

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra měřicí a řídicí techniky**

**Online mapování šířky QRS komplexu během  
implantace komorové elektrody**

Disertační práce

**V Třinci, červen 2012**

**Ing. Jakub Pindor**

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracoval samostatně.*

*Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.*

.....

*Datum odevzdání disertační práce: 29. 6. 2012*

## **Poděkování**

Chtěl bych touto cestou velmi poděkovat vedoucímu mé disertační práce prof. Ing. Vilémovi Srovnalovi, CSc. a Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za cenné rady, konzultace a připomínky spojené s vypracováním mého úkolu.

Zároveň bych rád poděkoval MUDr. Otovi Jiravskému za spolupráci a umožnění realizace navrženého systému během implantace trvalého kardiostimulátoru v Nemocnici Podlesí a.s. v Třinci.

## **Abstrakt**

Trvalá kardiostimulace v rámci léčby bradyarytmií, může negativně ovlivnit aktivaci obou komor srdečních a může vést k významné komorové dyssynchronii. Tato práce se zabývá analýzou EKG signálu a návrhem stimulační pozice na základě šířky stimulovaného QRS komplexu, s úmyslem předcházet rozvoji komorové dyssynchronie.

V rámci řešení práce byl vytvořen měřicí systém pro detekci hranic QRS komplexu založený na vlnkové transformaci a adaptabilním prahování. Spolehlivost algoritmu byla ověřena na dvou standardních databázích z mezinárodního projektu pro standardizaci v elektrokardiografii. Systém byl úspěšně otestován během několika implantací trvalého kardiostimulátoru na elektrofyzilogických sálech v Nemocnici Podlesí a.s. v Třinci.

Navržený a realizovaný systém může být vhodným nástrojem k dosažení lepších stimulačních výsledků, a může tak zabránit v částečné míře progresi srdečních onemocnění, které léčba trvalou kardiostimulací občas způsobuje.

## **Abstract**

The pacing for permanent pacing in bradyarrhythmias can influence ventricular activation and can contribute to marked asynchrony in extremity. In this work, there's searched the position for right ventricular pacing according the paced QRS duration.

There was evaluated the system for detection of QRS boundaries based on the wavelet transform and an adaptive thresholding. The reliability of an algorithm was verified by two standard CSE databases. The system was tested during pacemaker implantation in Department of Cardiology, Heart Center, Hospital Podlesí Třinec.

The invented and implemented system is an instrument for an attainment of better stimulation results, and it could prevent a progression of heart diseases, which a treatment by permanent paging cases occasionally.

## **Klíčová slova**

Adaptabilní prahování, stimulační pozice, šířka QRS komplexu, trvalá kardiostimulace, vlnková transformace, zpracování EKG signálu.

## **Keywords**

Adaptive thresholding, ECG signal processing, pacing site, permanent pacing, width of QRS complex, wavelet transform.

## Seznam použitých symbolů a zkratek

WHO	světová zdravotnická organizace
USA	Spojené státy Americké
SIP	Sickness Impact Profile, standardizovaný dotazník
SF	Short-form, obecný dotazníku
NSS	náhlá srdeční smrt
AIDS	syndrom získané poruchy imunity
KT	komorová tachykardie
FK	fibrilace komor
ICHS	ischemická choroba srdeční
DKMP	dilatační kardiomyopatie
QT	interval QT, měří se od začátku kmitu Q do konce vlny T
LK	levá komora srdeční
TTE	transthorakální echokardiografie
TEE	transezofageální echokardiografie
CT	počítačová tomografie
EKG	elektrokardiogram
MRI	magnetická rezonance
PSK	programovaná stimulace komor
NSKT	nesetrvalá komorová tachykardie
ICD	implantabilní kardioverter - defibrilátor
ST	ST úsek, časové období od konce komplexu QRS do začátku vlny T
ČR	Česká republika
EF	Ejekční frakce
MADIT	Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial, studie
AKMP	arytmogenní kardiomyopatie
NYHA	New York Heart Association, klasifikace závažnosti onemocnění
CHSS	chronické srdeční selhání
QRS	QRS komplex je souhrnným označením kmitů Q, R a S a znamená depolarizaci komorové svaloviny
SRL	srdeční resynchronizační léčba
ICD/BIV	implantabilní kardioverter - defibrilátor s možností

	biventrikulární stimulace
CRP	C – reaktivní protein
LMW	nízkomolekulární
INR	koagulační vyšetření
RTG	rentgen
MP	metodický postup
LV	levokomorové
EURID	identifikační karta pacientů s ICD
NANDA	mezinárodní diagnostický systém, k precizní identifikaci problémů pacientů - ošetrovatelských diagnóz

## Obsah:

<b>1</b>	<b>ÚVOD.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>ČINNOST SRDCE.....</b>	<b>2</b>
2.1	ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE.....	2
2.2	VLASTNOST AUTOMACIE.....	3
2.3	KLIDOVÝ MEMBRÁNOVÝ POTENCIÁL.....	3
2.4	AKČNÍ POTENCIÁL.....	4
2.5	GRADIENT SRDEČNÍ AUTOMACIE.....	5
2.6	BRADYARYTMIE.....	5
2.7	SRDEČNÍ SELHÁNÍ.....	5
<b>3</b>	<b>TRVALÁ KARDIOSTIMULACE.....</b>	<b>7</b>
3.1	TRVALÁ KARDIOSTIMULACE PRO BRADYARITMII.....	7
3.2	INDIKACE K TRVALÉ KARDIOSTIMULACI.....	7
3.3	PROVEDENÍ IMPLANTACE.....	9
3.4	LOKALIZACE ELEKTROD.....	9
<b>4</b>	<b>ELEKTROKARDIOGRAM.....</b>	<b>12</b>
4.1	POPIS EKG.....	12
4.2	SRDEČNÍ CYKLUS.....	14
4.3	STANDARDNÍ 12-TI SVODOVÝ SYSTÉM PRO SNÍMÁNÍ EKG.....	14
<b>5</b>	<b>EKG ARTEFAKTY.....</b>	<b>17</b>
5.1	BIOLOGICKÉ ARTEFAKTY.....	17
5.2	TECHNICKÉ ARTEFAKTY.....	17
5.2.1	<i>Základní šum.....</i>	<i>18</i>
5.2.2	<i>Elektromagnetická interference.....</i>	<i>18</i>
5.2.3	<i>Síťový šum.....</i>	<i>18</i>
5.2.4	<i>Artefakty spojené s umístěním elektrody.....</i>	<i>18</i>
<b>6</b>	<b>CÍL PRÁCE.....</b>	<b>19</b>
6.1	OBECNÉ CÍLE PRÁCE.....	19
6.2	APLIKAČNÍ CÍLE.....	19
<b>7</b>	<b>ZPRACOVÁNÍ EKG SIGNÁLU.....</b>	<b>20</b>
7.1	ANALÝZA EKG V ČASOVÉ OBLASTI.....	20
7.2	ANALÝZA EKG V KMITOČTOVÉ OBLASTI.....	21
7.3	VLNKOVÁ TRANSFORMACE.....	21
7.4	APLIKACE VLNKOVÉ TRANSFORMACE.....	25
7.4.1	<i>Potlačování rušivých složek.....</i>	<i>25</i>
7.4.2	<i>Tvrde prahování.....</i>	<i>26</i>
7.4.3	<i>Měkké prahování.....</i>	<i>26</i>
7.4.4	<i>Stanovení prahových hodnot.....</i>	<i>26</i>
7.4.5	<i>Univerzální a empirický práh.....</i>	<i>26</i>
7.4.6	<i>Práh vycházející ze zobecněného Gaussova rozložení koeficientů.....</i>	<i>27</i>
<b>8</b>	<b>NÁVRH A REALIZACE MĚŘÍCIHO ŘETĚZCE.....</b>	<b>28</b>
8.1	ÚČINKY ELEKTRICKÉHO PROUDU NA LIDSKÝ ORGANISMUS.....	29
8.1.1	<i>Elektrická impedance lidského těla.....</i>	<i>29</i>
8.1.2	<i>Účinky proudu.....</i>	<i>30</i>
8.1.3	<i>Účinky sinusového střídavého proudu v rozsahu 15 Hz až 100 Hz.....</i>	<i>34</i>
8.1.4	<i>Účinky stejnosměrného proudu.....</i>	<i>36</i>

