

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Analýza interindividuality EKG v populaci
Interindividuality ECG Analysis in Population

2014

Bc. Jiří BOROVIČKA

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jiří Borovička**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Analýza interindividuality EKG v populaci**
Interindividuality ECG Analysis in Population

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s měřením elektrické aktivity srdce.
2. Seznámení se se zpracováním elektrokardiografických záznamů.
3. Seznámení se s měřením a zpracováním Frankova svodového systému.
4. Návrh a realizace zpracování elektrokardiogramu Frankova svodového systému.
5. Provedení testů na reálných záznamech a zpracování výsledků.
6. Vyhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

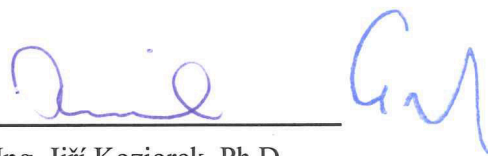
- [1] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
[2] KAUTZNER, Josef. Technické provedení srdeční resynchronizační terapie. *Kardiologická revue – mimořádné vydání*, 2004. s.18–21. ISSN 1212-4540; 1801-8653 (elektronická verze).
[3] PROCHÁZKA, Aleš a Eva HOŠTÁLKOVÁ. Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace. *Automatizace*, červen 2007, roč. 50, č. 6, s.397–401. ISSN 0005-125X.
[4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3. 2. upravené vyd.* Praha: Grada, 2004. 692 s. ISBN/EAN 80-247-1132-X / 9788024711324.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2013
Datum odevzdání: 07.05.2014





doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě

dne: 30.4.2014



.....
Bc. Jiří Borovička

Poděkování

Děkuji vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za odborné rady a připomínky při vedení této práce a rovněž za věnovaný čas během konzultací.

Rovněž děkuji i panu MUDr. Františku Jurkovi, který při tvorbě této práce velmi pomohl svými odbornými názory.

ABSTRAKT

Práce se zaměřuje na hodnocení interindividuality fyziologických záznamů patientských EKG z Frankova svodového systému. Dále se věnuje úpravě, zpracování a následnému vzájemnému hodnocení záznamů z jednotlivých svodů. Jedním z důležitých bodů práce pak je výpočet a zpracování vektorkardiografických záznamů v jednotlivých vektorkardiografických rovinách.

Klíčová slova

Frankův svodový systém, Interindividualita, Vektorkardiografie, Srdce

ABSTRACT

This thesis focuses on the evaluation of physiological records interindividuality by the patient's ECG acquired by the Frank's leads. It also discusses the treatment, processing and successive review of records captured from individual leads. One of the important point of this work is the calculation and processing of individual vectorcardiographical records at each vectorcardiographical spaces.

Key words

Frank's leads, Interindividuality , Vectorcardiography, Heart

Seznam použitých symbolů a zkratk

EKG - Elektrokardiografie (elektrokardiogram)

BPTR - Blokáda pravého Tawarova raménka

Obsah

ÚVOD.....	9
1 ANATOMIE SRDCE.....	10
1.1 Krevní zásobení myokardu.....	11
1.2 Srdeční skelet.....	11
1.3 Převodní systém srdeční a inervace srdce.....	11
2 FYZIOLOGIE SRDEČNÍ ČINNOSTI	13
2.1 Fáze srdečního cyklu.....	13
2.1.1 Fáze izovolumické kontrakce.....	13
2.1.2 Ejekční fáze.....	13
2.1.3 Fáze izovolumické relaxace.....	13
2.1.4 Plnicí fáze.....	13
2.2 Elektrické projevy buněk myokardu.....	13
2.2.1 Klidový membránový potenciál.....	14
2.2.2 Akční membránový potenciál.....	14
2.3 Tvorba a šíření vzruchů srdcem.....	14
3 ELEKTROKARDIOGRAFIE (EKG).....	16
3.1 Snímání elektrické aktivity srdce.....	16
3.1.1 Einthovenovy svody.....	16
3.1.2 Goldbergerovy svody.....	18
3.1.3 Wilsonovy svody.....	19
3.1.4 Frankovy svody.....	21
3.1.5 Další svodové systémy.....	22
3.2 Původ elektrokardiografické křivky.....	23
3.3 Záznam výchylek v čase.....	26
3.3.1 Nežádoucí jevy v EKG signálu.....	27
3.4 Konkrétní srdeční patofyziologie	27
3.4.1 Blokáda pravého Tawarova raménka.....	27
4 VEKTORKARDIOGRAFIE (EKG).....	29
4.1 Zobrazení vektorkardiografie.....	30
4.1.1 EKG přenos do vektorkardiografického zobrazení.....	31
4.2 Vilém Laufberger.....	31
4.2.1 Teorie elektrického srdečního prostoru.....	32

5 ZPRACOVÁNÍ A PŘEDNOSTI VEKTORKARDIOGRAFIE	33
6 VEKTORKARDIOGRAFICKÉ ZPRACOVÁNÍ REÁLNÉHO SIGNÁLU.....	34
6.1 Pacientská data.....	35
6.2 Úprava dat.....	35
6.2.1 Filtrace signálu.....	36
6.2.2 Detekce významných bodů v signálu.....	38
6.2.3 Postup při korekci izolinie.....	40
6.3 Průměrné křivky EKG.....	41
6.4 Zpracování vektorkardiografie.....	44
7 ZPRACOVÁNÍ A HODNOCENÍ INTERINDIVIDUALITY.....	45
7.1 Zpracování více záznamů.....	46
8 STATISTICKÁ ANALÝZA ZÁZNAMŮ.....	48
8.1 Hodnocení fyziologických dat.....	48
8.2 Hodnocení dat s onemocněním (BPTR).....	52
8.3 Porovnání dat fyziologických pacientů a pacientů s BPTR.....	54
DISKUZE A SHRUTÍ VÝSLEDKŮ.....	55
ZÁVĚR.....	56

Úvod

Dle aktuálních výzkumů je nejčastější příčinou úmrtí v České republice onemocnění oběhové soustavy. Pravděpodobnost, že člověk zemře na srdeční onemocnění je přibližně asi 1:2. Tento fakt by měl řadit diagnostiku a léčbu srdečních onemocnění na první místo. Zda-li tomu je takto i v praxi lze stěží posuzovat.

Včasná a správná diagnostika by jistě dokázala řadě úmrtí předejít. Diagnostika probíhá standardně dle snímání elektrického srdečního pole. Diagnostická metoda, která je v dnešní době nejrozšířenější a nejběžnější, je snímání EKG, které rovněž patří mezi jednu z nejstarších metod. Tato metoda vytlačila jinou, dnes téměř nepoužívanou metodu označovanou jako vektorkardiografie, z důvodu snadnější analýzy.

Hovoříme-li o vektorkardiografii, nemůžeme opomenout zmínit se o významném badateli v této oblasti a to o prof. Vilémovi Laufbergerovi, který, ačkoli se nevěnoval pouze této problematice, přinesl zde řadu objevů a poznatků.

1 Anatomie srdce

Srdce (cor), je jedním z nejdůležitějších lidských orgánů. Jedná se o dutý svalový orgán uložený asymetricky v mezihrudí (více v levé části hrudníku), kde je fixován pomocí velkých cév a fixací ligamentem sternopericardiacum, které ho přidržuje u hrudní kosti. Má tvar trojboké pyramidy, jejíž základna (srdeční báze) směřuje doprava, dozadu a nahoru. Na srdci lze dále popisovat srdeční hrot (apex), který směřuje dolů, doleva a dopředu. [11]

Srdce je rozděleno septy na dvě poloviny. Polohu srdečních sept určuje sulcus interventricularis cordis ant. et post. (mezikomorový žlábek na povrchu srdce). Tyto dvě srdeční poloviny jsou dále rozděleny na horní a spodní oddíly. Horní oddíly jsou nazývaný předsiněmi srdečními (atrium dx. et sin.). V případě spodních oddílů se jedná o srdeční komory (ventriculus dx. et sin.). Obě předsině vybíhají v srdeční ouška (auriculae atriales). Na každé polovině srdce jsou předsině a komory propojeny velkým síňokomorovým otvorem (ostium atrioventriculare), ve kterém se nacházejí cípate chlopně, které usměřují tok krve z předsiní do komor. Valva tricuspidalis mezi pravou předsiní a pravou komorou a valva mitralis mezi levou předsiní a levou komorou. Tyto chlopně jsou po obvodu přirostlé k vazivovému prstenci (anulus fibrosus) a volné konce jsou připevněny za pomoci šlašinek (chordae tendineae) ke komorovým stěnám. [11]

Do pravé předsině přivádí krev horní a dolní dutá žíla (vena cava sup. et inf.). Z pravé komory vystupuje plicní kmen (truncus pulmonalis), který je opatřen poloměsíčitou chlopní (valva trunci pulmonalis). Do levé předsině vstupují čtyři plicní žíly (vv. pulmonales) a z levé komory odstupuje aorta opatřena poloměsíčitou chlopní (valva aortae). [1]

Srdce je složeno ze tří vrstev: [11]

- **vnitřní vrstva - endokard**

Je tvořen endotelem, lesklou blánou, která vystýlá vnitřní povrch srdce, a zároveň tvoří srdeční chlopně.

- **prostřední vrstva - myokard**

Tvoří ji samotná srdeční svalovina (myokard), která je složena s kardiomyocytů. Z funkčního hlediska je svalovina myokardu rozdělena na svalovinu pracovní a svalovinu vodivou (převodní systém srdeční). Srdeční svalovina svou prací vytváří srdeční stahy (systola, diastola). Vodivá svalovina zabezpečuje srdeční automacii a koordinaci mezi stahy jednotlivých srdečních částí.

- **zevní vrstva - perikard**

Utváří ji dva listy. Vnitřní list (epikardium) je tenká vazivová vrstva, která pokrývá svalovinu srdeční a přilehlé části velkých cév, kde přechází v druhý list – osrdečník. Mezi těmito listy je malé množství čiré tekutiny, která zmírňuje tření při srdečním cyklu.

1.1 Krevní zásobení myokardu

Srdce je vyživováno ze dvou věnčitých tepen (*arteria coronariae cordis dx. et sin.*). Odstupují z aorty těsně nad aortální chlopní. *Arteria coronaria cordis dx.* se větví na *ramus marginalis dx.*, *r. atriales* a *r. interventricularis post.* *Arteria coronaris sin.* se dále rozvětňuje na *r. interventricularis ant.*, *r. circumflexus* a *r. marginalis sin.* Větve věnčitých tepen jsou funkčně konečné. Při ucpaní části některé větve dochází k nedostatečnému prokrvení srdeční svaloviny, která následně odumírá (infarkt myokardu). Tkáně mohou být však náhradně zásobeny pomocí kolaterálního cévního zásobení. Žilní krev je odváděna pomocí kmene *sinus coronarius*, který ústí do pravé předsíně. Jeho nejdůležitějšími částmi jsou *vena cordis magna*, *vena cordis media*, *vena cordis parva* a *vena obliqua atrii sin.* [1]

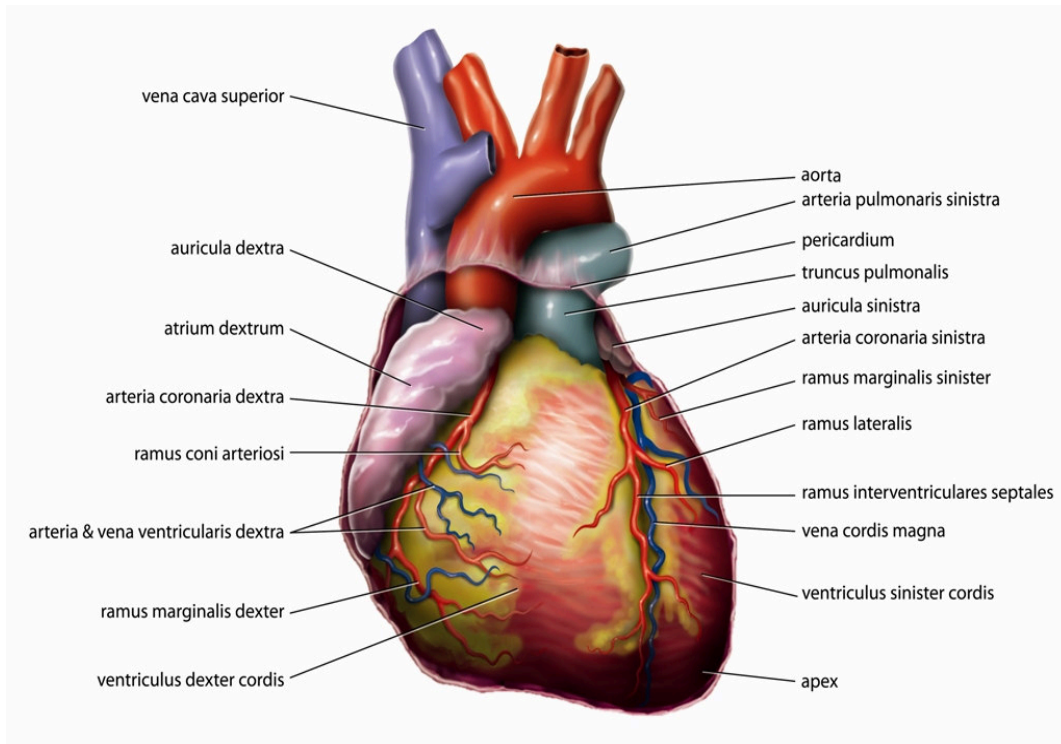
1.2 Srdeční skelet

Srdeční skelet tvoří vazivová tkáň, která má za úkol oddělovat svalovinu předsíní od svaloviny komor. Skládá se ze čtyř vazivových prstenců (*anuli fibrosi*), které jsou vzájemně spojeny. Na tyto prstence se upínají srdeční chlopně. [1]

1.3 Převodní systém srdeční a inervace srdce

Převodní systém srdeční se od klasického myokardu liší svou histologickou strukturou a zodpovídá za správný rytmus myokardu. Základním článkem převodního systému je předsíňový (síňový) uzlík (*nodus sinuatrialis*) nacházející se ve stěně pravé předsíně v blízkosti žilního splavu. Vzruchy sinoatriálního uzlíku se přenášejí na síňokomorový uzlík (*nodus atrioventricularis*), který je uložený na hranici pravé předsíně a pravé komory. Z tohoto uzlíku vede Hisův svazek (*fasciculus atrioventricularis*). Hisův svazek se v oblasti síňokomorové přepážky rozděluje na pravé a levé Tawarovo raménko, která se postupně rozvětvují do sítě Purkyňových vláken. [13]

Srdce je inervováno z vegetativních vláken sympatiku z oblasti krčního a hrudního sympatiku a parasympatických a senzitivních nervů z *nervus vagus*. Vegetativní vlákna tvoří pleteně nejvíce v oblasti převodního systému srdečního. Sympatikus srdeční akci zrychluje a parasympatikus zpomaluje. Rovněž obsahuje receptory pro humorální řízení srdeční akce (katecholaminy). [11]



Obr. 1 - Anatomie srdce [12]

2 Fyziologie srdeční činnosti

Pochopení fyziologie srdeční činnosti umožňuje vyhodnocovat a odstraňovat patologickou srdeční aktivitu. Fyziologii srdce lze zkoumat v několika oblastech, které jsou popsány v následujících kapitolách.

