisvodovým EKG a vysokofrekvenčním UHF EKG. Základním rozdílem mezi UHF EKG a diagnostickým dvanáctisvodovým EKG je frekvenční rozsah. UHF EKG se zabývá frekvencemi od 150 Hz do 1000 Hz oproti tomu diagnostické dvanáctisvodové EKG se zaměřuje na frekvence od 0,05 Hz až do 150 Hz. Dále se UHF EKG od klasického EKG liší počtem svodů. Klasické EKG využívá dvanáct svodů, zatímco vysokofrekvenční UHF EKG má ještě dva přídavné hrudní svody V7 a V8. Výstupem klasického EKG je EKG křivka, která zobrazuje depolarizaci a repolarizaci myokardu, oproti tomu výstupem vysokofrekvenčního EKG je depolarizační mapa komor a parametr elektrické dyssynchronie e-DYS. Tato mapa graficky znázorňuje dyssynchronii vedení vzruchů v komorách a parametr e-DYS určuje rozdíl mezi nejnižší a nejvyšší hodnotou času depolarizace v hrudních svodech. Na rozdíl od klasického EKG vysokofrekvenční UHF EKG nezachycuje elektrickou aktivaci srdečních síní.

Naopak přidanou hodnotou UHF EKG oproti klasickému dvanáctisvodovému EKG je to, že zaznamenává dyssynchronii mezi pravou a levou komorou, což se na klasickém EKG projeví pouze do jisté míry, a to šíří QRS komplexu. Podle morfologie a šířky QRS komplexu je do jisté míry možné odhadnout, o jakou blokádu pravděpodobně jde. Této vlastnosti se využívá při implantaci CRT a CSP kardiostimulátorů. U srdeční resynchronizační léčby (CRT) je pomocí metody UHF EKG možné předpovědět její účinnost a optimalizovat režim stimulace. U stimulace převodního systému (CSP) je s využitím UHF EKG možné určit, ve kterém místě převodního systému je vhodné stimulovat. V klinické praxi je možné UHF EKG využít k nahrazení konvenční pravokomorové stimulace fyziologickou stimulací převodního systému. Při konvenční pravokomorové stimulaci dochází ke značné dyssynchronii mezi pravou a levou komorou a tím i k poškození myokardu. To může vést z dlouhodobého hlediska ke vzniku nebo progresi srdečního selhání.

Limitací vysokofrekvenčního UHF EKG je oproti klasickému dvanáctisvodovému EKG větší náchylnost k rušení a citlivost na umístění svodů. Špatné umístění svodů může způsobit nepřesnosti v lokalizaci vad převodního systému a nebo nízkou kvalitu snímaného signálu, jelikož se se vzdáleností od zdroje intenzita signálu snižuje. UHF EKG signál může být rušen například elektromagnetickým polem generovaným elektronickými zařízeními nebo vlastní svalovou aktivitou pacienta.

8 Závěr

Vysokofrekvenční UHF EKG je nová diagnostická metoda, která přináší nové možnosti v diagnostice srdečních onemocnění. V úvodu práce byly popsány základy anatomie a fyziologie srdce potřebné k uvedení do tématu. Na tuto část navázala kapitola popisující patologie srdečního rytmu a mechanismus jejich vzniku. Poté byly uvedeny základní typy kardiostimulačních přístrojů a následně vysvětlen princip EKG, zpracování EKG signálu a interpretace EKG křivky.

Po těchto kapitolách následovala řešerše problematiky vysokofrekvenčního UHF EKG, která se věnovala principu vzniku vysokofrekvenčního signálu, jeho záznamu a zpracování, výstupům zpracování a využití v klinické praxi. Dále práce pokračovala porovnáním vysokofrekvenčního UHF EKG s klasickým dvanáctisvodovým EKG.

V poslední části práce jsou interpretována anonymizovaná data modelových pacientů před a po implantaci elektronického implantabilního zařízení (CIED), která jsem pod odborným dohledem naměřila a zpracovala. Tato část práce zároveň porovnávala informace získané z klasického dvanáctisvodového EKG a z UHF EKG. Z poslední části práce vyplývá, že vysokofrekvenční UHF EKG je užitečným doplněním informací ke klasickému EKG záznamu. UHF EKG popisuje elektrickou dyssynchronii mezi komorami ale neukazuje poruchy vedení vzruchů v srdečních síních.