8.2	KONSTRUKCE ZDRAVOTNICKÝCH ELEKTRICKÝCH PŘÍSTROJŮ .....	37
8.2.1	<i>Požadavky na zdravotnické elektrické systémy</i> .....	37
8.3	MĚŘÍCÍ ELEKTRICKÝ SYSTÉM .....	39
8.4	BLUETOOTH .....	40
8.4.1	<i>Architektura Bluetooth</i> .....	41
8.4.2	<i>Profily</i> .....	42
8.4.3	<i>Zabezpečení technologie Bluetooth</i> .....	43
8.4.4	<i>Autentizace a šifrování Bluetooth</i> .....	44
8.5	BLUETOOTH EKG ZÁZNAMNÍK .....	45
8.5.1	<i>Technické parametry a specifikace</i> .....	45
8.5.2	<i>Komunikační protokol</i> .....	46
8.5.3	<i>Struktura datového balíčku</i> .....	47
<b>9</b>	<b>NÁVRH VYHODNOCOVACÍHO ALGORITMU</b> .....	<b>50</b>
9.1	DETEKCE QRS KOMPLEXU .....	50
9.1.1	<i>Předzpracování EKG signálu</i> .....	51
9.1.2	<i>Filtrace vlnkovou transformací</i> .....	53
9.1.3	<i>Prahování pro detekci QRS komplexu</i> .....	56
9.2	NALEZENÍ VRCHOLU DOMINANTNÍHO KMITU QRS KOMPLEXU .....	59
9.3	DETEKCE ZAČÁTKU A KONCE QRS KOMPLEXU .....	60
9.3.1	<i>Nalezení výchozích bodů pro stanovení hranic QRS komplexu</i> .....	60
9.3.2	<i>Stanovení začátku a konce QRS komplexu</i> .....	63
<b>10</b>	<b>TESTOVÁNÍ A OVĚŘOVÁNÍ NAVRHNUTÉHO ALGORITMU</b> .....	<b>65</b>
10.1	MEZINÁRODNÍ PROJEKT PRO STANDARDIZACI V ELEKTROKARDIOGRAFII .....	65
10.1.1	<i>Standardizace EKG měření</i> .....	65
10.1.2	<i>CSE referenční knihovna pro měření</i> .....	65
10.1.3	<i>Vizualizace EKG analýzy</i> .....	66
10.1.4	<i>CSE měřicí standard</i> .....	66
10.2	DETEKCE QRS KOMPLEXU .....	66
10.2.1	<i>MIT/BIH arrhythmia databáze</i> .....	67
10.2.2	<i>Výsledky testování</i> .....	67
10.2.3	<i>Příklady detekce QRS komplexů</i> .....	69
10.3	STANOVENÍ ZAČÁTKU A KONCE QRS KOMPLEXU .....	71
10.3.1	<i>QT databáze</i> .....	72
10.3.2	<i>Výsledky testování</i> .....	72
10.3.3	<i>Příklady detekce začátků a konců QRS komplexů</i> .....	76
<b>11</b>	<b>APLIKACE PRO KLINICKÉ MĚŘENÍ</b> .....	<b>78</b>
11.1	APLIKACE MĚŘENÍ QRS .....	78
11.2	KOMUNIKACE A PŘENOS DAT .....	80
<b>12</b>	<b>KLINICKÉ MĚŘENÍ</b> .....	<b>83</b>
12.1	POSTUP IMPLANTACE S VYHODNOCOVÁNÍ ŠÍŘKY QRS KOMPLEXU .....	83
12.2	ROZSAH HODNOT ŠÍŘEK STIMULOVANÝCH QRS KOMPLEXŮ .....	87
<b>13</b>	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>90</b>
	<b>LITERATURA</b> .....	<b>93</b>
	<b>SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA</b> .....	<b>99</b>



# 1 Úvod

Srdce je velký svalový orgán ve středu hrudníku. Funkcí srdce je čerpat krev dvěma oddělenými krevními oběhy, velkým a malým. Ve velkém oběhu čerpá srdce krev do tepen skrz srdečnici (aortu), ústřední tepnu těla. Tato krev cirkuluje orgány a tkáněmi a dodává jim živiny a kyslík. Žilami se pak krev vrací do srdce, poté co z ní byl extrahován kyslík pro potřeby periferních tkání. Srdce následně čerpá krev do malého, plicního oběhu k okysličení. Krev s obnoveným obsahem kyslíku se pak vrací do srdce. Tento proces se opakuje 50 až 60 krát každou minutu. K zajištění koordinovaného čerpání je srdce vybaveno tzv. elektrickým převodním systémem. Elektrické impulzy se pravidelně tvoří v centru v pravé síni. Srdeční vzruch je dále šířen srdeční svalovinou pomocí převodních drah, které jsou umístěny jak v síních, tak v komorách.

Elektrický převodní systém může být postižen řadou onemocnění. Při nedostatečné funkci dochází ke zpomalení srdeční frekvence pod normální stav nebo může dojít i k výpadkům řídicích srdečních impulsů. Projevy a příznaky při nízké srdeční frekvenci mohou být různé. Významný pokles srdeční frekvence se může projevit závratí, mdlobou a ztrátou vědomí s možným pádem a poraněním. Obtíže jsou způsobeny neschopností zpomaleně tepajícího srdce přečerpat dostatečné množství krve a zajistit prokrvení a správnou funkci důležitých životních orgánů. Po vyloučení odstranitelných příčin pomalé tepové frekvence a při přetrvání poruchy a příznaků je jedinou a racionální léčebnou metodou implantace kardiostimulátoru. Podle charakteru srdeční poruchy je zvolen typ přístroje, který pomůže odstranit nebo alespoň omezit potíže.

Srdce funkce je však nejvíce ovlivněna poruchami vedení na úrovni srdečních komor, kdy porušení synchronní aktivace nepříznivě ovlivňuje srdeční výkon, a tím dále přispívá k progresi srdečního postižení. Míra poruchy komorového vedení představuje významný rizikový faktor nepříznivě ovlivňující mortalitu u pacientů s chronickým srdečním selháním. K prodloužení aktivace komor, které se na povrchovém elektrokardiogramu (EKG) projeví rozšířením QRS komplexu, může dojít vlastní stimulací pravé komory srdeční při trvalé kardiostimulaci. Hlavním aspektem je uložení stimulační elektrody v dutině pravé komory. Její nevhodné umístění vede k srdeční aktivaci, která je podobná aktivaci při blokádě levého raménka Tawarova, a dochází tak k rozdělení levé komory na časně a pozdně aktivované segmenty.