2.1 Fáze srdečního cyklu

Srdeční cyklus se dělí na dvě základní části, tedy na systolu a diastolu. Na základě tlakových a objemových změn v srdečních komorách je možno dále tyto části rozdělit. Systolu na fázi izovolumické kontrakce a ejekční fázi, a diastolu na fázi izovolumické relaxace a plnicí fázi. [2]

2.1.1 Fáze izovolumické kontrakce

V této fázi dochází ke komorové kontrakci, která má za následek vzrůst nitrokomorového tlaku, který převyší tlak v předsíních a uzavře atrioventrikulární chlopně. Objem komor zůstává zachován. Chlopně jsou na obou stranách uzavřeny a pouze vzrůstá tlak. [2]

2.1.2 Ejekční fáze

Jakmile tlak přeroste v hodnotu vyšší, než je hodnota v tepnách, dojde k otevření poloměsíčitých chlopní a krev je vypuzována ze srdce. Tlak stále ještě mírně stoupá až na fyziologické hodnoty 120 - 140 mmHg v levé a 20 - 30 mmHg v pravé komoře. Fyziologicky obě komory vypudí cca 70 ml krve. [2]

2.1.3 Fáze izovolumické relaxace

Na začátku této fáze dojde k uzavření všech chlopní. Relaxace myokardu způsobí pokles nitrokomorového tlaku až na hodnotu nižší, než je tlak v síních. Jakmile tlak dosáhne této hodnoty, atrioventrikulární chlopně se otevrou a do komor proudí krev z předsíní. [2]

2.1.4 Plnicí fáze

Dojde ke snížení komorového tlaku a vtoku krve ze síní do komor. Tato fáze se dále dělí a to na fázi rychlého plnění (zde dochází k rychlému toku krve z předsíní do komor hned po otevření atrioventrikulárních chlopní), diastázu (krev z velkých žil teče přímo skrz předsíně do komor) a systolu předsíní (smrštění předsíní a vznik mírného tlaku v komorách - konečný diastolický tlak). [2]

2.2 Elektrické projevy buněk myokardu

Kardiomyocyty patří mezi typ vzrušivých buněk. Při podráždění jejich buněčných membrán dochází k charakteristické elektrické odpovědi. Z klidového režimu je odpovědí na podráždění tzv. akční potenciál.

2.2.1 Klidový membránový potenciál

Jednotlivé srdeční buňky jsou v období klidové polarizace (klidového membránového potenciálu) elektricky negativní v porovnání s povrchem buňky a to o desítky milivoltů (-50 až -90 mV). Tato polarizace buněk je dána nerovnoměrným rozložením iontů na povrchu a uvnitř buňky, způsobeným rozdílnou difúzní schopností konkrétních iontů prostupovat skrz buněčnou membránu. Hlavními ionty, které se podílejí na hodnotách potenciálu buněk, jsou ionty kalia K^+ (až 30x větší koncentrace intracelulárně), sodíku Na^+ , vápníku Ca^{2+} a chlóru Cl^- (vyšší koncentrace extracelulárně). Membrána srdeční buňky je v období klidové polarizace téměř nepropustná pro ionty Na^+ , avšak velice propustná pro ionty K^+ . Extracelulární koncentrace K^+ proto udává hodnotu klidové polarizace buňky. [2]

2.2.2 Akční membránový potenciál

Akční potenciál je rychlá změna membránového napětí jako odpověď na podráždění buňky (dostatečné prahové hodnoty podráždění). Umožňuje vedení a šíření impulsu. Jeho podstatou jsou rychlé průchody iontů skrz membránu příslušnými iontovými kanály. Mezi nejdůležitější iontové kanály patří napěťově řízené Na^+ kanály (sodík prostupuje intracelulárně), K^+ kanály (kalium putuje extracelulárně - ve fázi depolarizace viz. dále) a Ca^{2+} kanály. Následně se ionty vrací do své původní pozice za pomoci iontových pump. [14]

Hodnoty membránového potenciálu se během krátkého časového úseku změny z hodnoty asi -90 mV intracelulárně až na hodnotu +20 až +25 mV. Tato fáze akčního potenciálu se nazývá fází depolarizace. Následně hodnota mírně klesá přibližně na hodnotu +10 mV v tzv. fázi částečné repolarizace. Následuje fáze plató, která je nejdelší ze všech fází. Během této fáze se membrána nevrací na původní hodnoty napětí, ale zůstává depolarizována. Rovněž nemůže dojít k opětovné iniciaci akčního potenciálu ani velkými hodnotami podráždění a to převážně z důvodu funkce sodíkových kanálů na membráně buňky. Toto období nazýváme také absolutní refrakterní fází. Membránový potenciál se vrací do původních hodnot během 200 až 400 ms. [2]

Z těchto poznatků vychází fakt, že iontová disbalance lidského organismu způsobuje negativní dopady na srdeční rytmus.

2.3 Tvorba a šíření vzruchů srdcem

Srdce si své rytmické stimuly vytváří samo. Má schopnost automacie. Za fyziologické situace vznikají vzruchy v sinoatriálním uzlu. Z tohoto místa jsou vzruchy přeneseny na svalovinu předsíní. Vzruch se nadále šíří do atrioventrikulárního uzlu prostřednictvím řady preferenčních drah. Nejvýznamnější dráha se nazývá Bachmanovou dráhou. Z předsíní ke komorám se vzruch může dostat pouze přes jediné vodivé místo a to právě přes atrioventrikulární uzel. Rychlost přenosu akčního potenciálu je zde pomalejší a způsobuje zpomalení vedení vzruchu z předsíní na komory. Vzruch je dále přenášen přes Hisův svazek a Tawarova raménka do mezikomorového septa.

Akční potenciál se nadále šíří až do koncových částí převodníkového systému - Purkyňových vláken, která šíří vzruch do svaloviny septa a komor. Správné šíření vzruchů nám synchronizuje srdeční činnost jednotlivých srdečních polovin. [2]

Rychlost šíření vzruchů se pohybuje v závislosti na fyziologii konkrétního jedince a dané situace v rozmezí 0,3 až 1 m/s v případě pracovního myokardu a 0,02 až 4 m/s pokud hovoříme o rychlosti šíření vzruchů v rámci převodníkového systému srdečního. [2]

V případě, že je srdce stimulováno dostatečnými, nadprahovými stimuly, reaguje podrážděním všech svých buněk. Tuto reakci nazýváme „vše nebo nic“. Jednotlivé buňky myokardu jsou totiž mezi sebou strukturálně propojeny interkalárními disky. [2]

3 Elektrokardiografie (EKG)

Každá srdeční buňka má v daný časový okamžik jinou hodnotu akčního potenciálu. Elektrická aktivita myokardu, která vzniká sumací všech elektrických projevů srdečních buněk se projevuje nejen na samotném srdci, ale díky vodivosti tkání ji lze zachytit i na povrchu lidského těla. Metoda snímání a záznamu této elektrické aktivity se nazývá elektrokardiografie. [2]

EKG je tedy výrazem elektrických dějů během srdečního cyklu a poskytuje informaci o poloze, původu, frekvenci a šíření podráždění. Na EKG záznamu jsou patrné patologické změny, účinky některých farmak, nebo poruchy iontové disbalance. Proto slouží jako diagnostický prostředek pro stanovení, či vyvrácení patologické diagnózy myokardu. Předpokládá se, že právě na rozhraní mezi nepodrážděnou a podrážděnou částí myokardu vznikají EKG potenciály, které jsou snímány. Křivka EKG je tedy popisem postupu vzruchové vlny mezi buňkami myokardu. [5]

3.1 Snímání elektrické aktivity srdce

K zachycení elektrických projevů srdce se využívá dnes již standardizovaného uspořádání elektrod. V klinické praxi se jedná o 12-ti svodové EKG. Elektrody 12-ti svodového EKG můžeme dle rozmístění na těle pacienta rozdělit následovně:

- Einthovenovy svody
- Goldbergerovy svody
- Wilsonovy svody

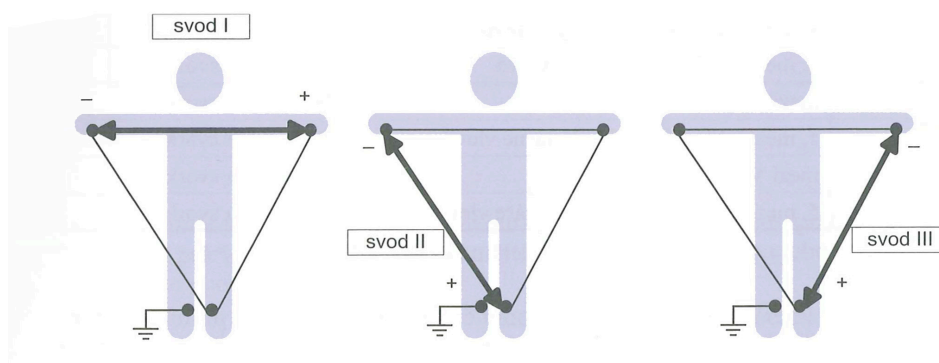
Klinicky méně využívané jsou tzv. Frankovy svody, ačkoli informace jimi získané mohou být diagnosticky velice významné.

3.1.1 Einthovenovy svody

Einthovenovy svody jsou svody končetinové. Tyto bipolární svody měří rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Takto vzniklé svody se označují římskými číslicemi I, II, III. Pro snímání se využívá tří elektrod, které jsou umístěny na distální části pravého bérce a distálních částech předloktí pacienta. Umístění elektrod tvoří vrcholy rovnoramenného trojúhelníku. Elektrody mají své standardizované barevné označení. Rovněž je lze označit několika způsoby písmeny a to dle následující tabulky: [3]

Tab. 1 - Einthovenovy svody

Umístění	Barva	Označení
levé předloktí	žlutá	L (left), LA (left arm)
pravé předloktí	červená	R (right), RA (right arm)
levý bércec	zelená	F (foot), LL (left leg)
pravý bércec	černá	N (neutral), RL (right leg)



Obr. 2 - Zobrazení Einthovenových svodů [2]

Svod I - nabývá své hodnoty rozdílem potenciálů snímaných z elektrod horních končetin (L, R). Výpočet napětí na svodech lze provést pomocí vzorce: [4]

$$V_I = \Phi_L - \Phi_R \quad (3.1)$$

V_I - napětí na svodech
 Φ_L - naměřený potenciál na elektrodě L
 Φ_R - naměřený potenciál na elektrodě R

Svod II - nabývá své hodnoty rozdílem potenciálů snímaných z elektrody levé dolní a pravé horní končetiny (F, R). Výpočet napětí na svodech lze provést pomocí vzorce: [4]

$$V_{II} = \Phi_F - \Phi_R \quad (3.2)$$

V_{II} - napětí na svodech
 Φ_F - naměřený potenciál na elektrodě F
 Φ_R - naměřený potenciál na elektrodě R

Svod III - nabývá své hodnoty rozdílem potenciálů snímaných z elektrody levé dolní a levé horní končetiny (F, L). Výpočet napětí na svodech lze provést pomocí vzorce: [4]

$$V_{III} = \Phi_F - \Phi_L \quad (3.3)$$

V_{III} - napětí na svodech
 Φ_F - naměřený potenciál na elektrodě F
 Φ_L - naměřený potenciál na elektrodě L

Zapojení elektrod Einthovenových svodů lze v praxi vidět i na hrudníku pacienta. Jedná se o případy, kdy není možné, nebo úplně vhodné snímat elektrické potenciály z končetin. Elektrody je pak nutno umístit tak, aby se co nejlépe zachoval Einthovenův trojúhelník (aby srdce leželo v jeho pomyslném těžišti).

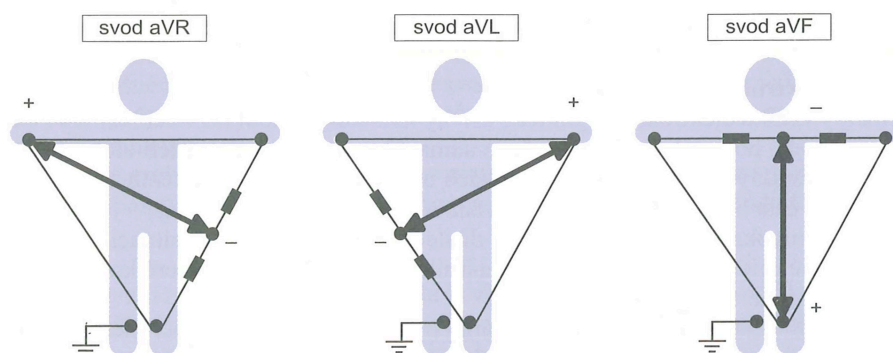
Tab. 2 - Einthovenovy svody, jiná možnost rozmístění elektrod [7]

elektroda	umístění
F	levá podžeberní krajina
LA	levá podklíčková oblast
RA	pravá podklíčková oblast

Elektrody jsou rovněž označovány jako kladné nebo záporné (viz. Obr. 2) a to nejen u Einthovenových svodů. Toto označení má význam ve snímání EKG křivky.

3.1.2 Goldbergerovy svody

Tyto unipolární zvětšené končetinové svody jsou zesílené, augmentované. Napětí z jednotlivých končetinových elektrod se měří proti společné složce zbývajících dvou končetinových elektrod. Při snímání Goldbergerovými svody je odpojen odpor k aktivní elektrodě. Toto odpojení způsobuje zvětšení naměřeného napětí. Končetinová elektroda je elektrodou kladnou. Referenční elektroda tvořena průměrem zbývajících dvou končetinových elektrod je elektrodou zápornou. Goldbergerovy svody značíme symboly aVR, aVL, aVF. Předpona „a“ značí zesílení - augmented voltage. [6]



Obr. 3 - Zobrazení Goldbergerových svodů [2]

Výpočet napětí jednotlivých Goldbergerových svodů se provádí pomocí následujících vzorců: [6]

$$aV_R = \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2} = \frac{2\Phi_R - \Phi_L - \Phi_F}{2} \quad (3.4)$$

$$aV_L = \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} = \frac{2\Phi_L - \Phi_R - \Phi_F}{2} \quad (3.5)$$

$$aV_F = \Phi_F - \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2} = \frac{2\Phi_F - \Phi_L - \Phi_R}{2} \quad (3.6)$$

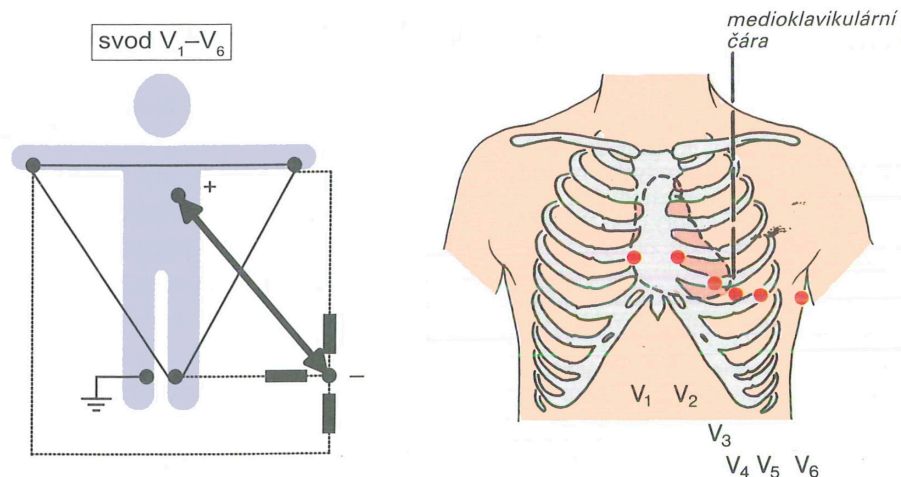
- V - napětí na svodech
 Φ_F - naměřený potenciál na elektrodě F
 Φ_R - naměřený potenciál na elektrodě R
 Φ_L - naměřený potenciál na elektrodě L

3.1.3 Wilsonovy svody

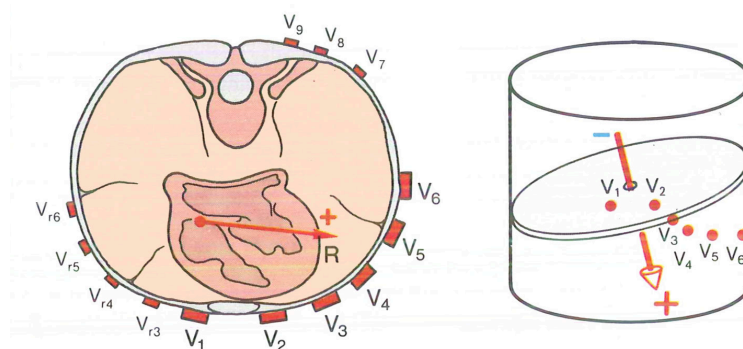
Jedná se o unipolární hrudní svody, které jsou schopny sledovat elektrickou aktivitu srdeční v horizontální rovině. Společně s Einthovenovými a Goldbergerovými svody umožňují vytvořit prostorovou představu o elektrickém poli myokardu. Pomocí hrudních svodů je možno zachytit vektory směřující vzad, které ve frontální rovině nevytvářejí téměř žádné potenciály. Wilsonovy svody tvoří 6 elektrod, které jsou umístěny na standardizovaných místech hrudníku pacienta. Referenční elektrodu utváří spojení tří končetinových elektrod - Wilsonova svorka. Aktivní elektrodou je pak jedna ze 6 hrudních elektrod. Svody jsou standardně označeny písmenem V a příčným číslem dolního indexu v rozmezí 1-6. Elektrody jsou umístěny na pacientovi následovně: [5]

Tab. 3 - Wilsonovy svody, rozmístění elektrod [5]

název	umístění
V ₁	4. mezižebří parasternálně vpravo
V ₂	4. mezižebří parasternálně vlevo
V ₃	Mezi V ₂ a V ₄
V ₄	5. mezižebří medioklavikálně vlevo
V ₅	Mezi V ₄ a V ₆
V ₆	5. mezižebří ve střední axilární čáře



Obr. 4 - Wilsonovy svody, rozmístění elektrod [2], [5]



Obr. 5 - Wilsonovy svody, další rozmístění elektrod [5]

Na obrázku č. 5 si lze povšimnout dalších elektrod a to v oblasti zad a pravé strany hrudníku pacienta. Svody těchto elektrod se běžně nepoužívají a jsou určeny pro speciální případy diagnóz.