Seznam použité literatury

BENNETT, David H., 2014. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5134-4.

BLAHÚT, Peter, 2017. *EKG & arytmológia*. online. [Bratislava]: [Peter Blahút]. Dostupné z: <https://www.techmed.sk/ekg-a-arytmologia-kniha/>.

BULAVA, Alan, 2017. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0468-0.

CANO, Óscar; Javier NAVARRETE-NAVARRO; Pablo JOVER; Joaquín OSCA; Maite IZQUIERDO et al., 2023. Conduction System Pacing for Cardiac Resynchronization Therapy. online. *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, vol. 10, no. 11. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jcdd10110448>.

CURILA, Karol; Pavel JURAK; Pavel LEINVEBER; Radovan SMISEK; Petr STROS et al., 2021. Physiological versus non-physiological cardiac pacing as assessed by Ultra-high-frequency electrocardiography. online. In: *2021 Computing in Cardiology (CinC)*, 9. 2021. Dostupné z: <https://doi.org/10.23919/CinC53138.2021.9662912>.

ČIHÁK, Radomír; Miloš GRIM; Rastislav DRUGA; Ivan HELEKAL; Jan KACVINSKÝ et al., 2016. *Anatomie 3*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-5636-3.

EISENBERGER, Martin; Alan BULAVA a Martin FIALA, 2012. *Základy srdeční elektrofyzologie a katérových ablací*. Vyd. 1. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3677-8.

ELLENBOGEN, Kenneth A.; Bruce L. WILKOFF; G. Neal KAY; Chu-Pak LAU a Angelo AURICCHIO (ed.), 2017. *Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*. Fifth edition. Philadelphia: Elsevier. ISBN 978-0-323-37804-8.

HABERL, Ralph, 2012. *EKG do kapsy*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4192-5.

HAMPTON, John R. a Joanna HAMPTON, 2022. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-1317-0.

JURAK, Pavel; Karol CURILA; Pavel LEINVEBER; Frits W. PRINZEN; Ivo VISCOR et al., 2020. Novel ultra-high-frequency electrocardiogram tool for the description of the ventricular depolarization pattern before and during cardiac resynchronization. online. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 31, no. 1, s. 300–307. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/jce.14299>.

JURAK, Pavel; Josef HALAMEK; Jaroslav MELUZIN; Filip PLESINGER; Tereza POSTRANECKA et al., 2017. Ventricular dyssynchrony assessment using ultra-high frequency ECG technique. online. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology: An International Journal of Arrhythmias and Pacing*, vol. 49, no. 3, s. 245–254. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10840-017-0268-0>.

JURAK, Pavel; Pavel LEINVEBER; Filip PLESINGER; Karol CURILA; Ivo VISCOR et al., 2021. Ultra-High-Frequency Electrocardiography. online. In: *2021 Computing in*

Cardiology (CinC), 9. 2021. Dostupné z: <https://doi.org/10.23919/CinC53138.2021.9662795>.

KITTAR, Otomar, 2020. *Lékařská fyziologie. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1963-4.

KOSCOVA, Zuzana; Adam IVORA; Petr NEJEDLY; Josef HALAMEK; Pavel JURAK et al., 2021. QRS Complex Detection in Paced and Spontaneous Ultra-High-Frequency ECG. online. In: *2021 Computing in Cardiology (CinC)*, 9. 2021. Dostupné z: <https://doi.org/10.23919/CinC53138.2021.9662647>.

KUBĚNA, Zdeněk, 2010. *Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů*. Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=28869.

MOUREK, Jindřich, 2012. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů. 2.*, dopl. vyd. Sestra. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3918-2.

OSMANČÍK, Pavel, 2014. *EKG učebnice*. online. Praha: Univerzita Karlova v Praze. ISBN 978-80-260-1763-9. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20141223102717/http://ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/>.

PARAK, J. a J. HAVLIK, 2011. ECG Signal Processing and Heart Rate Frequency Detection Methods. PDF; online. In: *Proceedings of Technical Computing Prague 2011*, 8. 11. 2011. Dostupné z: https://www2.humusoft.cz/www/papers/tcp11/091_parak.pdf.