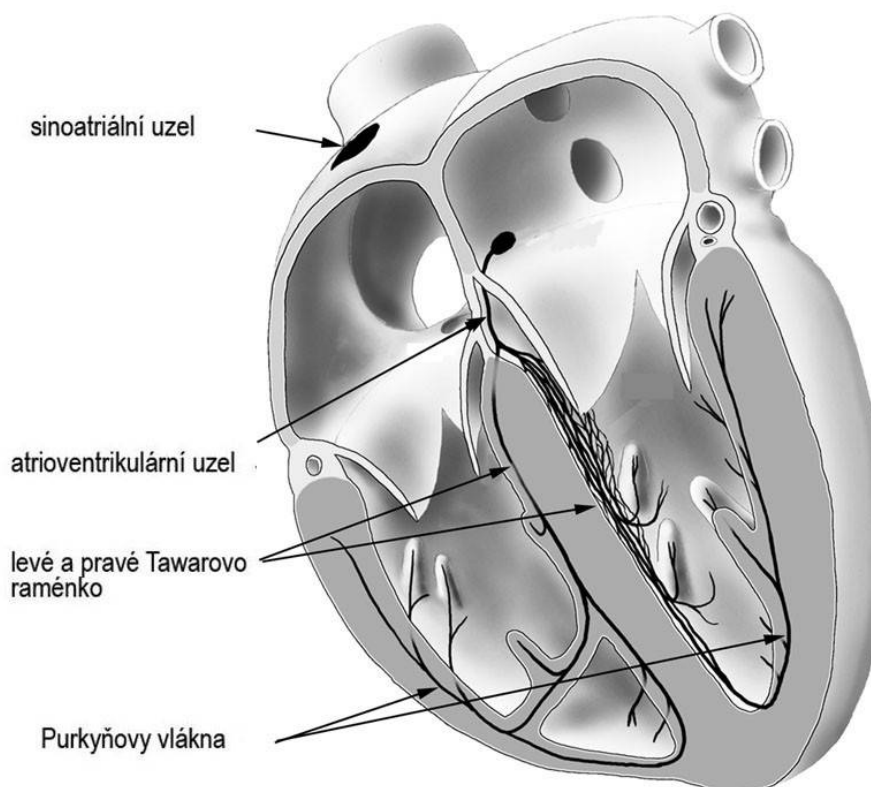
Cílem této práce bylo vytvořit měřicí systém, který by se stal nástrojem pro nejvhodnější umístění stimulační elektrody pro trvalou kardiostimulaci, na základě online mapování šíře stimulovaného QRS komplexu v pravé komoře srdeční během samotné implantace. Za vhodné místo by měla být vybrána poloha vedoucí k nejužšímu stimulovanému QRS komplexu. Cílem je tedy dosáhnout fyziologické aktivace obou komor jak u nativního zdravého srdce a předejít tak rozvoji srdečního selhání.

## 2 Činnost srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který pod tlakem pohání krev v oběhu krevním tím, že se rytmicky smršťuje a ochabuje. Srdce má tvar nepravidelného kužele s bází obrácenou dozadu vzhůru a s hrotem směřujícím dopředu dolů a doleva. Je uloženo v mezihrudí, za hrudní kostí, jednou třetinou je vpravo od střední čáry, dvěma třetinami vlevo od střední čáry. Srdce dospělého člověka má hmotnost 230 – 340 g. Hmotnost srdce závisí na věku člověka a objemu srdeční svaloviny. Srdce jako svalová pumpa má čtyři dutiny (dvě síně a dvě komory), jež se v navazujícím sledu plní krví a vyprazdňují se. Podměty vedoucí k rytmickému smršťování srdeční svaloviny vznikají přímo ve zvláštním typu srdeční svaloviny – v převodním srdečním systému, který elektrické vzruchy vzniklé v uzlech převodního systému rozvádí ke svalovině komor a síní.

### 2.1 Elektrická aktivita srdce

Funkčními jednotkami srdeční svaloviny jsou srdeční svalová vlákna (řetězy buněk), která jsou schopna vzrušivosti. To znamená, že odpovídají na elektrický podnět vzruchem (akčním potenciálem), vedou jej a po případě i samovolně tvoří. Tato schopnost je typická pro část srdečních vláken, které postrádají téměř stažlivost a nazývají se srdeční převodní soustava. Naproti tomu vlákna pracovního myokardu (srdečního svalu) nejsou za normálních okolností schopna samovolné tvorby vzruchů a jejich hlavní funkcí je mechanická čerpací práce srdce. [1]



Obr. 1.: Převodní systém srdeční [33]

Převodní systém srdeční zajišťuje postupnou elektrickou aktivaci srdečních oddílů (obrázek 1). Vzruch v srdci vzniká primárně v sinoatriálním (SA) uzlu, který je uložen ve stěně pravé síně. Tvarem připomíná kapku, jejíž širší část leží při ústí horní duté žíly,

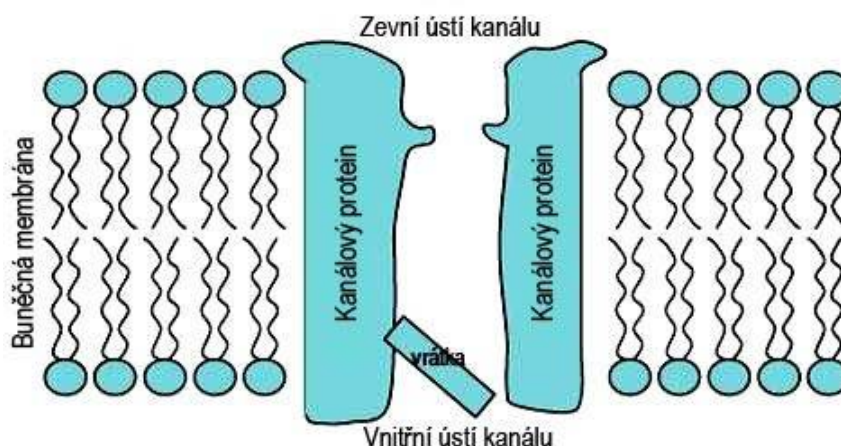
zužující se část zasahuje asi do poloviny síně. SA uzel je přirozený udavatel rytmu, frekvence jeho vzruchů určuje u zdravého srdce frekvenci srdečních stahů.

U zdravého člověka je jediným místem převodu elektrických dějů ze síní na komory atrioventrikulární (AV) uzel. Šíření vzruchu v něm je zpožděno. Toto uzlové zpoždění slouží k umožnění dokončení síňové kontrakce, a tím k doplnění objemu komor před jejich vlastní kontrakcí. AV uzel leží subendokardiálně v dolní části pravé síně a jeho dolní část plynule přechází do Hisova svazku pronikajícího membránovým septem mezi komorami a síněmi a dosahujícího Tawarových ramének. Levé se dělí na přední a zadní větev, pravé probíhá nerozděleno podél pravého okraje mezikomorové přepážky. Raménka končí v Purkyňových vláknech, tvořící subendokardiálně uloženou síť v úrovni obou komor.[2]

## 2.2 Vlastnost automacie

Pro činnost srdce, která v sobě zahrnuje jak děje elektrické (vznik a šíření elektrického podráždění), tak děje mechanické (stah srdeční svaloviny – kontrakci), je důležitá existence různých typů buněk s odlišnými elektrickými vlastnostmi membrán, které jsou z obecného hlediska dány rozlišením zastoupením iontových kanálů a načasováním jejich otevírání, zavírání, popřípadě jejich inaktivací v membráně těchto buněk (obrázek 2). Na rozdíl od kosterní svaloviny vzniká u srdečního svalu podráždění uvnitř orgánu samotného.