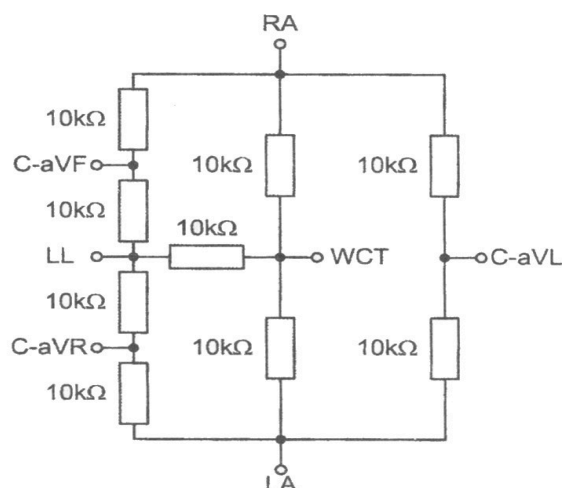
Pravostranné přiložení elektrod se může využít v diagnostice infarktu pravé komory srdeční. [7]

Wilsonova svorka

Wilsonova svorka tvoří referenční elektrodu, která vznikne spojením končetinových svorek přes odpor 5 kΩ (10 kΩ). Takto se utváří celá Wilsonova síť. [8]

$$V_{WCT} = \frac{\Phi R + \Phi L + \Phi F}{3} \quad (3.7)$$

- V_{WCT} - napětí na Wilsonově svorce
- ΦF - naměřený potenciál na elektrodě F
- ΦR - naměřený potenciál na elektrodě R
- ΦL - naměřený potenciál na elektrodě L



Obr. 6 - Wilsonova svorka [8]

3.1.4 Frankovy svody

Frankův systém svodů má jednu nespornou výhodu oproti jiným algoritmům rozmístění elektrod. Pomocí Frankových svodů je možno sledovat srdeční aktivitu nejen ve frontální rovině, ale i v rovině horizontální a sagitální. Jedná se tedy o ortogonální svodový systém. Tento systém se skládá ze sedmi elektrod, přičemž vždy několik elektrod tvoří jeden svod. Potenciál jednotlivých elektrod je sveden do odporové sítě, kde se přijaté potenciály maticují. Je konstruována tak, aby výsledné potenciály Frankova systému byly pravouhlé a tvořily ortogonální soustavu. Zároveň zapříčiňuje to, aby všechny potenciály snímané z povrchu pacientova těla byly stejně vzdálené od srdce (srdečního středu). [9]

Frankův systém využívá bipolárních elektrod, které jsou na pacientovi umístěny následovně:

Tab. 4 - Frankovy svody, rozmístění elektrod [9]

název	rovina	umístění
H	frontální	Zadní oblast krku
F		Distální oblast levého bérce
C		45° dopředu od střední axilární čáry
I	horizontální	Střední axilární čára vpravo
A		Střední axilární čára vlevo
M	sagitální	Úroveň 4. mezižebří v oblasti obratlů
E		Střed hrudní kosti (úroveň 4. mezižebří)
N		Neutrální elektroda - pravá noha

Z výsledných svodů jsou získávány signály v_x, v_y, v_z . Napětí na jednotlivých svodech U_x, U_y a U_z se vypočítá z odporové sítě pomocí těchto vzorců: [9]

$$U_x = 0,610 U_A + 0,171 U_C - 0,781 U_J \quad (3.8)$$

$$U_y = 0,655 U_F + 0,345 U_M - U_H \quad (3.9)$$

$$U_z = 0,133 U_A + 0,736 U_M - 0,264 U_J - 0,374 U_E - 0,231 U_C \quad (3.10)$$

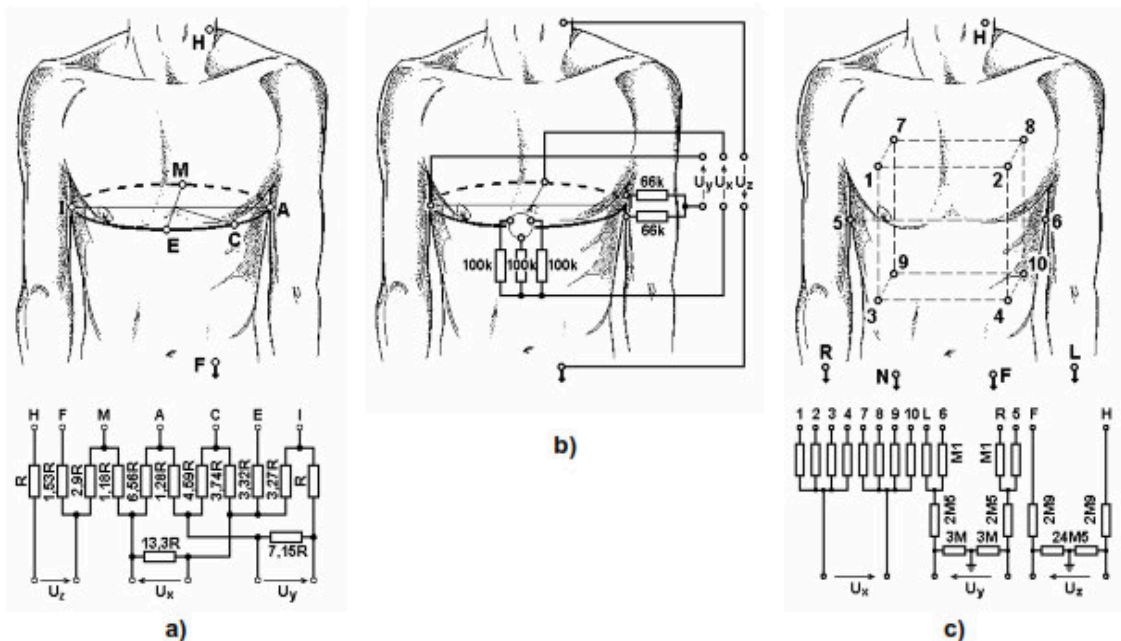
$U_{A,C,E,F,H,J,M}$ - napětí na jednotlivých elektrodách

Nevýhodou Frankova systému (stejně jako dalších ortogonálních svodových systému) je malá vzdálenost mezi elektrodami a srdcem. Tento fakt způsobuje artefakty, které jsou způsobeny fyziologickým pohybem hrudníku. Proto se výsledný signál utváří průměrem signálů z více elektrod. [22]

Pro ortogonální svodové systémy je typické zobrazení výsledku záznamu do jednotlivých rovin. Liší se tak od klasických svodových systému, které se běžně zobrazují a analyzují v závislosti na čase. Grafické zobrazení záznamu Frankova svodového systému je prostorová křivka nazývaná vektorkardiograf. [22]

3.1.5 Další svodové systémy

Ačkoli je nejvíce využívaným ortogonálním systémem Frankův systém, tak existují i jiné návrhy řešení ortogonálního svodného systému. Dalšími používanými ortogonálními svodovými systémy jsou SVES III systém a systém McFee. [23]



Obr. 6 - Ortogonální svodové systémy a detaily jejich odporových sítí, a) Frankovy svody, b) systém McFee, c) systém SVES III [23]

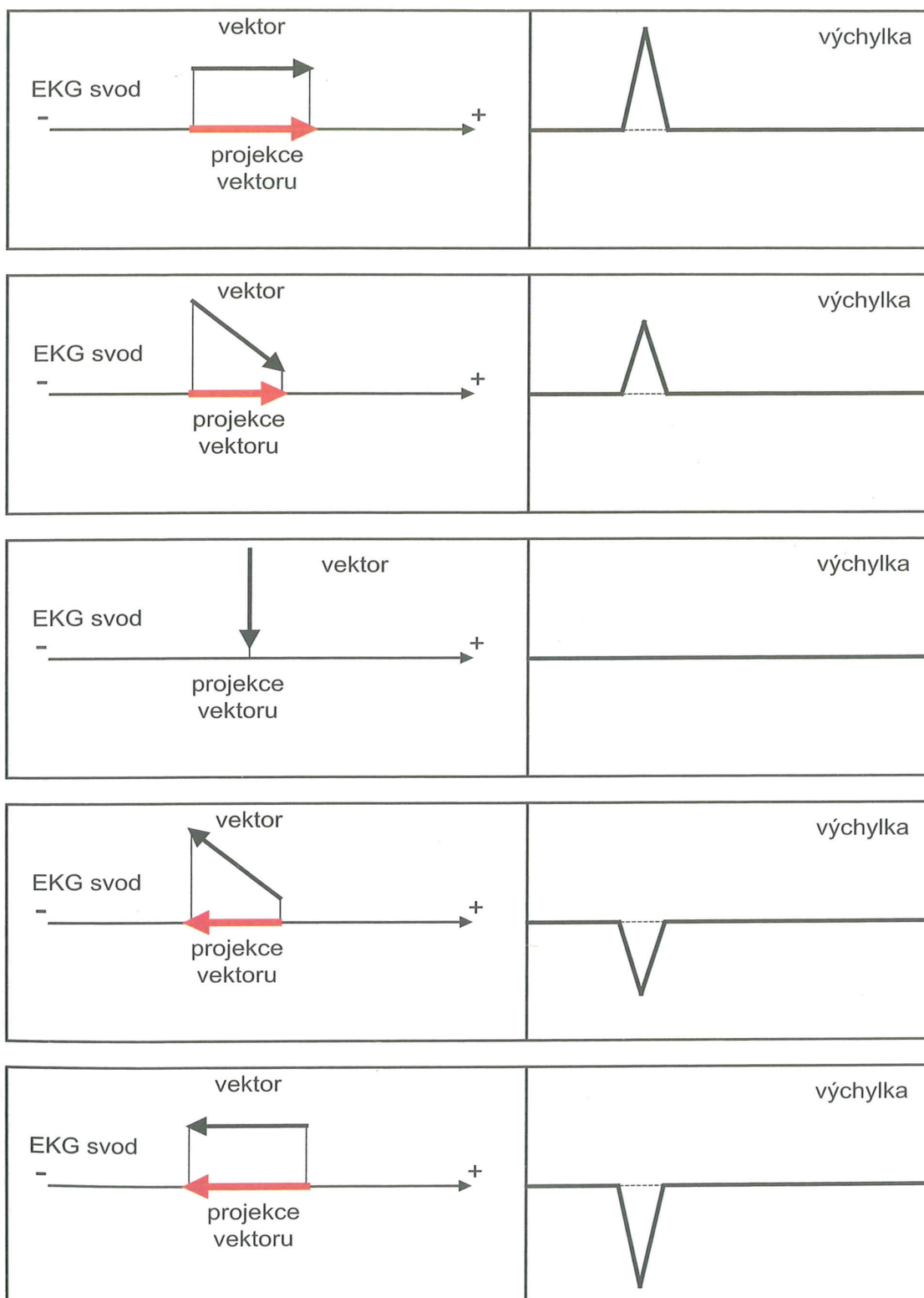
3.2 Původ elektrokardiografické křivky

Elektrické pole myokardu je tvořeno množstvím elementárních elektrických polí. Každá buňka myokardu má v daný okamžik různé elektrické pole. Průběh akčního potenciálu buňkami způsobuje dokonce situaci, kdy jednotlivé části buňky jsou již depolarizovány a některé ještě ne. Kardiomyocyty se proto chovají jako dipól a kolem sebe vytvářejí elementární elektrické pole charakteristické svou orientací. Při sumaci elektrických polí jednotlivých kardiomyocytů vzniká celkové elektrické pole, které lze popsat vektorem elektrického pole v jednotlivých okamžicích srdečního cyklu. [2]

Každý EKG svod takto zaznamenává amplitudy výchylek oproti normálnímu stavu. Tyto výchylky závisí na aktuálním vektoru sumárního elektrického pole srdce a na jeho orientaci vůči danému svodu. [2]

Snímání elektrického pole probíhá jednotlivými elektrodami konkrétních svodů. V případě unipolárních elektrod se zapisuje kladná výchylka oproti normálu směruje-li vektor elektrického pole směrem k elektrodě a záporná výchylka směrem od ní v případě depolarizace. V případě repolarizace je to pak obráceně (tj. směruje-li k elektrodě - zapisuje se záporná výchylka, směruje-li od elektrody - zapisuje se kladná výchylka). [2]

Pokud je ke snímání elektrického pole srdečního využito bipolárních svodů, tak výsledná zaznamenaná výchylka závisí na průmětu vektoru elektrického pole. Směruje-li ke kladnému pólu svodu je zaznamenaná kladná výchylka, směruje-li k zápornému pólu svodu, tak je zaznamenaná záporná výchylka - v případě depolarizace a naopak v případě repolarizace. [2]

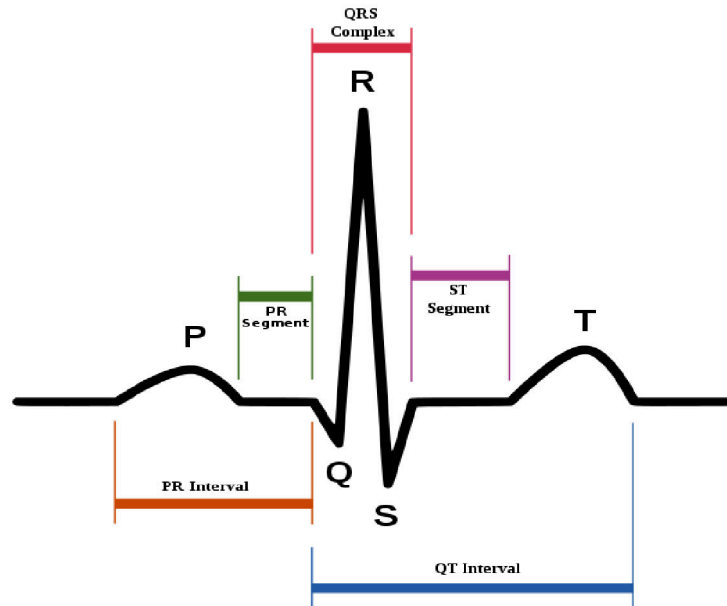


Obr. 7 - Výchylky na EKG [5]

Na předchozím obrázku je možno sledovat zaznamenanou výchylku vzniklou působením vektoru elektrického pole srdečního na osu svodu v daném čase a vztah mezi směrem a velikostí vektoru a velikostí amplitudy výchylky.

3.3 Záznam výchylek v čase

Záznam detekovaných výchylek je možno zobrazit v čase v podobě elektrokardiogramu. Na tomto záznamu se sledují elektrické projevy jednotlivých srdečních cyklů a pomocí nich se dá analyzovat stav srdce. Na klasickém EKG záznamu lze sledovat vlny a kmity. Za fyziologických podmínek tak je možno sledovat dvě vlny (označené písmeny P a T) a tři kmity (Q, R, S - dohromady nazývány také jako QRS komplex). Vzdálenosti mezi těmito výchylkami se označuje jako segmenty a intervaly.