PENHAKER, Marek (ed.), 2004. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava. ISBN 978-80-248-0751-5.

PLESINGER, Filip; Ivo VISCOR; Vlastimil VONDRA; Josef HALAMEK; Zuzana KOSCOVA et al., 2021. VDI Vision - Analysis of Ventricular Electrical Dyssynchrony in Real-Time. online. In: *2021 Computing in Cardiology (CinC)*, 9. 2021. Dostupné z: <https://doi.org/10.23919/CinC53138.2021.9662916>.

REICHOVA, Tereza; Pavel JURAK; Josef HALAMEK; Filip PLESINGER; Jolana LIPOLDOVA et al., 2015. Cardiac resynchronization efficiency estimation by new ultra-high-frequency ECG dyssynchrony descriptor. online. In: *2015 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 9. 2015. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/CIC.2015.7410964>.

ROZMAN, Jiří, 2006. *Elektronické přístroje v lékařství*. Česká matice technická, roč. 111, č. spisu 494. Praha: Academia. ISBN 978-80-200-1308-8.

SEPŠI, Milan; David POSPÍŠIL a Milan KOZÁK, 2017. Elektrokardiogram a kardiostimulace. *Kardiologická revue: interní medicína*, roč. 19, č. 2, s. 132–137. ISSN 2336-288X.

TÁBORSKÝ, Miloš; Josef KAUTZNER; Marián FEDORCO; Karol ČURILA; Hanka WÜNSCHOVÁ et al., 2022. Doporučené postupy ESC pro kardiostimulaci a srdeční resynchronizační terapii: aktualizace 2021. Překlad dokumentu připravený Českou kardiologickou společností. online. *Cor et Vasa*, roč. 64, č. Suppl. 2, s. 7–86. Dostupné z: <https://doi.org/10.33678/cor.2022.024>.

TÁBORSKÝ, Miloš; Josef KAUTZNER; Aleš LINHART; Robert HATALA; Eva GONSALVESOVÁ et al. (ed.), 2021a. *Kardiologie. II., Vyšetřovací metody v kardiologii*. Praha: Česká kardiologická společnost. ISBN 978-80-271-1439-9.

TÁBORSKÝ, Miloš; Josef KAUTZNER; Aleš LINHART; Robert HATALA; Eva GONSALVESOVÁ et al. (ed.), 2021b. *Kardiologie. IV., Srdeční selhání*. Praha: Česká kardiologická společnost. ISBN 978-80-271-1439-9.

VDI, 2020. PRINCIPLE | VDI MONITOR. online. In: *VDI Monitor Principle*. Dostupné z: <https://www.medisig.com/vdi/principle>. [citováno 2024-03-27].

VOKURKA, Martin, 2018. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 4., upr. vyd. Učební texty Univerzity Karlovy. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-3563-7.