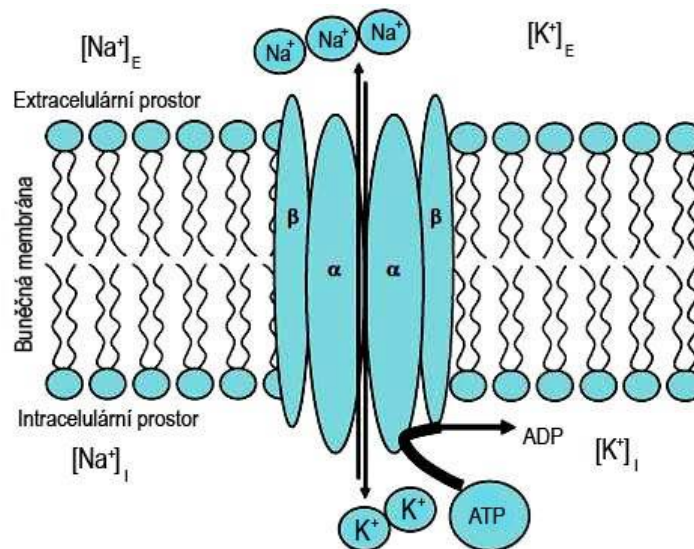
Tento jev se označuje jako autonomie srdce. Z hlediska buněčných spojení, buňky síňového a komorového myokardu nejsou od sebe izolovány, ale jsou propojeny pomocí speciálních bílkovinných struktur v jejich membránách.



Obr. 2.: Obecné schéma iontového kanálu s vrátkovacím systémem [3]

## 2.3 Klidový membránový potenciál

Membrána všech buněk v klidu je polarizována, tzn., že jsme schopni naměřit napětí mezi vnitřkem a vnějškem buňky. Je to způsobeno přítomností sodíko-draslíkové pumpy (obrázek 3), jejíž aktivita je udržována dodávkou energie získávané z adenosintrifosfátu (ATP). Ta čerpá sodíkové ionty do extracelulárního prostoru a draslíkové do prostoru intracelulárního. Na základě jejich rozdílných koncentrací vně a uvnitř buňky vznikají elektrické koncentrační články, draslíkový s potenciálem -90 mV a sodíkový s potenciálem +60 mV. V klidu jsou více otevřeny draslíkové kanály, proto převládá úloha draslíkového článku a potenciál uvnitř buňky -70 mV je blízký rovnovážnému draslíkovému potenciálu.[3]

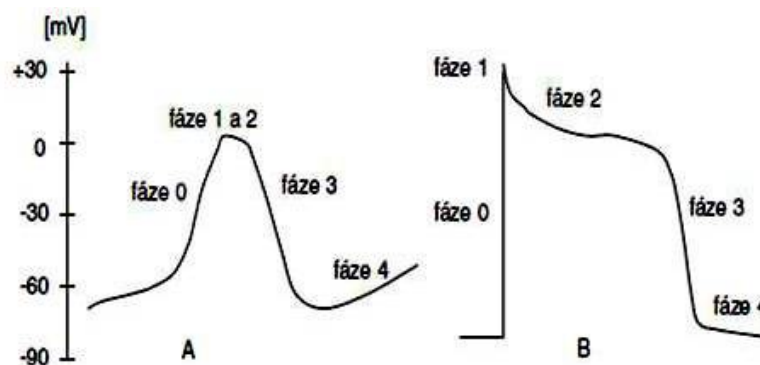


Obr. 3.: Sodíko-draslíková pumpa [3]

## 2.4 Akční potenciál

Podráždění vede ke vzniku tzv. akčního napětí. U buněk pracovního myokardu se otevírají napěťově závislé sodíkové kanály a  $\text{Na}^+$  velice rychle vstupuje do buňky. Tato fáze akčního napětí se označuje jako rychlá depolarizace (fáze 0, viz obrázek 4). Napětí, které v tomto okamžiku můžeme naměřit, se blíží hodnotě sodíkového koncentračního članku a dosahuje k hodnotám +30 mV, na rozdíl od -70 mV v klidovém rozložení.

Následným otevíráním draslíkových kanálů se nastartuje návrat změn polarity membrány ke klidovým hodnotám – repolarizace, opět v několika fázích: fáze 1 – časná rychlá repolarizace (+30 až +5 mV), fáze 2 – závěrečná rychlá repolarizace (0 až -70 mV). Velice důležitý je vápníkový proud  $I_{\text{Ca}}$  vytvářející tzv. plató (fáze 2, kolem 0 mV), který zpomaluje průběh repolarizace a prodlužuje úsek, v průběhu kterého je srdce zcela nedrážditelné (během fáze 0, 1 a 2 – absolutní refrakterní perioda). Buňky převodního systému (především SA a AV uzlu) mají schopnost membrány spontánně (bez vnějších impulzů) pomalu depolarizovat (neexistuje stabilní klidový potenciál, hodnota potenciálu ve fázi 4 stále stoupá). Je to způsobeno proudem  $\text{Ca}_{2+}$  pouze s malým příspěvkem  $\text{Na}^+$ . Při -50 mV je dosaženo prahové hodnoty, spontánně vzniklá depolarizace se pak šíří dále převodním systémem na kontraktilní elementy a je podkladem srdeční automacie, kdy srdce je schopno se stahovat i mimo organismus a při zajištění určitých podmínek přežít poměrně dlouhou dobu. [2]



Obr. 4.: Akční potenciál buněk s vlastností automacie (A) a buněk pracovního myokardu (B) [3]

## 2.5 Gradient srdeční automacie

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

## 2.6 Bradyarytmie

Poruchy srdečního rytmu představují dnes jednu z velmi častých potíží nemocných a v případě maligních arytmií nejčastější příčinu náhlých úmrtí. Bradyarytmie je zpomalení srdeční frekvence. Jedná se o kompenzační reakci srdce na různé podněty. Jako patologický jev ji hodnotíme, pokud je neúměrná situaci (většinou při zátěži). Základním aspektem u bradyarytmií je z praktického hlediska stanovení závažnosti a určení nutnosti trvalé kardiostimulace. Bradyarytmie, které vedou k zástavě srdce v důsledku sinoatriální nebo atrioventrikulární blokády, způsobují symptomatologii synkop, presynkop, či kolapsů.

V praxi se můžeme setkat s celou řadou bradyarytmií, ale léčba těchto poruch rytmu je indikována jen pro symptomatické bradyarytmie. Z tohoto důvodu je zásadní dát nálezy bradyarytmií do souvislosti se symptomatikou.[4]

Podle českých zásad pro implantace kardiostimulátorů a defibrilátorů je velmi zjednodušeně indikována implantace kardiostimulátoru pro symptomatické bradyarytmie, asystolie trvající déle než 3 vteřiny, záchyt srdeční frekvence pod 40/min, nebo asymptomatická a symptomatická blokáda II. a III. stupně.[5]

## 2.7 Srdeční selhání

V kontrastu s bradyarytmiemi je srdeční funkce do značné míry ovlivněna poruchami vedení na úrovni srdečních komor. Normální kontrakce obou srdečních komor je synchronní, tj. aktivace levé komory předchází asi o 10 ms aktivaci komory pravé a v komorách samotných se elektrický impuls šíří velmi rychle sítí subendokardiálně uložených vláken.[6] K prodloužení aktivace komor, které se na povrchovém EKG projeví rozšířením QRS komplexu, může dojít ze dvou základních důvodů. Prvním z nich je poškození subendokardiálně uložené sítě buněk převodního systému, které vede ke zpomalení vedení uvnitř vlastní srdeční dutiny (nitrokomorová porucha vedení), druhým důvodem může být porušená synchronie aktivace obou komor (aktivace jedné komory opožděna vůči aktivaci komory druhé – mezikomorová porucha vedení).[3] Dlouhou dobu byly poruchy komorového vedení vzruchu považovány za průvodní jev dilatace srdce. V současné době však existuje řada důkazů o tom, že porušení synchronní aktivace nepříznivě ovlivňuje srdeční výkon, a tím dále přispívá k progresi srdečního postižení. Podobně představuje míra poruchy komorového vedení, vyjádřená šíří QRS komplexu, významný rizikový faktor nepříznivě ovlivňující mortalitu u pacientů s chronickým srdečním selháním (CHSS).[7]