Obr. 8 - EKG křivka [25]

- P vlna** Je utvářena elektrickou aktivitou síní. Její délka je 80 ms a amplituda do 0,25 mv. Nejlépe je pozorovatelná ve svodech aVF, II, a III. Ve svodu V1 je negativní. Po vlně P následuje krátká izoelektrická pasáž označovaná jako PR segment. Doba od začátku P vlny po začátek QRS komplexu se nazývá PR (v jiných literaturách PQ) interval. [24] PR(Q) interval je za fyziologických podmínek dlouhý 0,12 - 0,20 sekund.
- QRS komplex** Skládá se ze tří jednotlivých kmitů. Je záznamem elektrické aktivity komor. Za fyziologických podmínek je doba jeho trvání v rozmezí 80 - 120 ms. Kmit R je pozitivní ve všech svodech. Po QRS komplexu následuje ST segment, který charakterizuje období depolarizace komor. Tento úsek je nejčastěji patologický v případě infarktu myokardu (elevace, deprese ST úseku). [24]
- T vlna** Charakterizuje období repolarizace svaloviny komor. Trvá do 0,2 sekundy. Ve svodech I, II, V3-V6 je vždy pozitivní. Negativní je ve svodu aVR. Ukončuje také QT interval, který se měří od začátku QRS komplexu po konec vlny T. [24]

U vlna Není popisována u všech EKG záznamů. Je pozorovatelná u pomalejších tepových frekvencí. Následuje za vlnou T a dosahuje třetinové amplitudy v porovnání s vlnou T. Je nejspíše projevem tzv. afterdepolarizace. [24]

Složení těchto jednotlivých částí vzniká záznam elektrické aktivity srdeční během jednoho cyklu.

3.3.1 Nežádoucí jevy v EKG signálu

Při snímání EKG signálu jsou však snímány i nežádoucí jevy, které ruší signál. Tyto jevy jsou označovány jako artefakty. Způsobuje je řada příčin technického nebo biologického charakteru, a jsou to nejčastěji následující: [38]

- kolísání (drift) základní izoelektrické linie
- pomalé elektrochemické děje na rozhraní elektroda/pokožka
- dýchání pacienta
- pomalé pohyby pacienta
- síťové rušení (50 Hz)
- myopotenciály (aktivita svalů pacienta, nejvíce se projevující u zátěžových EKG)
- špatný kontakt elektrody (nejčastěji kojenci)

3.4 Konkrétní srdeční patofyziologie

Hlavním cílem této práce není hodnocení patofyziologických křivek, ale v rámci praktické části se pracuje s jednou konkrétní srdeční patologií, kterou je třeba charakterizovat v následující kapitole.

3.4.1 Blokáda pravého Tawarova raménka

BPTR, či RBBB (right bundle branch block) jak je toto onemocnění označováno v zahraničních literaturách je porucha převodního systému srdečního, které má za následek opožděnou kontrakci pravé komory.

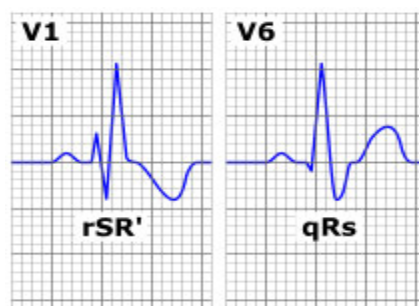
Podle šíře QRS komplexu jsou rozlišovány 2 typy: [39]

- kompletní BPRT (blokáda proximální části pravého Tawarova raménka);
- inkompletní BPRT (blokáda distální části pravého Tawarova raménka).

Etiologicky se BPTR často vyskytuje u onemocnění jako je cor pulmonale, defekta septa srdečního, kardiomyopatie (z důvodu chlopní vady, či ischemie) a u dalších onemocnění. [39]

Diagnosticky je možno BPTR potvrdit pouze ze záznamu EKG a to podle následujících jevů: [39]

- QRS komplex je rozšířen nad 0,12 s
- svody V1–V2 obsahují obraz rSR, sestupnou depresi ST úseku a negativní vlnu T
- ve svodech V4–V6 je hluboký a široký kmit S a pozitivní vlna T (viz.: obr. 6)



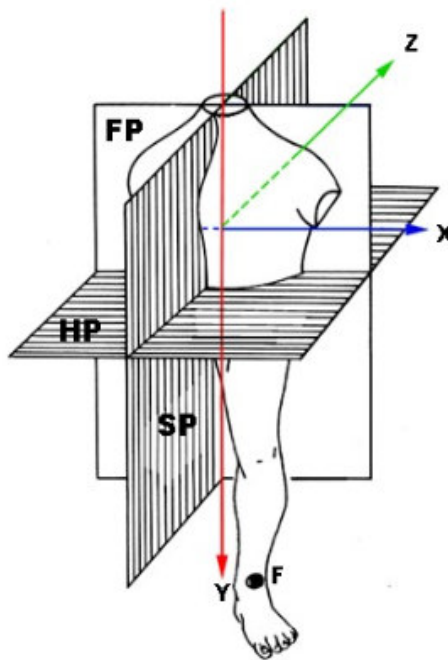
Obr. 9 - V1,V6 [39]

V případě inkompletní BPRT trvá QRS komplex méně než 0,12 s.

4 Vektorkardiografie (EKG)

Pomocí Einthovenových a Goldbergerových svodů lze zaznamenávat elektrické pole srdeční ve frontální rovině. Wilsonovy svody tuto situaci zlepšily a umožnily sledovat elektrické projevy srdce i v předozadní rovině. Srdeční elektrické pole je však čtyřrozměrné. [17]

Pomocí Frankova svodného systému se dá elektrické pole srdeční analyzovat v jednotlivých rovinách 3D prostoru (horizontální, frontální a sagitální) - v závislosti na čase i v prostoru 4D.



Vektorkardiografie je jiná, méně využívaná metoda záznamu elektrických projevů srdce z povrchu těla, která poskytuje prostorové zobrazení v čase. V praxi je tato metoda málo používaná, protože neexistují normy pro její hodnocení. Odhalení srdeční patologie pomocí vektorkardiografie je proto velice obtížné. Některé literatury dokonce tvrdí, že vektorkardiografický záznam srdeční diagnostiku vůbec neumožňuje. Tato metoda však již dokáže odhalit nepřijetí transplantovaného srdce s dostatečným časovým předstihem nebo potvrdit účinky některých léků. [2] [40]

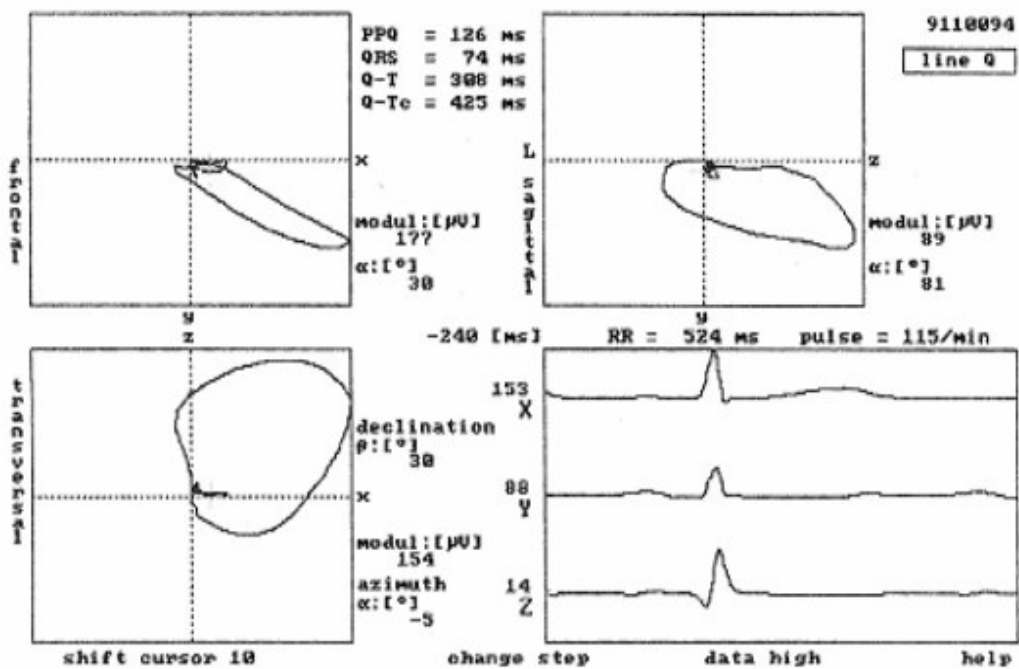
Obr. 10 - Stanovení rovin [29]

4.1 Zobrazení vektorkardiografie

Pokud dojde k využití vektorkardiografického zobrazení, dochází tak k standardní projekci do výše zmíněných rovin. Průběh jednoho EKG cyklu se ve vektorkardiografii dá rozebrat do jednotlivých částí. EKG cyklus se jeví jako uzavřená křivka se svou charakteristickou orientací v prostoru.

V zásadě zde lze popisovat tři druhy křivek. Křivku charakterizující vlnu P (depolarizaci síní), QRS komplex a vlnu T. Pro budoucí diagnostiku je nejdůležitější křivka QRS komplexu, která poměrně krátký úsek depolarizace komor zobrazený klasickou metodou zobrazí na dlouhém úseku velké smyčky. Smyčky P a T vlny nejsou tak výrazné.

Smyčky se zapisují v záznamu proti směru hodinových ručiček. Charakter, typ či tvar vektorkardiografické smyčky by měl následně pomoci stanovit patofyziologii záznamu.



Obr. 11 - Vektorkardiografie [29]

4.1.1 EKG přenos do vektorkardiografického zobrazení

Za zmínku stojí metody, které klasické EKG zobrazení dokáží přepracovat do vektorkardiografického. Lze využít Levkovu a Dowerovu transformaci, které dokáží převést výchylky srdečního vektoru z I. a II. Einthovenova a šesti hrudních svodů do trojrozměrného (respektive čtyřrozměrného) zobrazení výchylky vektoru srdeční osy. [40]

4.2 Vilém Laufberger

Významným výzkumníkem a badatelem v oblasti kardiologie byl **Vilém LAUFBERGER**.

(* 29. 8. 1890 Turnov, † 29. 12. 1986 Praha), český lékař a fyziolog

Vystudoval medicínu na České lékařské fakultě v Praze a následně působil na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity v Brně a později byl přednostou Fyziologického ústavu Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze. Zabýval se oblastí endokrinologie, výzkumem účinku inzulínu, či výzkumem bílkovin. Rovněž byl objevitelem konkrétní bílkoviny - feritinu.

V oblasti elektrických projevů lidského těla se zabýval otázkami nervové činnosti a pro tuto diplomovou práci nejdůležitější oblastí - elektrickými projevy srdeční činnosti a prostorovou dynamikou elektrického srdečního pole. Jeho objevy v oblasti spaciokardiografie mají význam jak pro rozvoj teoretického poznání, tak i pro klinickou medicínu. [41]

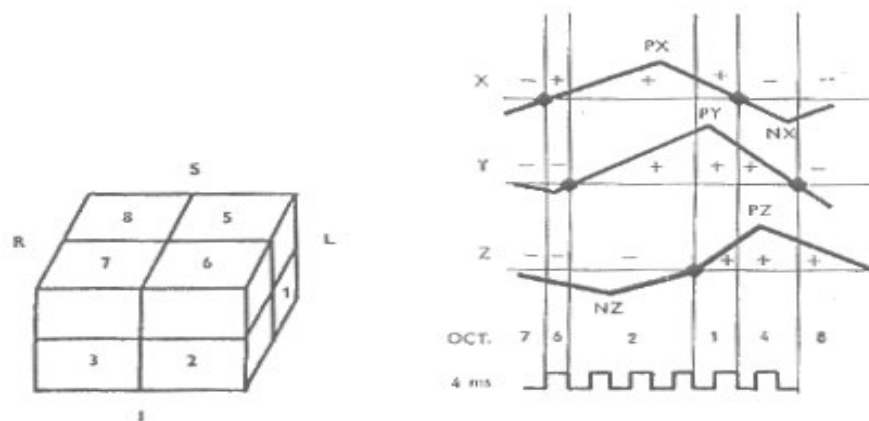
4.2.1 Teorie elektrického srdečního prostoru

Jako elektrický prostor srdeční se označují elektrokardiografické signály sejmuté z jedné osoby přes pravoúhlé svody. Tento prostor lze rozdělit do tzv. oktantů (8 částí), neboť každý ze svodů může mít kladnou a zápornou část a tak vzniká 8 možných kombinací zachycených v následující tabulce. [42]

Tab. 5 - Rozdělení na oktanty [42]

	1	2	3	4	5	6	7	8
X	+	+	-	-	+	+	-	-
Y	+	+	+	+	-	-	-	-
Z	+	-	-	+	+	-	-	+

Každý oktant je prostorová oblast, která je určena a vymezena přesnými součástmi křivek pocházejících ze svodů X, Y a Z. Každému oktantu je pak přiděleno číselné označení (1 až 8) a to v závislosti na prostorovém uložení srdce.



Obr. 11 - Rozdělení na oktanty [29]

V předchozím obrázku je sledováno rozdělení na jednotlivé oktanty, které se skládá z několika kroků: [42]

- nalezení bodů, kde křivky protínají nulovou čáru
- vytvoření kolmic v těchto bodech
- dle průběhu v jednotlivých částech (záporného, kladného) následně jsou určeny oktanty

S předchozí normalizací dat je dále možno určit maximální vrcholy jednotlivých křivek v QRS komplexech, které se označují PX, PY a PZ. Rovněž i největší negativní kmity se značí písmeny NX, NY a NZ. Vrcholy se pak označí číslem oktantu ve kterém se nacházejí. Vznikají takto dvě trojčíslí - kladné (číselné označení kladných vrcholů) a záporné (číselné označení záporných vrcholů). [42]

Kladné trojčíslí je charakteristickým znakem jedince a mohlo by být proto označeno jako „srdeční skupina“. Těchto skupin by mělo být reálně podle provedených experimentů 48. V závislosti na oktantech a pozicích jednotlivých vrcholů se stanovuje oktantový vzorec a následné číselné kódy, které jsou typické pro určité kardiovektorkardiografické průběhy křivek. Takto vyjádřená morfologie QRS komplexů může být diagnosticky velice přínosná. [42]

5 Zpracování a přednosti vektorkardiografie

Jedním s nejzajímavějších a diagnosticky nejdůležitějších oblastí elektromyografického záznamu srdeční činnosti je oblast QRS komplexu, který je záznamem postupu elektrické aktivace myokardu komor. V klasickém EKG záznamu je tento úsek činnosti srdce zaznamenán (za fyziologických podmínek) v časovém úseku 0,08 - 0,12 sekund. Při záznamu EKG záznamu na klasický 25 milimetrový papír s rychlostí záznamu 5 - 50 mm/s je jasné, že analýza jednotlivých QRS komplexů nemusí prozradit všechny diagnosticky potřebné informace. [19]

Vektorkardiografie dává možnost zobrazení jednotlivých QRS komplexů do delšího úseku křivky a tím i možnost odhalení diagnosticky významných patologií. Bohužel nejsou zatím stanoveny konkrétní vektorkardiografické projevy jednotlivých diagnóz, či jakákoli jiná stoprocentní metoda pro její hodnocení a stanovení diagnózy.