Seznam obrázků/schémat

Obrázek 1 - Převodní systém srdeční (Osmančík, 2014).....	14
Obrázek 2 - Komorová extrasystola (Bennett, 2014)	16
Obrázek 3 - Fibrilace síní (Bennett, 2014)	16
Obrázek 4 - Flutter síní (Bennett, 2014)	17
Obrázek 5 - AV blokáda 2. stupně Weckenbachova typu (Bennett, 2014)	18
Obrázek 6 – Sinusový rytmus s blokádou levého Tawarova raménka (Hampton a Hampton, 2022)	19
Obrázek 7 – Sinusový rytmus s blokádou pravého Tawarova raménka (Hampton a Hampton, 2022)	19
Obrázek 8 - Umístění elektrod u CRT (Bulava, 2017)	21
Obrázek 9 - Význam NBG kódu (Blahút, 2017)	23
Obrázek 10 - Einthovenův trojúhelník (Táborský et al., 2021a)	24
Obrázek 11 - Umístění elektrod EKG (Haberl, 2012)	25
Obrázek 12 - Fyziologická EKG křivka (Haberl, 2012).....	25
Obrázek 13 - Elektrická osa srdeční (Haberl, 2012).....	26
Obrázek 14 - Unipolární stimulace z hrotu pravé komory (Sepši, Pospíšil a Kozák,2017)	27
Obrázek 15 - Unipolární stimulace levé komory (Sepši, Pospíšil a Kozák, 2017).....	27
Obrázek 16 - Blokové schéma zpracování EKG signálu (Parak et Havlik, 2011)	28
Obrázek 17 - Nezacpanovaný EKG signál po zesílení (Parak et Havlik, 2011).....	28
Obrázek 18 - EKG signál po odfiltrování síťových 50Hz a po narovnání isoelektrické linie (Parak a Havlik, 2011).....	29
Obrázek 19 - Napěťový rozsah složek EKG (Rozman et al., 2006).....	29
Obrázek 20 - Frekvenční rozsah složek EKG signálu (Kuběna, 2010)	29
Obrázek 21 - Průběh polarizačních změn (Mourek, 2012) a vyvolání oscilace (VDI, 2020)	31
Obrázek 22 - Amplitudové obálky ve svodech V1 až V8	32
Obrázek 23 (Jurak et al., 2020).....	33
Obrázek 24 – Mapa depolarizace komor a její význam (Jurak et al., 2020)	34
Obrázek 25 - Standardizovaný UHF EKG záznam ve svodu V3 při bipolární stimulaci (Koscova et al., 2021)	35
Obrázek 26 - Zpracování signálu pomocí VDI Vision (Plesinger et al., 2021).....	35

Obrázek 27 – Umístění srdce v hrudníku, CT snímek srdce v sagitální, frontální a transverzální rovině.....	37
Obrázek 28 – UHF EKG mapy zobrazující jednotlivé poruchy vedení převodního systému a druhy stimulace (VDI, 2020). Z obrázku vyplývá, že pro blokádu levého Tawarova raménka je nejlepším řešením s nejmenší dyssynchronií mezi komorami CSP stimulace levého Tawarova raménka. Pro blokádu pravého Tawarova raménka je nejvhodnějším řešením s nejmenší dyssynchronií mezi komorami CSP stimulace Hissova svazku.	38
Obrázek 29-EKG pacienta č.1 před implantací kardiostimulátoru.....	39
Obrázek 30 - UHF EKG pacienta č.1 před implantací stimulatoru.....	39
Obrázek 31-EKG pacienta č.1 po implantaci stimulatoru.....	40
Obrázek 32-UHF EKG pacienta č.1 po implantaci stimulatoru.....	40
Obrázek 33 – EKG pacienta č.2 před implantací kardiostimulátoru.....	41
Obrázek 34-UHF EKG pacienta č.2 před implantací kardiostimulátoru.....	42
Obrázek 35-EKG pacienta č.2 po implantaci stimulatoru.....	42
Obrázek 36-UHF EKG pacienta č.2 po implantaci kardiostimulátoru.....	43
Obrázek 37 – EKG pacienta č.3 před implantací kardiostimulátoru.....	44
Obrázek 38 – UHF EKG pacienta č.3 před implantací kardiostimulátoru.....	44
Obrázek 39 – EKG pacienta č.3 po implantaci kardiostimulátoru.....	45
Obrázek 40 – UHF EKG pacienta č.3 po implantaci kardiostimulátoru.....	45
Obrázek 41 – EKG pacienta č.4 před implantací kardiostimulátoru.....	46
Obrázek 42 - UHF EKG pacienta č.4 před implantací kardiostimulátoru.....	47
Obrázek 43 – EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením pravokomorové stimulace.....	47
Obrázek 44 – UHF EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením pravokomorové stimulace.....	48
Obrázek 45 – EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením stimulace převodního systému LBBP.....	49
Obrázek 46 – UHF EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením stimulace převodního systému LBBP.....	49
Obrázek 47 - EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením biventrikulární stimulace.....	50
Obrázek 48 - UHF EKG pacienta č.4 po implantaci kardiostimulátoru s nastavením biventrikulární stimulace.....	50

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Frekvenční a napěťový rozsah jednotlivých segmentů EKG křivky (Rozman, 2006) (Kuběna, 2010).....	30
Tabulka 2 – Frekvenční rozsah diagnostického a monitorovacího EKG (Penhaker, 2004)	30