Chronické srdeční selhání je závažné onemocnění s velmi špatnou prognózou v okamžiku stanovení diagnózy. Jde o abnormní srdeční funkci s aktivací nehumorálních mechanismů, což společně vede ke snížení tolerance zátěže, k retenci tekutin a ke zkrácení života. CHSS je jednou z největších ekonomických zátěží ve zdravotnictví. Prognóza srdečního selhání je i přes četné pokroky špatná a polovina nemocných umírá do 4 let od stanovení diagnózy. Bohužel přes výrazné pokroky v možnostech ovlivnění špatné prognózy

se stále ukazuje, že vysoké procento těchto nepříznivých dat přetrvává v důsledku nedostatečného uplatnění efektivní léčby.[8]

Z recentní analýzy více než 5 000 pacientů s CHSS vyplývá, že přítomnost blokády levého raménka Tawarova (BLRT) na povrchovém EKG je spojena s 60–70% vyšším rizikem mortality. Při poruchách nitrokomorového vedení dochází k rozdělení levé komory na časně a pozdně aktivované segmenty. V okamžiku kontrakce časně aktivovaných srdečních segmentů je v komoře minimální napětí a rychlé systolické zkrácení v dané oblasti není následováno vzestupem tlaku, protože ostatní oblasti komory jsou inaktivní. Pozdně aktivované okrsky jsou tak vystaveny pasivní distenzi, a při následné kontrakci pracují s větším přetížením. V pozdní systolické fázi dochází naopak kontrakcí těchto oblastí k distenzi časně aktivovaných segmentů, které pak slouží jako nitrokomorový rezervoár krve, která by byla jinak vypuzena z levé komory do systémového oběhu. Výsledkem je částečné přelévání krve z jedné části levé komory do druhé.

### 3 Trvalá kardiostimulace

Trvalá kardiostimulace se k léčbě bradykardií používá už více než 50 let a v průběhu této doby byla účinnost této terapie, pokud jde o takové parametry, jako je kvalita života pacienta, morbidita a mortalita, potvrzena objektivně jak na základě klinické praxe, tak i na základě řady randomizovaných studií.

#### 3.1 Trvalá kardiostimulace pro bradyaritmii

Kardiostimulace je dráždění (stimulace) srdce uměle vytvořenými impulsy implantabilním kardiostimulátorem, které nahradí poškozenou tvorbu srdečních vzruchů anebo překlenou poruchu převodního systému. Kardiostimulátor je tvořen generátorem a elektrodou (elektrodami). Generátor obsahuje časovač řízený krystalem řízeného oscilátoru a logické obvody. Dále jsou zde výstupní obvody, obvody snímače a řídicí obvody. Dochází tu k tvarování velikosti a šíře stimulačních impulsů, periody apod. Výstupní obvod upravuje proudový odběr kardiostimulátoru. Zdrojem elektrické energie jsou u implantabilních kardiostimulátorů lithium-jodidové články s životností až 15 let a napětím 2,8 voltu.

Elektroda se sestává z přístrojové koncovky (je nutná kompatibilita s kontaktním systémem generátoru), z těla elektrody tvořeného jedno- nebo několikavodičovou spirálou elektricky izolovanou silikonovým kaučukem či polyuretanem a z vlastní elektrody zajišťující stimulaci a vnímání. Fixace elektrody k endomyokardu byla dříve pasivní (zpětné háčky nebo trny), dnes se používá aktivní (zašroubovatelná spirála). K zajištění co nejnižšího stimulačního prahu v prvních měsících po implantaci mají elektrody některých výrobců v hrotu depo steroidu (dexametazonu), který je postupně uvolňován. Elektroda je k žíle a podkoží fixována ligaturou přes silikon-kaučukový chránič. Důvodem je zábrana povytažení elektrody pohyby pacienta a ochrana izolace před poškozením ligaturou.[9]

Kardiostimulace je uznávaná a suverénní léčebná metoda řízení srdeční frekvence u pacientů se symptomatickými bradyarytmii. Výhoda kardiostimulace v léčbě bradyarytmií ve srovnání s farmakoterapií spočívá hlavně v její spolehlivosti a minimu nežádoucích účinků.

#### 3.2 Indikace k trvalé kardiostimulaci

Indikace k trvalé kardiostimulaci se stále vyvíjejí. V současnosti se v ČR řídí zásadami pro implantace kardiostimulátorů a implantabilních kardioverterů-defibrilátorů vypracovanými pracovní skupinou pro arytmie a trvalou kardiostimulaci České kardiologické společnosti. Vycházejí z platných doporučení American Heart Association, American College of Cardiology, British Pacing and Electrophysiology Group a nově publikovaných studií.

Algoritmus indikace k trvalé kardiostimulaci je nadále postaven na třech rovnocenných momentech:

- splnění indikačního kritéria podle diagnózy
- výběr vhodného stimulačního režimu
- klinický stav pacienta (přítomnost prognózu limitujících onemocnění, mobilita, psychický stav a další).

Vlastní indikace je pak výsledkem komplexního posouzení výše uvedených faktorů s přihlédnutím k ovlivnění kvality života a snížení rizika možných komplikací. Věk pacienta není limitujícím faktorem výběru typu stimulačního režimu. Konečné rozhodnutí týkající se péče o jednotlivé pacienty je v kompetenci lékaře, který je za tuto péči odpovědný.

Přehled indikací představuje souhrn diagnóz a stavů, u kterých je indikace trvalé kardiostimulace:

- Získaná síňokomorová (atrioventrikulární AV) blokáda.
  - A. Kompletní AV blokáda trvalá nebo intermitentní spojená se symptomatickou bradykardií, srdeční slabostí, asystolií > 3 s, nebo vzniklá po ablaci AV uzlu.
  - B. AV blokáda 2. stupně trvalá nebo intermitentní spojená se symptomatickou bradykardií.
  - C. Symptomatická bradyfibrilace síní nezpůsobená léky.
  - D. Asymptomatická AV blokáda 2. stupně Möbitzova typu II, nebo s elektrofyziologicky prokázanou intrahisální nebo infrahisální lokalizací.
  - E. Symptomatická trvalá AV blokáda 1. stupně s bradyarytmií, bifascikulární nebo trifascikulární blokádou.
- AV blokáda vzniklá v průběhu akutního infarktu myokardu.
  - A. Trvalá AV blokáda 2. -3. stupně přetrvávající déle než 10 dní po vzniku akutního infarktu myokardu.
  - B. Přejídná AV blokáda vyššího stupně s přetrvávající blokádou levého raménka nebo bifascikulární blokádou.
- Bifascikulární blokáda.
  - A. Bifascikulární blokáda s přejídnou kompletní AV blokádou a symptomatickou bradykardií.
  - B. Asymptomatická bifascikulární nebo trifascikulární blokáda s přejídnou AV blokádou 2. stupně Möbitzova typu II.
- Dysfunkce sinusového uzlu.
  - A. Dysfunkce sinusového uzlu s dokumentovanou symptomatickou bradykardií.
  - B. Spontánní nebo nezbytnou farmakoterapií navozená dysfunkce sinusového uzlu s frekvencí pod 40/min.
- Hypersenzitivita karotického sinu a neurokardiogenní synkopa.
  - A. Opakovaná vazovagální synkopa kardioinhibičního nebo smíšeného typu, reprodukovatelná při testu na nakloněné rovině, refrakterní na farmakoterapii.
  - B. Opakovaná reprodukovatelná synkopa, indukovaná masáží karotického sinu s asystolií > 3 s.[39]

Dle určené indikace se volí daný typ stimulace. Různé typy kardiostimulace jsou kategorizovány kódem NBG. Pětipísmenný kód NBG, pojmenovaný podle organizací NASPE (Severoamerické společnosti pro kardiostimulaci a elektrofyziologii) a BPEG (Britská pracovní skupina pro kardiostimulaci a elektrofyziologii), popisuje činnost implantabilních kardiostimulátorů (tabulka 1). [10]



Tabulka 1. NGB kód popisující činnost implantabilních kardiostimulátorů.