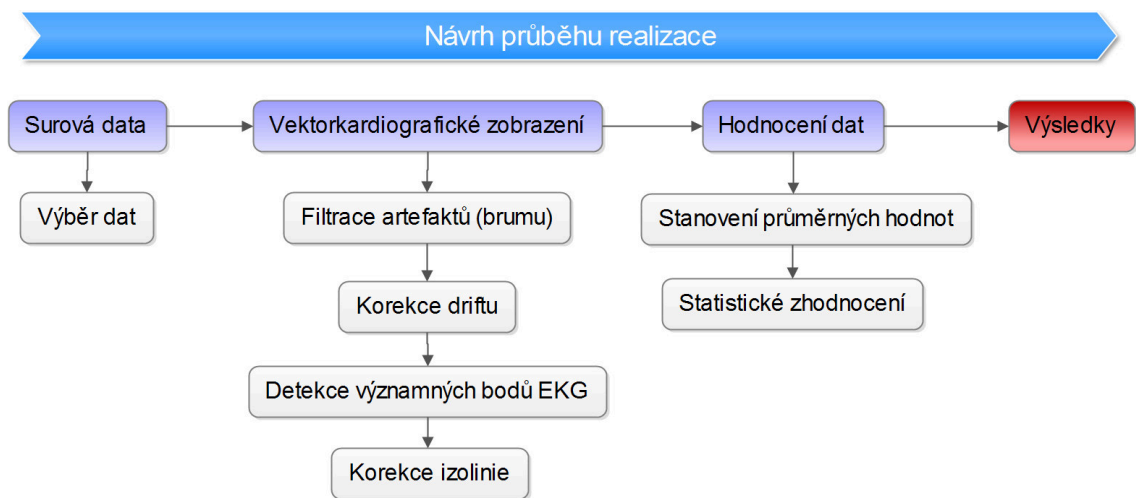
Pro hodnocení elektrických projevů srdečních je nezbytné analyzovat srdeční záznam v čase. Diagnostická informace z jednoho QRS komplexu zobrazeného vektorkardiograficky může být jistě důležitá, ale jaká je jistota, že pro diagnostiku byl vybrán ten správný, ničím nezkreslený QRS komplex?

Pokud se vychází z dostupných informací, tak bylo zjištěno, že maximální odchylky od průměrného vektorkardiografického záznamu jednotlivých srdečních cyklů jednoho pacienta se pohybují v rozmezí do 7,5 %. Odchylky jednotlivých srdečních cyklů jednoho pacienta je tedy možno považovat za nepřilíš významné.

6 Vektorkardiografické zpracování reálného signálu

Při hodnocení interindividuality vektorkardiografie jde o to, jak moc se jednotlivé záznamy pacientů od sebe odlišují a čím. Takto získaná informace přibližuje možnost objektivního hodnocení srdeční aktivity pomocí vektorkardiografie v praxi. Předpoklad je takový, že každý jedinec je svou srdeční aktivitou a elektrickými projevy srdečního cyklu jedinečný, ovšem velikost odlišností mezi pacienty odhadem určit není možné.

Zvolený návrh zpracování patientských záznamů z Frankova svodného systému přibližuje následující schéma:



Schem. 1 - návrh realizace zpracování

Z předchozího náhledu vyplývá, že cesta k výsledkům vedla přes řadu kroků a podbodů, které bylo třeba splnit a vyřešit. Lze tvrdit, že téměř každý krok, který přibližoval práci k výsledkům obsahoval nějakou komplikaci, či problém.

6.1 Pacientská data

Pro porovnání a vyhodnocení elektrických projevů srdeční činnosti většího počtu pacientů, je požadována dostatečná kvalita nahraných dat. Velkým přínosem v této oblasti je internetová databáze Physionet.org, která je souborem odborných databází kardiografických záznamů z různých oblastí vyspělého světa.

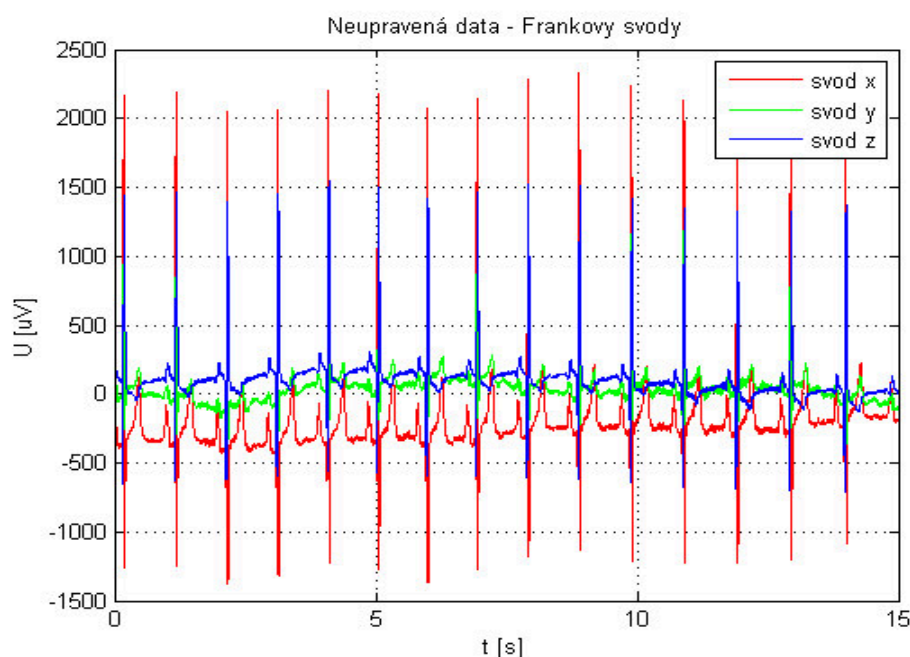
Pro praktické zpracování byla vybrána databáze s názvem: „The PTB Diagnostic ECG Database“, která se zpracovává německými specialisty a obsazuje záznamy z Frankova svodného systému. Data nahraná v této databázi obsahují datový soubor a popis tohoto souboru. Popis obsahuje informace o pacientovi, jeho diagnóze a případné léčbě.

6.2 Úprava dat

Takto získaná data jsou v „surovém stavu“. Signály nejsou nijak upravovány, jsou rušeny různými artefakty. Musely proto projít jistou úpravou, než se přistoupilo k samotnému zpracování. Jelikož je však signál nositelem informace, tak se musí dbát na to, aby se přílišnými úpravami nepozměnily datové informace, které jsou určeny pro vyhodnocení. Pro úpravu a zpracování dat byl vybrán software Matlab, který je pro zpracování takového signálu vhodný.

Data se nacházejí v souboru s názvem „číslo_pacienta.dat“ a tento typ souboru není přímo zpracovatelný. V prvním kroku bylo tedy nutné soubory převést do jiného typu datového souboru. Databáze Physionet má k dispozici online program s názvem Physiobankt ATM, pro transformaci dat do jiných typů souboru. Soubory byly tedy převedeny do souboru s názvem „číslo_pacienta.mat“.

Databáze, která byla vybrána obsahuje záznamy 268 pacientů, kterým byl záznam pořízen z různých důvodů. Nejčastějším důvodem byl infarkt myokardu, který se v databázi nacházel téměř ve 200 záznamech. Pro další vyhodnocování byly vybrány záznamy pacientů bez popsané kardiologické patologie - healthy controls. Bohužel databáze byla nedostatečně popsána, někde chyběl popis úplně. Záznamy v databázi jednotlivých pacientů se musely procházet jeden po druhém a z příložených popisů zjistit, zdali se jedná o fyziologický záznam, který je vhodný ke zpracování, či nikoli. I takto vybraná data však nemusela být zcela vhodná. Některé pacientské záznamy, které byly popsány jako zdravé obsahovaly pro další hodnocení nežádoucí elementy jako extrasystoly, či příliš mnoho artefaktů v signálu. Dalším krokem bylo tedy optické posouzení jednotlivých vybraných záznamů a případná další selekce. Takto vybraná data pak byla nahrána v prostředí software Matlab a dále upravována.



Obr. 12 - Neupravená, načtená data

6.2.1 Filtrace signálu

Při takovém zpracování dat je důležité brát v potaz možnost zkreslení nebo znehodnocení datové informace. Dle získaných doporučení bylo rozhodnuto signál nefiltrovat téměř vůbec, vzhledem k tomu, že vybrané signály byly poměrně kvalitně nahrány. Pro nutnou diagnostiku signálu tak byla provedena jen filtrace síťového brumu a driftu.

Filtrace síťového brumu

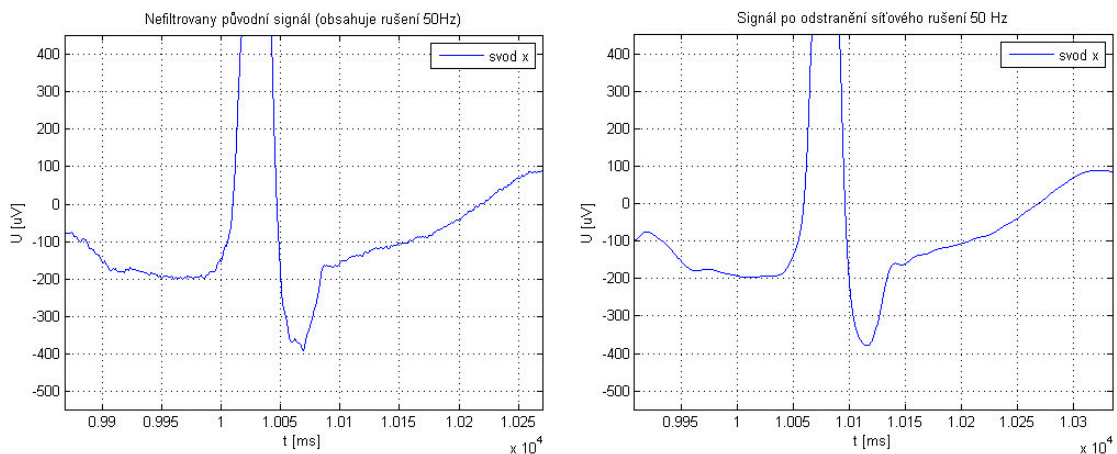
Síťový brum patří mezi artefakty způsobené střídavým síťovým napětím. Jeho frekvence je 50 Hz. Tento šum je zdrojem řady artefaktů ve snímaném EKG záznamu. K odstranění tohoto rušení existuje řada metod. V tomto konkrétním případě byla zvolena metoda filtrace FIR filtrem (metodou oken) - Hammingovo okno (odstranění 50 Hz složky).

Při této filtraci „offline“, mohl být využit filtr s vysokým řádem, který je potřebný k dosažení potřebné strmosti. S rostoucím řádem filtru se však vyskytuje časové zpoždění. Tomu se dá zabránit přidáním patřičného časového úseku na začátek signálu a jeho následným odstraněním po filtraci. FIR filtry jsou filtry s konečnou odezvou. Jejich výhodou je přesné stanovení lineární fázové charakteristiky - filtry v podstatě nezkrslují signál a jsou stabilní (póly leží v nule). [34]

Výchozí definice Hammingova filtru [35]:

$$w(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi \frac{n}{N}\right), 0 < n < N \quad (6.1)$$

- $w(n)$ - hammingovo okno
- N - řád filtru
- n - délka



Obr. 13 - filtrace brumu, před a po filtraci (detail)

Odstranění driftu

Drift (neboli kolísání nulové izolinie) je rušení signálu způsobeno dechovými fenomény, pomalými pohyby pacienta nebo vznikem půlčlankového napětí na rozhraní elektroda - kůže. Takto vzniklé rušení je o frekvencích do 2 Hz. [30]

Pro odstranění tohoto rušení byla vybrána metoda, která využívá principu Lymnovy filtrace. Jedná se o typ filtru, který vychází z hřebenových filtrů, které mají rovnoměrné rozložení nulových pólů po obvodu jednotkové kružnice v rovině. Mezi nesporné výhody této úpravy signálu patří jednoduchost návrhu filtrace, avšak použití závisí na vzorkovacím kmitočtu. [31]

Při tvorbě filtru se vychází ze vztahu: [31]

$$H(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - Kz^{-p})} \quad (6.2)$$

K - konstanta

p - počet propustných pásem

Pro filtr typu dolní propust platí $p=1$ (počet propustných pásem) a K =konstanta (vzorkovací frekvence/mezní frekvence). Pokud zároveň dochází ke korekci velkého zvlnění amplitudové charakteristiky vzniká následující vztah: [31]

$$H_{dp}(z) = H(z) * H(z) \quad (6.3)$$

H_{dp} - dolní propust

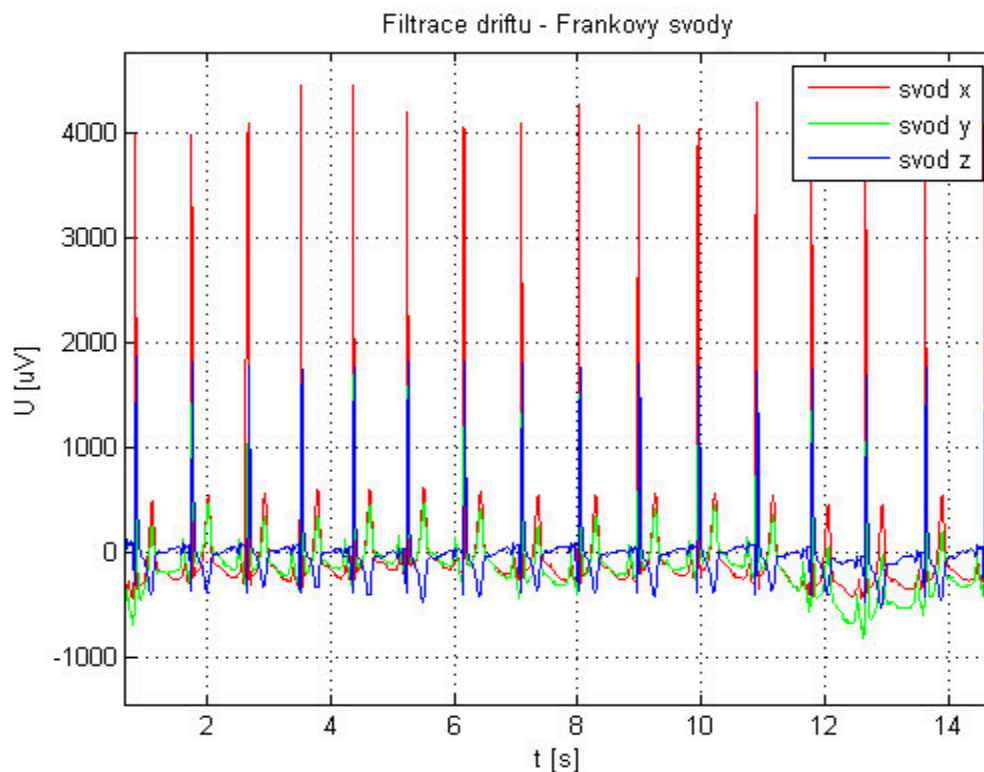
Pro korekci driftu se však vyžaduje filtr typu horní propust. Dochází zde k zavedení časového zpoždění, od kterého se signál, který již prošel dolní propustí odečte. Může dojít k drobným zaokrouhlovacím nuancím signálu. [31]

$$H_{hp}(z) = (z)^{-t} - H_{dp}(z) \quad (6.4)$$

H_{hp} - horní propust

t - časové zpoždění

Je také důležité klást velký důraz na stanovení mezní frekvence. Ta se může stanovit dle aktuální tepové frekvence, nebo nahradit konstantou doporučenou v literaturách stanovenou na 0,67 Hz. [30]



Obr. 14 - Filtrace driftu frankových svodů

6.2.2 Detekce významných bodů v signálu

Další z problémů, který bylo třeba vyřešit byla korekce izolinie do patřičných mezí. Z teoretického rozboru vyplývá, že posun signálu lze provést prakticky jen v jednom místě. A to na intervalu PR (PR segmentu), který je částí EKG signálu a za ideálních okolností obsahuje bod izoelektrické linie. Správnou detekcí tohoto bodu je pak možno „posunout“ EKG křivku do jedné roviny (izoelektrické roviny).

Existuje několik postupů jak správně detekovat tuto oblast v signálu. Existují složité metody, které zvládnou detekovat nulové úseky EKG signálu a v tomto úseku určí tzv nulový bod. Zde však byla zvolena jiná metoda.

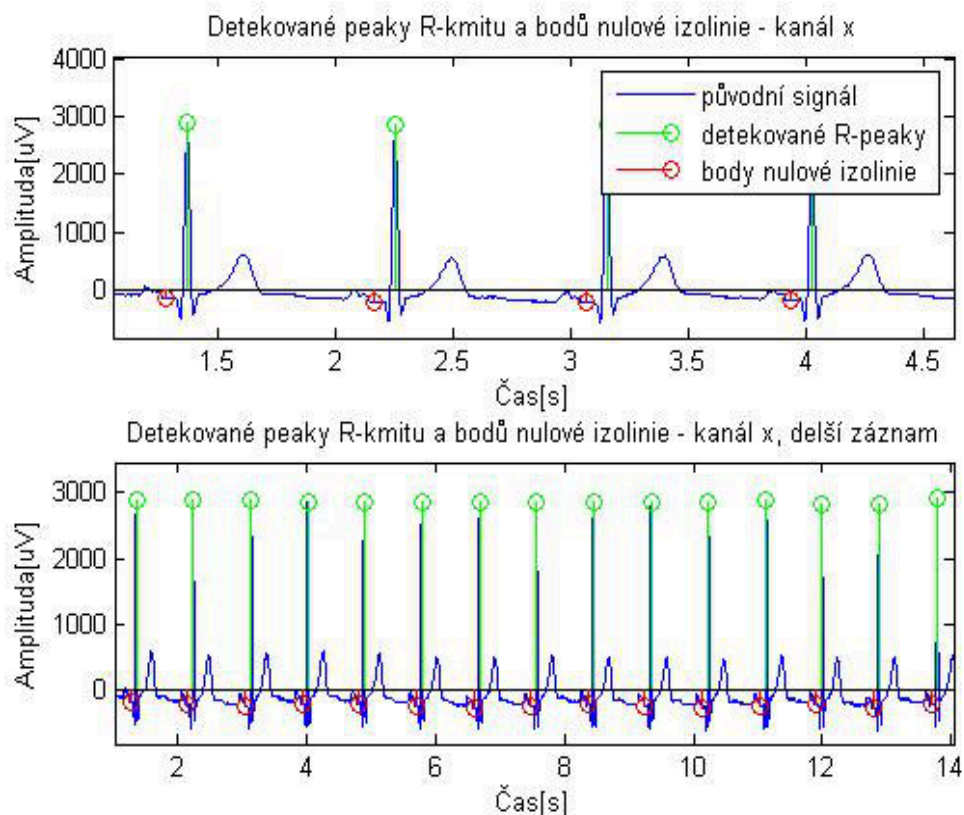
Bylo důležité hledat takové body, které budou jasně detekovatelné a od těch dále pokračovat. Dle teoretických podkladů lze usuzovat, že nejlépe se bude detekovat vrchol kmitu R, R-peak, případně další peaky z QRS komplexu. Tyto peaky jsou totiž vzdálené od ostatních složek signálu a detekují se lépe než jiné body. V prvním kroku této detekce se přistoupilo k celkovému umocnění signálu. Touto jednoduchou úpravou došlo ještě ke většímu vzdálení R-peaků od signálu. [26]

K následné detekci byla využita metoda prahování. Existuje zde více možností jak toto prahování provést. Je možno zvolit pevný práh. Když signál tento práh překročí, tak je zaznamenávána maximální hodnota signálu dokud není práh opět překročen ve zpětném směru a jeho poloha

v signálu je zaznamenána. Tato maximální hodnota se pak uloží jako nejvyšší peak. QRS komplexy však nejsou ani po korekci driftu zcela stejné a proto se takový práh musí nastavit velice citlivě, jinak by jako peaky mohly být označeny i jiné body signálu. V tomto případě by mohlo dojít k falešné detekci Q, S nebo dokonce T peaku. Proto byla zvolena podobná, ale přesnější metoda, která práh přizpůsobuje během filtrace - tzv. adaptibilní práhování. [26]

Při metodě adaptabilního práhování není zvolen konstantní práh, ale dalo by se nazvat práh „plovoucí“. Pro první filtrovací okno je nastaven konstantní práh, ale pro každé další se hodnota prahu upraví dle předchozích hodnot. Zde se práh upraví na 50 % hodnoty velikosti předchozího R-peaku (u některých signálu i 65 %). Změna prahu zlepšuje detekci R-peaku, ale i přes to může docházet k falešné detekci. V závislosti na signálu se v blízkosti R-peaku může vyskytovat jiný, dosti vysoký peak, který je takto falešně označen. Tohoto falešného určení se dá zbavit jednoduchou metodou, a to tak, že se vybere nejvyšší peak a jiné detekce v blízkém okolí se odstraní (nefyziologický výskyt dvou R-peaku vedle sebe). [26]

Tím, že došlo k detekci R-peaku, už je v signálu se tzv. „čeho chytit“. Od R-peaku už lze téměř jednoduše určit nulové body signálu. Způsob určení těchto bodů se zakládá na stanovení „nulové“ oblasti od R-peaku, kde je následně vypočtena průměrná a mediánová hodnota signálu. Takto vypočtené hodnoty pak lze nazývat nulovými body a dále s nimi pracovat. Ke korekci izolinie tak po určení nulových bodů stačilo už jen použít jednu z více metod.



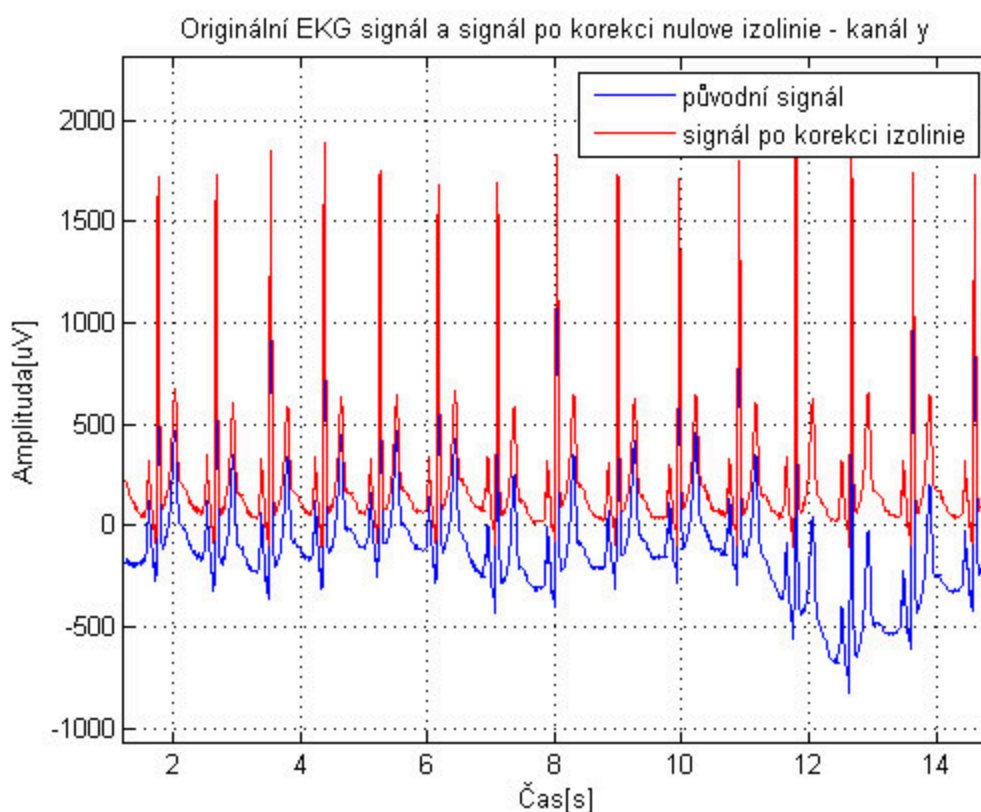
Obr.15 - detekce R-peaku a bodů nulové izolinie

6.2.3 Postup při korekci izolinie

Korekce izolinie jako taková je důležitá o to více, pokud data v křivce obsažená jsou určena k statistickému hodnocení. Způsob úpravy, který byl zvolen pro toto zpracování se nazývá interpolace. Interpolace znamená nalezení hodnoty funkce f , je-li známa její hodnota jen v některých jiných bodech v daného intervalu. K výpočtu hledané nové funkce byl využit kubický splajn. [27]

V prostředí programu Matlab se k tomuto nahrazení funkce novou funkcí (technikou interpolace) používá příkaz `interp1`: $y_i = \text{interp1}(x, Y, x_i, \text{method})$. [35]

Vstupními hodnotami interpolace jsou hodnoty Y a místa x bodu ležících na této funkci. Vektor stanovuje polohy x_i , kde je následně počítán výsledný vektor y_i . Method je zvolená konkrétní metoda, v tomto případě metoda cubic (kubický splajn). Následně se pracuje s částí funkce (EKG signálem), který je ohraničen prvním a posledním bodem nulové izolinie. Takto vypočtená funkce je charakteristická pro kolísání izolinie a proto následným odečtením od původní funkce se kolísání izolinie odstraní. [26][35]

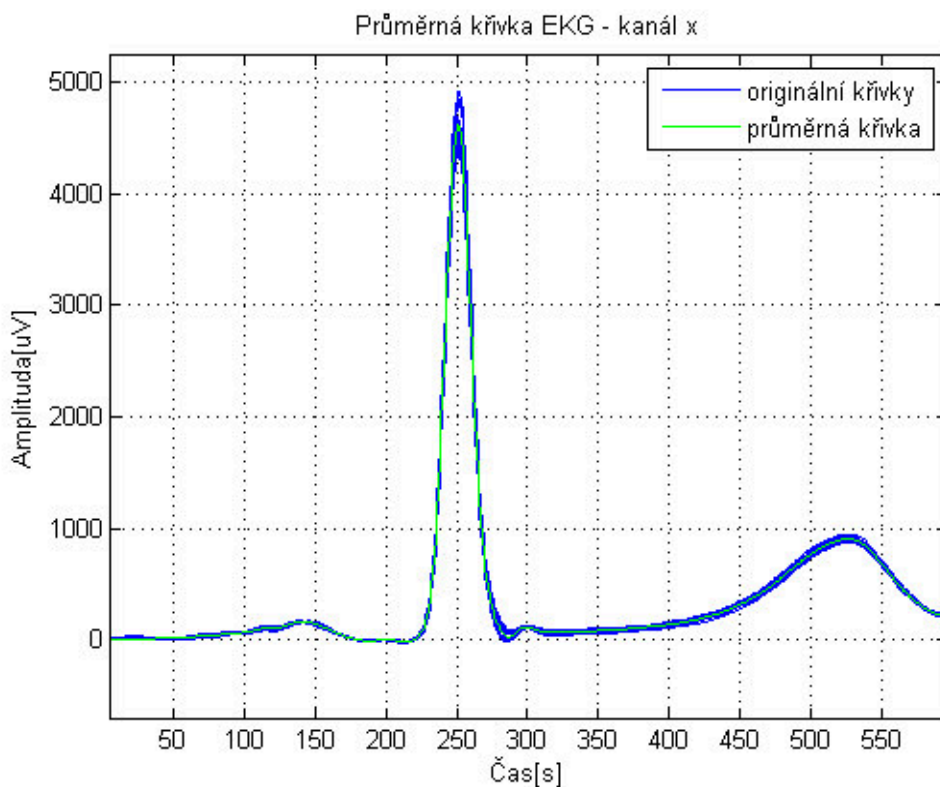


Obr. 16 - korekce izolinie

6.3 Průměrné křivky EKG

Upravená data bylo možno dále zpracovat pro využití vektorkardiografie. Jedním z dílčích kroků bylo vytvoření průměrných EKG cyklů jednotlivých patientských záznamů. Z předchozích prací na téma vektorkardiografie vyplývá fakt, že jednotlivé cykly (vektorkardiografie) se v rámci jednoho pacienta významně neliší (viz [29]). Proto byla průměrná křivka pro další zpracování vytvořena výpočtem z patnácti po sobě jdoucích srdečních cyklů. Tyto cykly byly u každého záznamu vybrány opticky, a to tak, aby se jednalo o ideální, klidové a nejméně zarušené srdeční cykly pacienta.

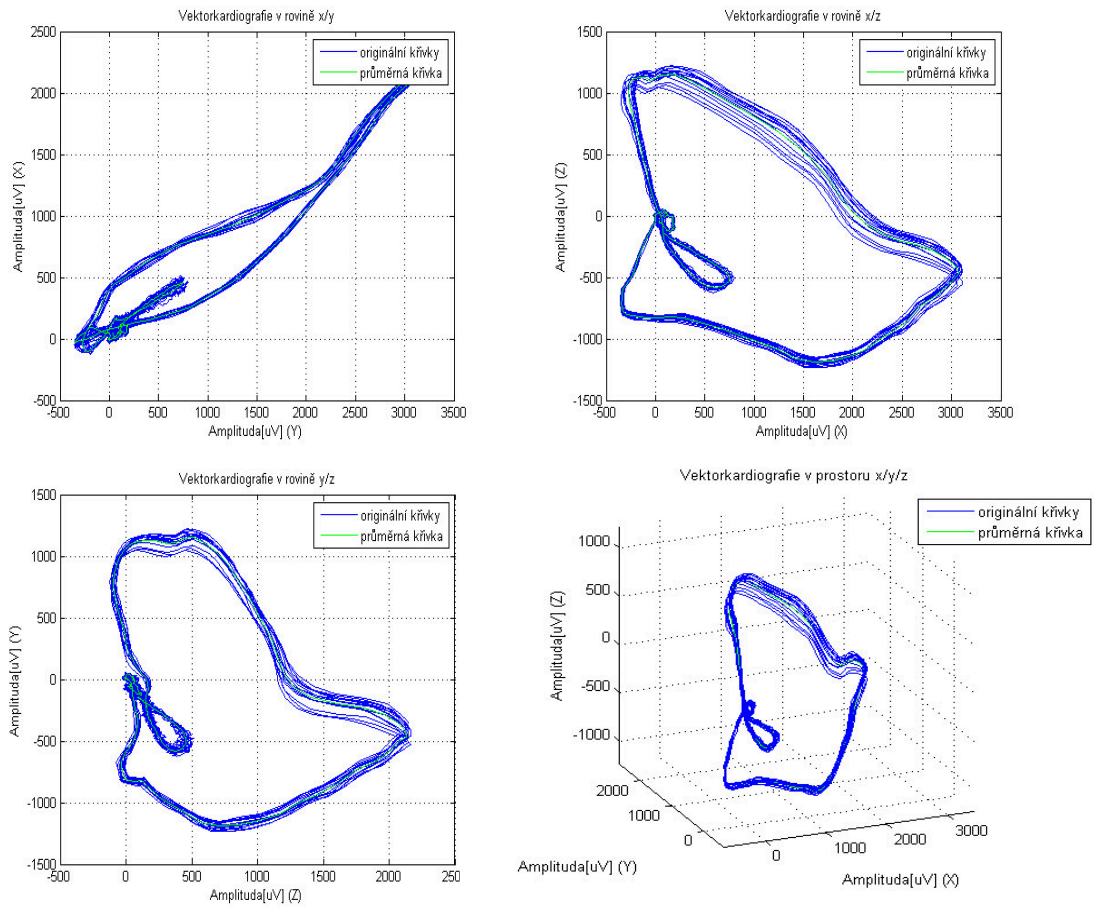
Pro každý cyklus, který byl vybrán, byl už v předchozích krocích definován R-peak. Podle těchto R-peaků byly cykly seřazeny na sebe a následně spočtena průměrná křivka. Stejně jako předchozí kroky, tak i tento krok byl proveden na všech signálech a kanálech Frankova svodového systému.



Obr. 17 - průměrná křivka EKG

6.4 Zpracování vektorkardiografie

Ve všech patientských záznamech se následně vytvořil vektorkardiografický záznam současným zobrazením křivek z různých svodů. Takto je možno pozorovat vektorkardiografické zobrazení v rovinách x/y, y/z, z/x a také celkové zobrazení v prostoru. V prostoru lze zobrazit i průměrnou vektorkardiografickou smyčku srdečního cyklu.



Obr. 18 - zobrazení vektorkardiografie v jednotlivých rovinách x/y, y/z, x/z a prostoru

Takto připravené záznamy jednotlivých kanálů od jednotlivých pacientů už lze nyní využít k hodnocení interindividuality vektorkardiografie. Jednotlivé průměrné vektorkardiografické křivky je možno vzájemně porovnávat.