I	II	III	IV	V
Stimulovaná dutina	Snímaná dutina	Reakce na snímaný signál	Programabilita, frekvenční adaptabilita	Antitachykardická funkce
V – komora, A – síň, D – obě dutiny, S – komora nebo síň,	V – komora, A – síň, D – obě dutiny, 0 – žádná dutina, S – komora nebo síň,	T – spouštění, I – inhibice, D – oba způsoby, 0 – žádný,	P – omezená programovatelnost, M – multi-programovatelnost, C – komunikující, 0 – žádná, R – frekvenční adaptabilita,	0 – žádná, P – pacing (stimulace), S – výboj, D – obě možnosti.

### 3.3 Provedení implantace

Implantace elektrod a kardiostimulátoru se provádí za sterilních podmínek na operačním sále nebo katetrizačním sálku. Kardiostimulátor se implantuje do podkoží nad prsním svalem, do oblasti pod klíční kostí. Lékař po dezinfekci, zarouškování operačního pole a místním znecitlivění vytvoří v podkoží „kapsu“ pro stimulátor. Jedním nebo dvěma vpichy pod klíční kostí (dle typu kardiostimulátoru a počtu elektrod) zajistí vstup do podklíčkové žíly. Poté se opatrně elektrody prostřednictvím zaváděčů přes žilní systém umístí do patřičných srdečních oddílů. Protože žíly nejsou citlivé na bolest, není potřeba dalšího znecitlivění. Polohu elektrod v srdci lékař kontroluje na obrazovce rentgenu. Po dosažení vhodných pozic jsou elektrody otestovány (test stimulačních parametrů), zafixovány a napojeny na kardiostimulátor. Posledním úkonem je umístění přístroje do předem vytvořené kapsy a její zašití několika stehy.[9]

### 3.4 Lokalizace elektrod

Cílem moderní kardiostimulace je nejen odstranění samotné bradyarytmie, ale co nejlepší napodobení fyziologické funkce srdce. V této souvislosti se donedávna hovořilo zejména o stimulačním režimu, kdy poloha stimulačních elektrod nebyla brána v potaz.[11]

Od prvního použití endovazálně zaváděných elektrod se stal hrot pravé komory rutinním stimulačním místem trvalé kardiostimulace.[12] Toto místo bylo zvoleno pro svou snadnou přístupnost a stabilitu tehdy dostupných elektrod s pasivní fixací.

Stimulace hrotu pravé komory srdeční vede k srdeční aktivaci, která je podobná aktivaci blokádě levého raménka Tawarova. To se projeví na povrchovém EKG záznamu rozšířením komplexu QRS. Důsledkem změněné aktivační sekvence je asynchronní aktivace komor, která je spojena s abnormálním regionálním průtokem a porušeným metabolismem.[42]

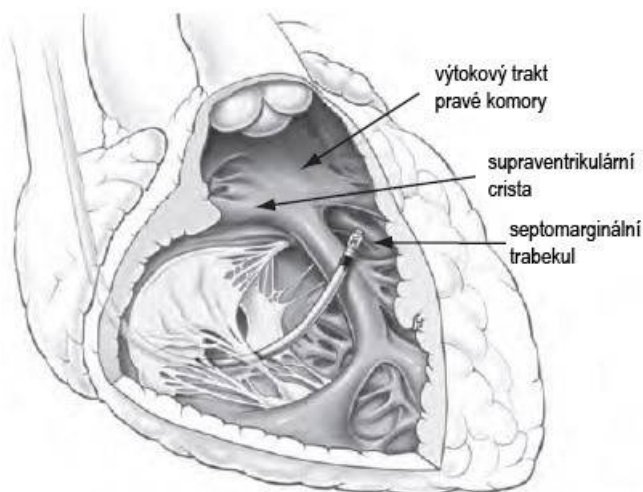
Takto narušený směr a prodloužení doby elektrické aktivace komorového myokardu je příčinou hemodynamicky nevýhodné kontraktilní sekvence myokardu s nehomogenní kontrakcí. Pro levou komoru má podobu časně aktivace septa s pozdní aktivací boční stěny levé komory srdeční. Patologické reciproční rozpínání regionálního myokardu zvyšuje energetickou náročnost kontrakce.[40, 41]

Klinicky se také zvyšuje riziko rozvoje omezení systolické i diastolické funkce levé komory, srdečního selhání a fibrilace síní.[13, 43]

Nepříznivý vliv chronické stimulace hrotu pravé komory byl popsán i v klinických studiích u pacientů. Studie prokázali asymetrickou hypertrofií septa, která byla důsledkem asynchronní elektrické aktivace komor při stimulaci z hrotu pravé komory.[14] Další uvádí u nemocných stimulovaných pro kongenitální AV blokádu zřetelnou remodelaci levé komory.[15] U pacientů stimulovaných z hrotu pravé komory byla popsána porucha uspořádání myokardiálních fibril.[16]

Výše negativní dopady stimulace z hrotu pravé komory srdeční podnítily snahy o nalezení alternativního stimulačního místa, které by nevedlo k tak významné změně aktivace srdce a poruše komorové synchronie. [44, 45, 46]

V tomto směru existuje řada klinických studií, které porovnávaly stimulaci z hrotu pravé komory se stimulací z oblastí jejího výtokového traktu (RVOT), z oblastí septa (obrázek 5), resp. v úrovni Hisova svazku nebo pod jeho úrovní, blíže bazální části komory.



Obr. 5.: Ilustrace anatomie septa pravé komory srdeční [38]

Podle prvních poznatků bylo evidentní, že žádné alternativní místo nepřineslo horší výsledky než stimulace hrotu pravé komory. Některé studie prokázaly zřejmý akutní hemodynamický benefit alternativních míst stimulace.[30] Naopak, podle studie, která porovnávala vliv místa trvalé kardiostimulace na echokardiograficky hodnocené parametry dyssynchronie u nemocných se zachovanou funkcí levé komory, se nepodařilo prokázat statistický významný rozdíl mezi stimulací ze středního septa a stimulací z hrotu.[17] V dopadu na echokardiografické parametry dyssynchronie bezprostředně po implantaci, rozdíl nebyl nalezen ani po šestiměsíčním sledování. Existují určité důkazy o tom, že přínos alternativního umístění stimulační elektrody se může projevit až po delší době. Nepřekvapuje proto, že některé studie neprokázaly po třech měsících žádný rozdíl. [18]

Tse a spol. dokumentovali prospěch stimulace ze středního septa v dlouhodobé studii. Studie porovnávala vliv stimulace z hrotu a z výtokového traktu na rozsah perfuzního postižení, poruchy regionální kinetiky a ejekční frakce levé komory, které se projeví po 18 měsících sledování.[19]

Proběhlo několik dlouhodobých studií, kdy se sledoval efekt stimulace pravé komory při hodnocení subjektivních a klinických ukazatelů.[47, 48, 49]

Cílem této disertační práce je vytvořit systém pro nejvhodnější umístění elektrody. Systém se bude sestávat z měřicího řetězce pro online snímání povrchového EKG signálu a

aplikace postavené na algoritmu pro analýzu EKG signálu v reálném čase. Hlavním bodem analýzy bude předzpracování EKG signálu vlnkovou transformací, a vlastní návrh metod pro detekci QRS komplexu, jeho začátku a konce. Kompletní systém bude vyhodnocovat šíři stimulovaného QRS komplexu během implantace pravokomorové stimulační elektrody pro trvalou kardiostimulaci z indikace bradyarytmií. Pomocí tohoto nástroje by měl kardiolog dosáhnout vhodné polohy pro stimulační elektrodu v pravé komoře srdeční, jejíž efekt by vedl k úzkému stimulovanému QRS komplexu. Výsledkem by bylo tedy pokud možno dosáhnout fyziologické aktivace obou komor jak u nativního zdravého srdce a předejít tak rozvoji srdečního selhání.

## 4 Elektrokardiogram

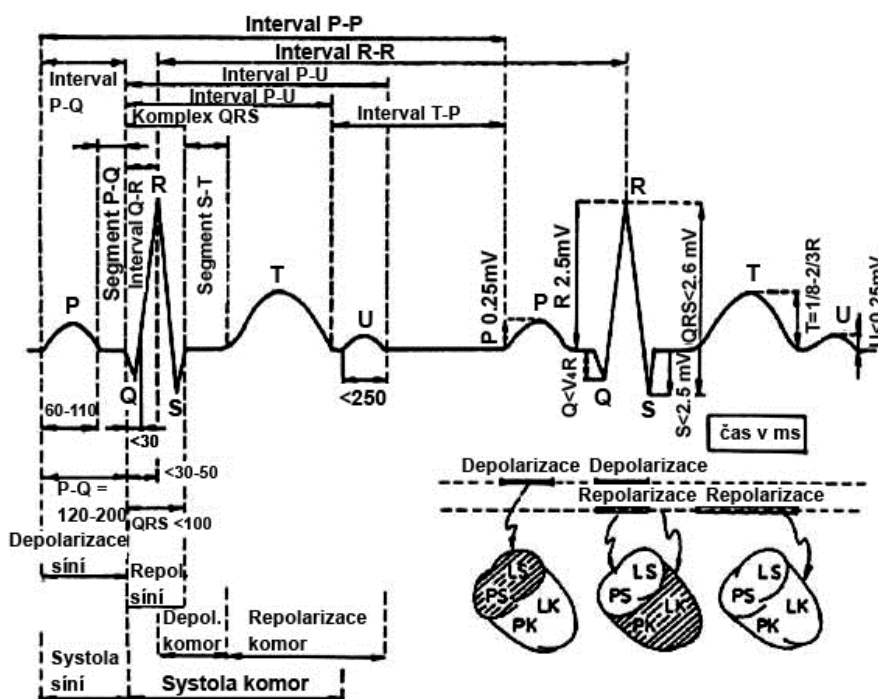
Elektrickou aktivitou srdce, tedy průchodem elektrického vzruchu vzniká kolem něho elektromagnetické pole, jehož elektrickou i magnetickou složku lze na povrchu těla měřit. Elektrickou složku představuje v každém bodě prostoru elektrický potenciál, který je možné měřit vůči referenční hodnotě. Měříme tedy rozdíl dvou elektrokardiografických potenciálů - elektrokardiografické napětí. Časový průběh měřeného napětí koresponduje s šířením elektrického vzruchu v srdci.

Srdeční sval je tvořen třemi svalovými hmotami: mezikomorovou přepážkou, velkou hmotou svaloviny levé komory a podstatně menší hmotou svaloviny komory pravé. Na velikost nebo amplitudu zaznamenávaných výchylek má vliv hmota depolarizované svaloviny a její vzdálenost od registrující elektrody.

Grafický záznam elektrické činnosti srdce zaznamenaný elektrodami ve strategických místech tělesného povrchu vytváří elektrokardiogram (EKG). Záznam elektrických proudů, jejich směr a velikost, stejně jako frekvence srdečních stahů, provádí přístroj elektrokardiograf. Jeho podstatou je galvanometr, jehož výchylky jsou zaznamenány na registrační papír nebo digitalizovány a zobrazeny na displeji přístroje.[20]

### 4.1 Popis EKG

Základní vlny v elektrokardiogramu se značí písmeny P, Q, R, S, T, U (obrázek 6). Z nich se odvozuje označení (a trvání) intervalů a segmentů. Časové údaje jsou obvykle v ms, napěťové v mV.



Obr. 6.: Průběh elektrokardiogramu [24]

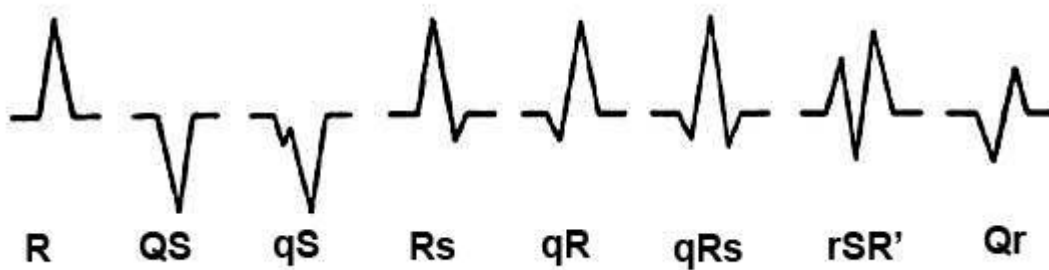
Vlna P vzniká při depolarizaci síní (v I. a II. svodu je pozitivní, ve III. svodu může být bipolární nebo negativní).

Interval P-Q se měří od začátku vlny P do začátku kmitu Q (není-li přítomen kmit Q pak do začátku kmitu R a pak se tento interval označuje P-R). Uvedený interval reprezentuje

čas potřebný pro depolarizaci síní (vlna P) a dobu šíření vzruchu atrioventrikulárním vedením, Hisovým svazkem a jeho větvemi. Normální doba trvání tohoto intervalu je od 0,12 do 0,20 s. Věk a frekvence tepu ovlivňující délku tohoto intervalu, u starších jedinců může být tento interval fyziologický do 0,22 s.

Kmit Q vyjadřuje depolarizaci mezikomorové přepážky (u některých osob není kmit Q vyjádřen). V normě kmit Q může být hluboký, dokonce ve svodu aVR převládající. Normální fyziologický kmit Q nepřesahuje amplitudu čtvrtiny výchylky R, doba trvání Q vlny je do 0,03-0,04 s. Fyziologické q vlny se vyskytují na EKG křivce u zdravých osob běžně ve svodech V5, V6. Pokud je doba trvání kmitu Q delší než 0,03 s a amplituda přesahuje čtvrtinu vlny R, je to známka abnormality nebo závažného onemocnění.

Kmit R nazýváme libovolný pozitivní kmit komplexu QRS, vyjadřuje depolarizaci přední, zadní a bočních stěn srdečních komor, čili reprezentuje začátek systoly komor. Při rozštěpení QRS komplexu může mít dva nebo dokonce tři kmity R, což je obvykle patologickým příznakem. Snížená amplituda kmitu R se vyskytuje jak při onemocněních mimosrdečních (např. při rozedmě plic), tak i při rozsáhlých procesech v myokardu (např. u infarktu myokardu). Normální doba trvání je do 0,20 s.



Obr. 7.: Popis jednotlivých kmitů v QRS komplexu [24]

Kmit S je negativní výchylka následující po kmitu R. Normální kmit S má amplitudu od 0 do 0,8 mV a dobu trvání do 0,06 s.