7 Zpracování a hodnocení interindividuality

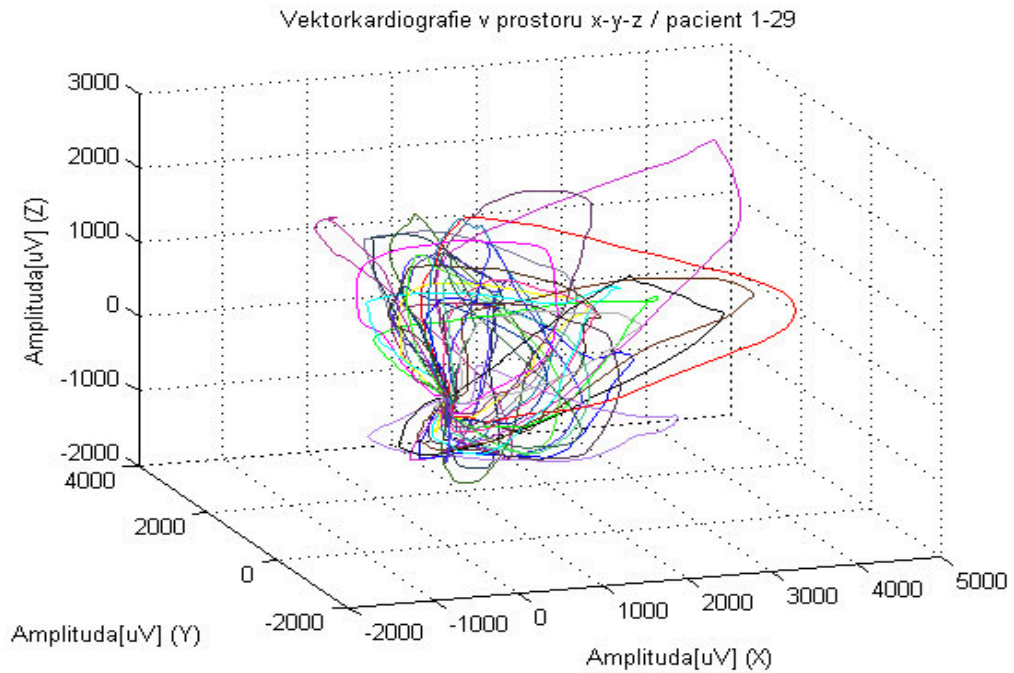
Při hodnocení interindividuality vektorkardiografie jsou středem zájmu odlišné prvky vektorkardiografických zobrazení jednotlivých patientských záznamů. Předpoklad byl takový, že záznamy se od sebe budou lišit. Takto stanovená hypotéza byla více než potvrzena. Odlišnost byla předpokládána v desítkách procent. Při zpracování záznamů byly pozorovány výrazně větší odchylky v záznamech fyziologických pacientů.

Prvním krokem v hodnocení interindividuality bylo standardizované uspořádání jednotlivých patientských záznamů. V rámci problematiky standardizace záznamů se je třeba se zaměřit i na fakt, za jakých podmínek byly signály nahrány. Stejně jako klasický záznam, tak i záznam elektrické aktivity srdeční v rámci Frankova systému ovlivňuje řada faktorů. Jsou to například fyziologické odlišnosti ve velikosti hrudníku, sběr dat za nefyziologických podmínek, kdy pacient neměl klidovou srdeční frekvenci, či rozdíly v přiřazení elektrod zdravotnickým personálem. Takovou standardizaci už však není možno ovlivnit. Pro další výzkum vektorkardiografie by však bylo vhodné vytvořit vlastní databázi dat, které by byly nahrány za předem stanovených standardizovaných podmínek. V dalším hodnocení a zpracování bude věnována pozornost jen QRS komplexům, které jsou ze signálu EKG nejdůležitější.

Komplexy zdravých pacientů byly hodnoceny ve skalárním zobrazení jednotlivých kanálů záznamu - X,Y,Z. V tomto zobrazení se interindividualita hodnotí lépe, než když se hodnotí křivka v prostoru.

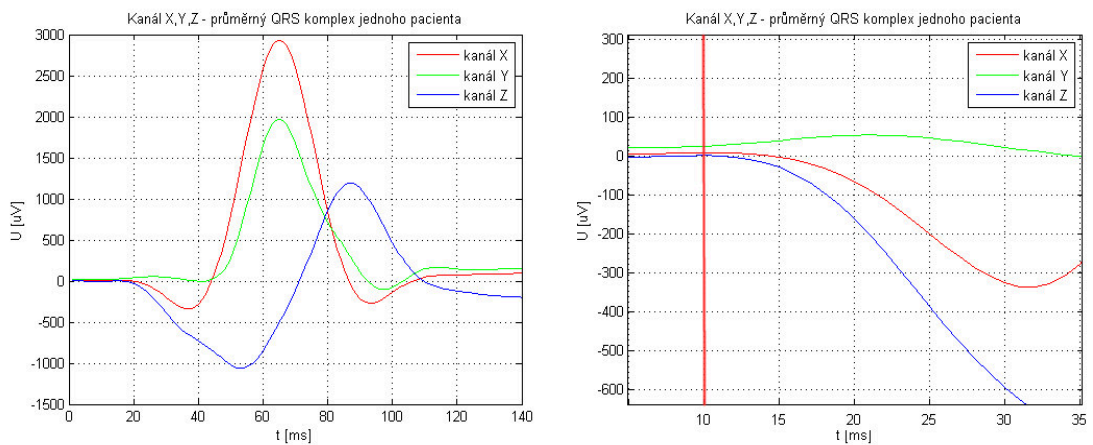
7.1 Zpracování více záznamů

Prvním krokem k následnému hodnocení bylo stanovení průměrného fyziologického záznamu a následné zpracování odchylek od průměru jednotlivých záznamů. Předchozími úpravami a selekcí bylo k následnému hodnocení vybráno 29 patientských záznamů, které byly prokazatelně považovány za zdravé. Výsledky vektorkardiografických záznamů těchto pacientů jsou zobrazeny v následující vizualizaci.



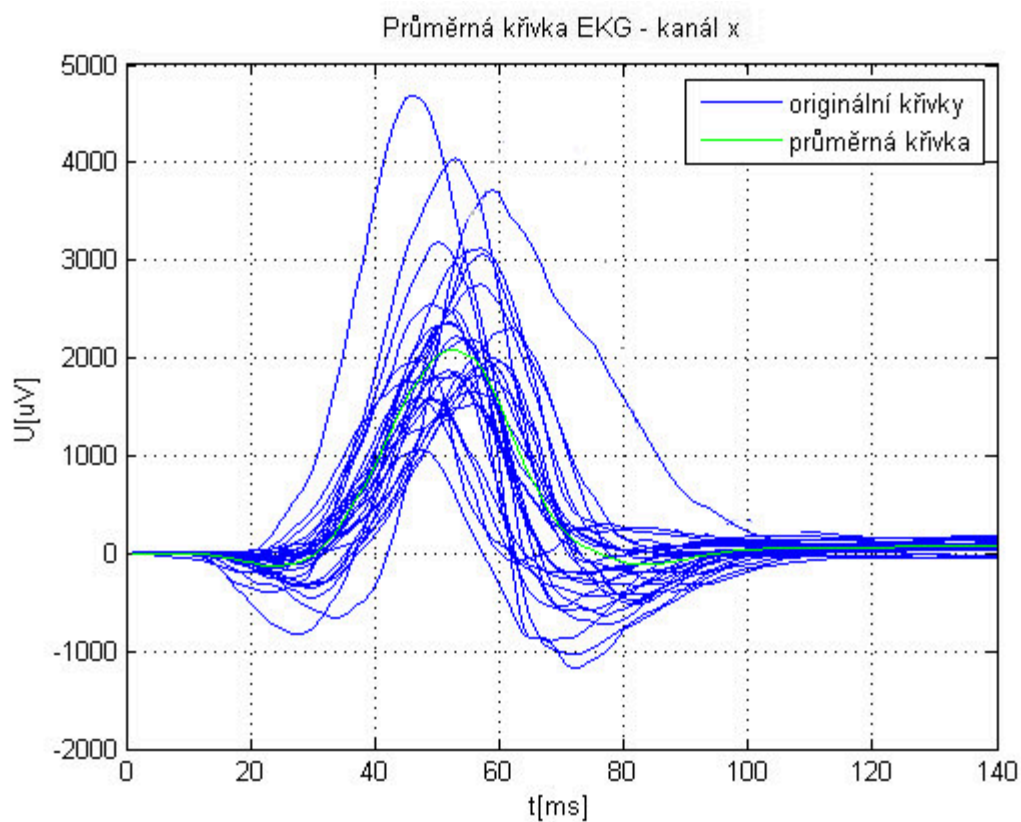
Obr. 19 - vizualizace vektorkardiografických záznamů fyziologických pacientů

Jedním z dalších problémů, který během zpracování nastal byla problematika řazení (kompletace) jednotlivých záznamů na sebe. Nastala otázka, zdali QRS komplexy jednotlivých pacientů v daných kanálech řadit na sebe dle nějakého významného bodu (R-peaku), či jiným způsobem. Po vyzkoušení více metod a následných konzultacích s odborníky byl vybrán způsob řazení jednotlivých patientských záznamů dle začátku QRS komplexu a to z toho důvodu, že nelze zanedbat rozdílné časové prodlevy a nuance patientských záznamů. Před začátky QRS komplexů bylo pak z praktických důvodů umístěno 10 vzorků.



Obr. 20 - začátek QRS komplexu, detail

Již samotný pohled na uspořádané záznamy naznačoval větší rozdíly v jednotlivých kanálech, které se projeví ve statistickém zpracování dat.



Obr. 21 - zobrazení QRS komplexů pacientů 1-29 v kanálu X

8 Statistická analýza záznamů

Následné hodnocení hodnot proběhlo v software OpenOffice Calc.

8.1 Hodnocení fyziologických dat

Seřazené (poskládané „na sebe“) úseky s QRS komplexy v jednotlivých kanálech daných pacientů byly následně rozděleny na 140 vzorků, ve kterých byly srovnávány dle stejných pravidel a následně hodnoceny. Takto vybrané úseky jsou dlouhé 140 ms (1 vzorek na 1 milisekundu). V těchto jednotlivých vzorcích byla stanovena střední hodnota a následně stanovena průměrná křivka vybraného vzorku pacientů. Hodnocení pak nezahrnuje prvních předsazených 10 vzorků před začátky QRS komplexů a vzorky po skončení QRS komplexu v již ustálené části záznamu (v závislosti na šířce komplexů se jedná o průměrných 20 vzorků).

Následně došlo k posuzování jednotlivých pacientů a jejich odchylek (procentuálních) od průměru v jednotlivých vzorcích. Absolutními odchylkami tak byly rozdíly aktuálních hodnot od průměrných. Absolutní max charakterizuje maximální absolutní odchylku maximální křivky, kdežto absolutní min značí maximální absolutní odchylku minimální křivky od průměru. Relativní hodnoty jsou procentuálním vyjádřením absolutních hodnot. Za stoprocentní úsek celého souboru byla považována vzdálenost mezi maximem a minimem celého souboru.

Tab. 6 - Největší odchylky křivek od střední hodnoty

Největší odchylky od střední hodnoty					
Kanál	Číslo pacienta	Vzorek	Průměr [uV]	Absolutní max [uV]	Relativní max [%]
X	5	52	1213,9	3301,60	56,91
Y	10	68	1459,12	1526,05	41,23
Z	21	61	199,07	1286,22	36,39
Kanál	Číslo pacienta	Vzorek	Průměr [uV]	Absolutní min [uV]	Relativní min [%]
X	26	68	1459,12	2545,13	43,87
Y	29	66	1508,46	1461,32	39,48
Z	27	72	1127,40	1937,71	54,56

Z vypočtených hodnot se následně dá určit absolutní hodnota odchylek od střední hodnoty. Pohledem do předchozí tabulky, je možno pozorovat největší odchylku v kanálu X a to s hodnotou přesahující 3 mV. Při relativním procentuálním srovnání tak odchylky v některých vzorcích dosahovaly i hodnot přesahující hodnotu 50 %. Je pozoruhodné, že ačkoli se jedná o fyziologické záznamy, je jejich odlišnost v některých vzorcích takto veliká. Je také důležité zmínit, že se

nejedná o odlehlá pozorování. Nejmenší odchylky se ve všech kanálech a všech vzorcích pohybovaly v rozmezí 0,01 až 0,5 %.

Vůbec největší odchylky mezi jednotlivými pacienty byly sledovány v závislosti na kanále takto:

- kanál X - maximální relativní odchylka u maximální křivky - 56,91 %
- kanál Y - maximální relativní odchylka u maximální křivky - 41,23 %
- kanál Z - maximální relativní odchylka u minimální křivky - 54,56 %

Pokud by se QRS komplexy v jednotlivých kanálech řadily na R-peaky (viz. kapitola 7.1), tak by odchylky byly jistě menší. Větší odchylky způsobuje rozdílné časové trvání QRS komplexů, které, jak již bylo zmíněno, není možno zanedbat.

V dalším kroku jsou znázorněny takto rozpracované odchylky od středních hodnot u všech pacientů. Tyto maximální odchylky byly zprůměrnovány a vypočtena průměrná hodnota odchylek od střední hodnoty v závislosti na konkrétních kanálech.

Tab. 7 - Největší odchylky křivek od střední hodnoty (jednotliví pacienti)

Maximální procentuální odchylky v jednotlivých kanálech						
Číslo pacienta	X - relativní min odchylky [%]	X - relativní max odchylky [%]	Y - relativní min odchylky [%]	Y - relativní max odchylky [%]	Z - relativní min odchylky [%]	Z - relativní max odchylky [%]
1	18,51	6,13	3,78	12,40	31,21	9,57
2	19,08	28,21	26,57	39,42	16,77	14,26
3	4,98	19,25	6,53	6,22	0,02	19,04
4	33,53	12,41	29,14	2,00	15,90	22,21
5	8,55	56,91	1,51	18,49	9,12	22,14
6	7,60	24,63	7,67	15,31	19,33	8,68
7	28,37	46,32	28,02	7,19	22,91	12,56
8	3,44	6,97	11,63	3,54	4,76	3,00
9	12,07	6,24	17,29	40,04	13,23	3,48
10	11,79	4,50	17,40	41,23	15,42	4,23
11	9,88	2,35	16,97	40,36	13,24	2,86
12	3,16	5,68	27,44	7,26	16,48	0,80
13	14,37	2,10	10,91	3,92	15,14	7,55
14	12,86	1,54	22,49	4,40	19,11	14,46
15	20,52	0,01	3,67	19,13	17,96	19,67
16	12,85	2,71	13,10	13,24	17,65	30,79
17	11,80	42,84	18,59	2,32	9,65	2,99
18	22,82	9,55	5,82	24,07	2,56	21,45
19	11,06	8,97	19,96	3,55	10,74	12,52
20	7,48	14,69	15,41	11,70	0,28	28,07
21	5,71	50,10	1,95	35,93	16,85	36,22
22	20,08	4,66	26,90	1,88	11,61	11,67
23	2,16	13,61	29,70	4,91	7,74	16,90
24	12,19	7,15	13,08	21,40	25,11	9,67
25	20,60	6,57	3,50	32,88	17,30	15,38
26	43,87	5,74	13,76	36,73	12,19	29,64
27	17,42	28,06	12,48	8,88	54,56	0,96
28	4,84	4,52	24,50	1,57	23,30	22,86
29	33,32	10,47	39,48	4,03	12,91	32,05
průměr	15,00	14,93	16,18	16,00	15,62	15,02

Z předchozí tabulky vyplývá, že pokud se zhodnotí variabilita patientských záznamů ve všech kanálech, tak se získá hodnota cca 15,5 %. Tato hodnota má charakter průměrného relativního rozptylu.

8.2 Hodnocení dat s onemocněním (BPTR)

K dalšímu hodnocení byly vybrány záznamy BPTR. Toto hodnocení nebylo jedním z prvotních cílů práce, ale v zájmu další analýzy vektorkardiografických záznamů byla tato část přidána. Záznamy BPTR byly upraveny stejným způsobem jako fyziologické záznamy (odstranění artefaktů, korekce izolinie, atd.) a hodnoceny stejnými metodami. K hodnocení bylo vybráno všech 6 záznamů tohoto onemocnění, které databáze serveru physionet.org obsahovala.

Tab. 8 - Největší odchylky křivek od střední hodnoty (pacienti s BPTR)

Největší odchylky od střední hodnoty (BPTR)					
Kanál	Číslo pacienta	Vzorek	Průměr [uV]	Absolutní max [uV]	Relativní max [%]
X	3	78	673,52	2544,00	54,78
Y	3	72	716,25	1567,28	53,23
Z	3	78	1259,04	2458,99	49,29
Kanál	Číslo pacienta	Vzorek	Průměr [uV]	Absolutní min [uV]	Relativní min [%]
X	5	76	894,39	2138,19	46,04
Y	6	61	971,99	981,28	33,32
Z	6	67	537,01	1255,92	25,13

Srovnáním s předchozí tabulkou, byla pozorována největší odchylka v kanálu X a to s hodnotou přesahující 2500 uV. Při relativním procentuálním srovnání, tak i zde odchylky v některých vzorcích dosahovaly hodnot přesahujících 50 %.

Největší odchylky mezi jednotlivými pacienty s BPTR byly sledovány v závislosti na kanále takto:

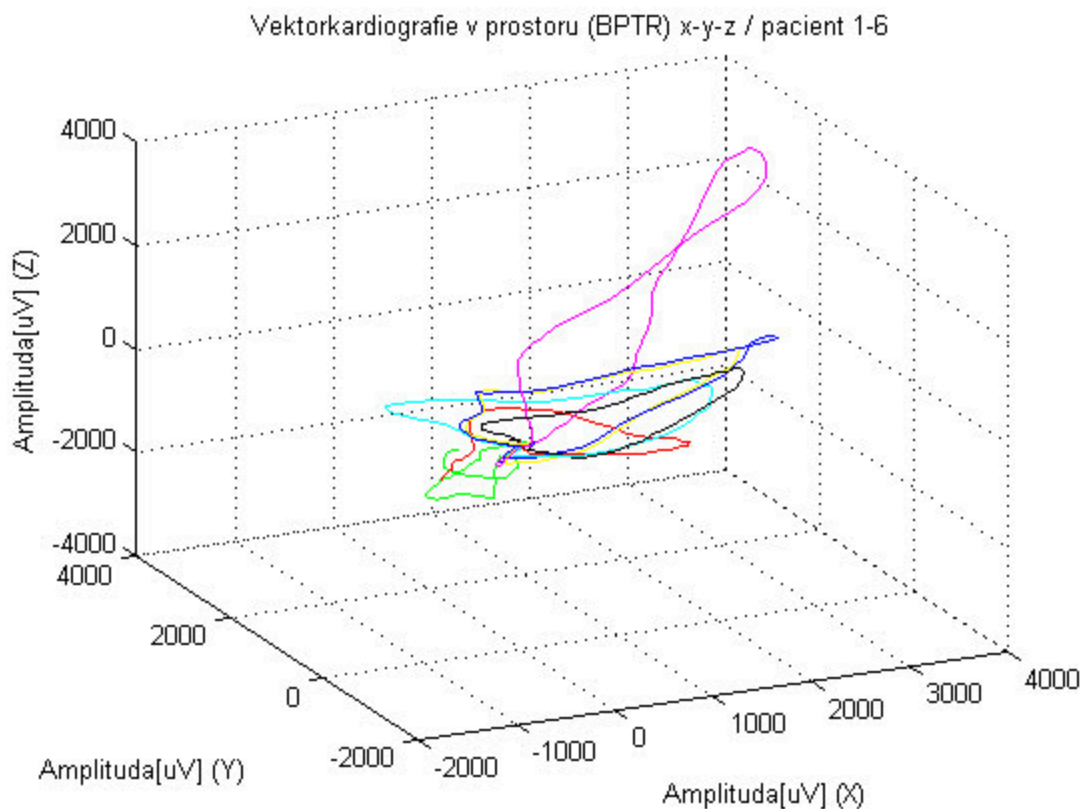
- kanál X - maximální relativní odchylka u maximální křivky - 54,78 %
- kanál Y - maximální relativní odchylka u maximální křivky - 53,23 %
- kanál Z - maximální relativní odchylka u maximální křivky - 49,29 %

Tab. 9 - Průměrné procentuální odchylky v jednotlivých kanálech od průměrné hodnoty

Maximální procentuální odchylky v jednotlivých kanálech (BPTR)						
číslo pacienta	X - relativní min odchylky [%]	X - relativní max odchylky [%]	Y - relativní min odchylky [%]	Y - relativní max odchylky [%]	Z - relativní min odchylky [%]	Z - relativní max odchylky [%]
1	30,43	26,16	26,47	18,95	9,60	11,87
2	21,85	29,06	9,61	19,98	14,10	6,47
3	15,76	54,78	5,23	53,23	0,93	49,29
4	46,04	18,59	14,26	12,19	8,00	1,07
5	13,47	10,77	5,47	14,96	25,13	1,80
6	11,93	13,22	33,32	7,13	7,25	4,32
průměr	23,25	25,43	15,73	21,07	10,83	12,47

Z předchozí tabulky vyplývá, že dané patientské záznamy s onemocněním pravého Tawarova raménka se v jednotlivých kanálech maximálně odklánějí od střední hodnoty v průměru o cca 18 %.

Ve vektorkardiografickém zobrazení se vyskytly jisté změny, popsané jako zploštění záznamu v ose Z.



Obr. 22 - zobrazení průměrných vektorkardiografií pacientů 1-6 v BPTR

8.3 Porovnání dat fyziologických pacientů a pacientů s BPTR

Dále byla hodnocena rozdílnost dvou průměrných křivek (fyziologické a pacientů s BPTR) v jednotlivých kanálech Frankova svodového systému. Zprůměrováním nedostatečného počtu dat však křivka nemůže zcela charakterizovat fyziologickou ani patofyziologickou skupinu dat.

Tab. 10 - Rozdíly mezi průměrnou zdravou a průměrnou patofyziologickou křivkou

Průměrná zdravá a patofyziologická křivka			
kanál	Vzorek	Absolutní největší rozdíl ve vzorku [uV]	Relativní největší rozdíl ve vzorku [%]
X	100	318,20	12,45
Y	67	609,01	37,88
Z	61	253,84	13,24

Mezi průměrnými křivkami se vyskytl největší rozdíl v kanále Y a to přes 37 %.

Diskuze a shrnutí výsledků

Zpracováním patientských dat nás vedlo k potvrzení hypotézy velké interindividuality patientských záznamů. Kvůli nedostatečného množství patientských dat, které obsahují fyziologické záznamy patientských EKG nahraných skrze Frankovu svodovou síť však nemůžeme vyvozovat z výzkumu žádné převratné závěry. Ověření teorie interindividuality by mělo být provedeno v počtu stovek až tisíců datových souborů, které by byly následně hodnoceny.

Pokud bychom hodnotili data za „surového“ stavu, či za jiných nastavených kritérií (např.: sjednocení záznamu na R - peaky komplexů), došli bychom jistě k jiným závěrům. Upravená data po odstranění rušivých složek vykazovala relativního rozptylu maxima a minima od střední hodnoty v průměru o 15,5 %. Největší relativní rozptyl dat se nacházel v kanále Y, avšak toto navýšení rozptylu není nijak významnější oproti ostatním kanálům Frankova svodového systému.

Pokud se zaměříme na data s patofyziologickými záznamy (BPTR), můžeme sledovat relativní rozptyl (interindividualitu) dat v průměru o 18 %. Tento výsledek však můžeme brát velmi orientačně (pouze 6 patientských záznamů). Průměrnou patofyziologickou křivku však lze následně srovnávat se zdravou křivkou. Zde sledujeme největší odchylky v kanále Y a to o hodnotu 37,87 %. Nyní se naskýtá možnost vytvořit další hypotézu k ověření. Lze rozlišit BPTR z Frankových záznamů dle změn v kanálu Y?

Závěr

Práce jejíž prvotním cílem bylo vyhodnocení interindividuality, shrnuje poznatky o variabilitě patientských záznamů v rámci Frankova svodového systému. Ať už tyto záznamy byly ovlivněny anatomickými strukturami či nedodrženými standardy během snímání dat, tak i přesto zůstává největším faktorem proměnlivosti dat jedinečnost každého lidského jedince.

Vektorkardiografie, které byla značná část práce věnována, je dosud opomíjenou diagnostickou metodou. Postupem času se však může stát vrcholem diagnostiky elektrického prostoru srdce. Tato práce může být považována za další krok k ověření a využívání Laufbergerovy prostorové teorie, který by přinesl odhalení diagnózy dle vektorkardiografické křivky.

Seznam použité literatury

- 1 ČÍHÁK, R. [i]Anatomie 3.[/i] 2. upravené vyd. Praha: Grada, 2004. 692 s. ISBN/EAN 80-247-1132-X / 9788024711324.
- 2 KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, a.s., 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- 3 RASZKOVÁ, Magdalena. Elektrokardiografické svody. In: *Masarykova univerzita: Lékařská fakulta* [online]. 2013 [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/>
- 4 MALMIVUO, J. a R. PLONSEY. OXFORD UNIVERSITYPRESS. *Bioelectromagnetism*. New York, 1995.
- 5 SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. OXFORD UNIVERSITY PRESS. *Atlas fyziologie člověka*. Vyd. 2. Praha, 1993, 352 s. ISBN 80-856-2379-X.
- 6 HAVLÍK, Jan. ČVUT BRNO. *Elektrokardiografie: Základy lékařské elektroniky*. Praha.
- 7 HOLCMANOVÁ, Veronika. *Znalosti všeobecných sester v technikách kontinuální monitorování EKG v intenzivní péči*. Brno, 2013. Diplomová práce. Masarykova univerzita Brno.
- 8 PENHAKER, Marek. VYSOKÁ ŠKOLA BÁŇSKÁ - TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vydání. Ostrava, 2004.
- 9 KOZUMPLÍK, Jiří a Jiří HOLČÍK. VUT BRNO. *Diskrétní metody zpracování biosignálů*. Brno, 1978.
- 10 ENVERDIS GMBH. *Enverdis GmbH* [online]. 2014 [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://www.enverdis.com/cardionometry/>
- 11 HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. UNIVERZITA PALACKÉHO OLOMOUC. *Přehled anatomie člověka*. Olomouc, 2004.
- 12 Hart. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://nl.wikipedia.org/wiki/Hart>

- 13 Převodní systém. MEDITORIAL. *Kardiochirurgie.cz* [online]. 2014 [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://www.kardiochirurgie.cz/prevodni-system>
- 14 Akční potenciál. MAXDORF. *Velký lékařský slovník* [online]. 2008 [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/lexikon-pojem/akcni-potencial-1>
- 15 KHAN, M. G. EKG a jeho hodnocení. 1. vyd. Praha: Grada, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- 16 KAUTZNER, J. Technické provedení srdeční resynchronizační terapie. *Kardiologická revue - mimořádné vydání*2004. s.18–21.
- 17 PROCHÁZKA, A. - HOŠŤÁLKOVÁ, E. Zpracování biomedicínských signálu a obrazů pomocí wavelet transformace. [i]Automatizace[i], červen 2007, roč. 50, č. 6, s.397–401. ISSN: 0005-125X.
- 18 *Physionet: the research resource for complex physiologic signals* [online]. [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://physionet.org/>
- 19 MARUNA, Pavel. *EKG vyšetření: seminář z patologické fyziologie*. 2012.
- 20 EKG zapisovač. *Opting servis* [online]. 2013 [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://www.optingservis.cz/index.php/nabidka-zboi/275-ekg-zapisova>
- 21 Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages]; Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>. 2000.
- 22 SMÍŠEK, Radovan. *Reprezentace srdečních cyklů pro jejich následnou klasifikaci*. Brno, 2013. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Marina Ronzhina.
- 23 Měření kvality elektrických procesů na srdci - elektrokardiografie. 2013. Dostupné z: <https://www.yumpu.com/sk/document/.../7-system-latkove-vymeny-fbmi>
- 24 OSMANČÍK, Pavel. *EKG učebnice* [online]. 2012 [cit. 2014-01-18]. 978-80-260-1763-9. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/1-2-0-0-cz-vlny-kmity-a-intervaly-na-ekg-krivce/1-2-1-0-cz-vlny-kmity-a-intervaly-na-ekg-krivce.html>

- 25 Vybavení pro výuku přírodovědných oborů: Elektrokardiografie. EDUFOR S.R.O. *Vernier.cz* [online]. 2014 [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://www.vernier.cz/produkty/podrobne-informace/kod/EKG-BTA>
- 26 HANZELKA, Adam. *Korekce kolísání nulové izolinie*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické Brno.
- 27 Kubicky spline RŮŽIČKOVÁ, I; FAJMON, B. *Matematika 3* [online]. Brno: Elektronický text FEKT, 2005 [cit. 2011-01-04]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/portal3/index.php?gm=gm_detail_predmetu&apid=98023&wapp=portal&parent=2&tail=2&lang=0&p4rew=done.
- 28 KAPLAN, D. T. Simultaneous QRS detection and feature extraction using simple matched filter basis functions. *Computers in Cardiology 1990 : Proceedings* [online]. 1990, no., [cit. 2011-05-20]. Dostupné z: www.ieeexplore.ieee.org.
- 29 DAREBNÍKOVÁ, Monika. *Vyhodnocení biologických signálů*. Ostrava, 2012. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- 30 NĚMEČEK, Tomáš. *Úzkopásmové filtry pro signály EKG*. Brno, 2012. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/11933/Tomas_Nemecek_BP.pdf?sequence=1. Bakalářská práce. VUT Brno.
- 31 RYŠÁNEK, Jan. *Úzkopásmová filtrace signálu EKG*. Brno, 2010. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/xmlui/bitstream/handle/11012/14302/Ry%C5%A1%C3%A1nek_Jan_BP.pdf?sequence=2. Bakalářská práce. VUT Brno.
- 32 RACEK, Tomáš. *Rychlé číslicové filtry pro signály EKG*. Brno, 2011. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/xmlui/bitstream/handle/11012/27/Diplomov%C3%A1_prace.pdf?sequence=2. Bakalářská práce. VUT Brno.
- 33 HANDL, Marek. *Měření EKG signálu a realizace detektoru QRS komplexu*. Brno, 2011. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/2044/Marek_Handl_BP.pdf?sequence=2. Bakalářská práce. VUT Brno.
- 34 DOLEJŠÍ, Petr. *Semestrální práce z předmětu zpracování biologických signálů*. Dostupné z: <http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/newbiolab/teach/prezentace/Dolejsi/>
- 35 MATHWORKS, Inc. *Matlab Help*. 2010 [cit. 2014-04-28].

- 36 MBACHU C.B a OFFOR K.J. *REDUCTION OF POWERLINE NOISE IN ECG SIGNAL USING FIR DIGITAL FILTER IMPLEMENTED WITH HAMMING WINDOW*. Uli, Nigérie. Dostupné z: <http://www.ijset.net/5-c/IJSET%2028.pdf>. Akademická práce. Anambra State University, ISSN 2278-3687.
- 37 JEŽEK. *Interpolace funkcí*. Plzeň. Západočeská univerzita v Plzni.
- 38 ČMEJLA, Roman. *EKG II*. ČVUT Praha, 2012. Dostupné z: <http://sami.fel.cvut.cz/bsg/BSG06.txt> [cit. 2014-04-28].
- 39 Blokáda pravého tawarova raménka. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2014-04-28]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Blok%C3%A1da_prav%C3%A9ho_Tawarova_ram%C3%A9nka
- 40 SZPYRC, Bogdan. *Měření parametrů kardiovaskulárního systému*. Brno, 2008. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/xmlui/bitstream/handle/11012/3745/BP_Szpyrc_Bogdan.pdf?sequence=2. Bakalářská práce. VUT Brno.
- 41 CHURANĚ, Milan. *KDO BYL KDO v našich dějinách ve 20. století: Vilém Laufberger* [online]. 1998, ISBN 80-85983-65-6 [cit. 2014-04-28]. Dostupné z: <http://www.libri.cz/databaze/kdo20/contents.php>
- 42 BIOLOGICKÝ ÚSTAV (ČESKOSLOVENSKÁ AKADEMIE VĚD), Ústřední ústav biologický. *Československá fyziologie: Svazek 24*. 1975.
- 43 *Centrum preventivní medicíny při Ústavu preventivního lékařství LF MU: Jaké nemoci nás nejvíc ohrožují* [online]. 2014 [cit. 2014-04-28]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/centrumprevence/informace-pro-vas/rizika-nemoci/3-jake-nemoci-nas-nejvic-ohrozuji.html>

Přílohy

- I.** Programová realizace (příloha na CD)
- II.** Zdrojové soubory (příloha na CD)
- III.** Statistická data (příloha na CD)