QRS komplex je souhrnným označením kmitů Q, R a S. Je to v podstatě trojúhelníkový kmit, vzruch zde přechází Hisovým svazkem a Tawarovými raménky na myokard mezikomorové přepážky a znamená depolarizaci komorové svaloviny (od levé komory k pravé). Doba trvání by neměla přesahovat 0,12 s (0,06 – 0,08 s).[21]

Podle polarity jednotlivých kmitů v QRS komplexu (respektive, který z nich je na jeho začátku) se v klinické praxi používá symbolické označování (obrázek 7). Malé r znamená, že r kmit je menší než převažující hluboký S kmit. Čárkou označené symboly odpovídají druhému kmitu příslušného kmitu (např. rSR'). Při vymizení kmitu R a splynutí zbývajících kmitů stejné polarity se označuje QS. Je-li první kmit malé úrovně, pak označení qS popisuje vztah jejich amplitud.

Úsek (segment) ST je časové období od konce komplexu QRS do začátku vlny T. Odpovídá období ukončování depolarizace komor a začátku jejich pomalé depolarizace. Normálně je úsek ST vždy izoelektrický. V období ST úseku se pohybují ionty proti jejich koncentračnímu spádu. Proto je tento úsek velmi citlivý na řadu faktorů zasahujících do buněčného metabolismu (popř. vlivu kardiofarmak). Normální pokles nebo vzrůst oproti isoelektrické linii je do 0,1 mV. Změny ve smyslu zvýšení pozorujeme u některých typů akutního infarktu myokardu (AIM) nebo u akutních zánětů osrdečnicku.

Vlna T reprezentuje rychlou depolarizaci komor. U vlny T je nutno hodnotit orientaci a její amplitudu. Obvykle je vlna T orientována na stranu hlavního kmitu QRS komplexu. V normě je vlna T pozitivní ve všech svodech (kromě aVR, kde je záporná, v některých případech také ve svodech III a V1). Amplituda vlny T je v určitém vztahu s amplitudou kmitu R, v normě je to asi 1/8 až 2/3 amplitudy kmitu R. Trvání vlny T nemá podstatný diagnostický význam a obvykle nepřevyšuje 0,25 s.

Interval Q-T se měří od začátku kmitu Q do konce vlny T. Tento interval odpovídá elektrické systole komor. Trvání tohoto intervalu závisí na srdeční frekvenci a dalších faktorech. Podle mínění většiny autorů maximální normální trvání Q-T intervalu je 0,42 s.

Po vlně T je někdy malá pozitivní výchylka vlna U, ne zcela jasného původu. Pravděpodobně je způsobena repolarizací Purkyňových vláken a závislá na tonusu vegetativního nervstva, minerálního metabolismu (K<sup>+</sup>) a celé řady dalších faktorů.[21]

## 4.2 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus se sestává ze systoly (její trvání je průměrně 38% srdečního cyklu) a diastoly (62% srdečního cyklu). Na začátku systoly je tlak v komorách nižší než v aortě a z komor se zatím nevypuzuje žádná krev. Tato počáteční fáze trvá 9% srdečního cyklu. Druhá fáze systoly (perioda vypuzování, tzv. ejekční fáze) trvá cca 29% srdečního cyklu. Ejekční fáze se tak podílí rozhodující měrou na trvání systoly.

V období diastoly se ochablé srdce plní krví z oblasti žil. Diastolu tvoří fáze naplňování (42,2% srdečního cyklu) a intersystolický interval (10% srdečního cyklu).

Fáze naplňování se sestává z předdiastoly, kdy myokard relaxuje, trvá 3,7% srdečního cyklu), fáze rychlého naplňování, síňový a komorový tlak se vyrovnají, další přítok krve do komory je malý (trvá 28,5% srdečního cyklu). [24]

## 4.3 Standardní 12-ti svodový systém pro snímání EKG

Místa snímání standardního elektrokardiografického signálu z povrchu těla a jejich značení se v elektrokardiografii pevně ustálily: levá ruka (L), pravá ruka (R), levá noha (F), šest hrudních svodů (V1-V6) a zemnění na pravé noze (N). Běžný elektrokardiografický záznam se dnes skládá z 12-ti svodů, které se dělí do 3 skupin:

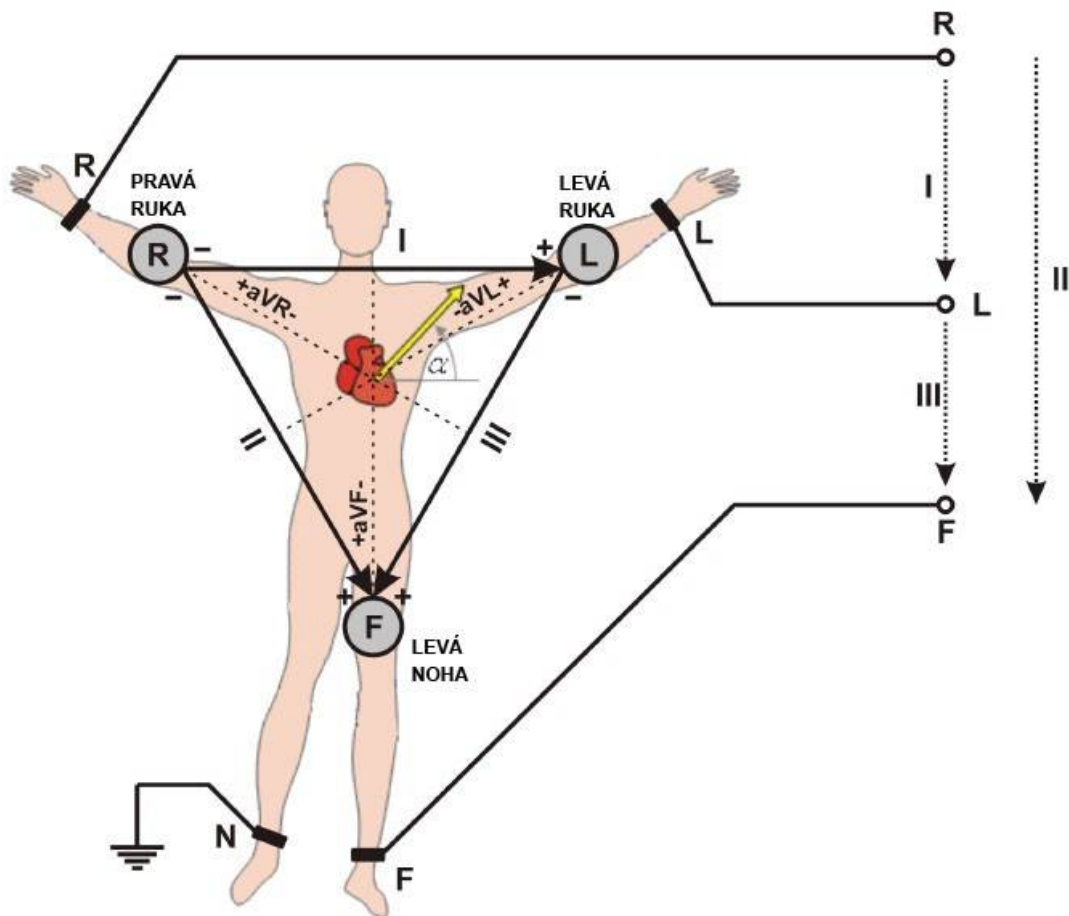
- bipolární končetinové svody I, II a III,
- unipolární zvětšené končetinové svody aVR, aVL a aVF,
- unipolární hrudní svody V1, V2, V3, V4, V5 a V6.

Bipolární končetinové svody podle Einthovena se označují římskými číslicemi I, II a III (obrázek 8). Při bipolárním zapojení se měří rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami (vůči potenciálu na referenční elektrodě). Elektrody jsou umístěny na zápěstí pravé a levé horní končetiny a nad kotníkem levé dolní končetiny. Referenční elektroda je umístěna nad kotníkem pravé dolní končetiny. Tři standardní svody mezi elektrodami tak tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník. Tedy platí

$$\begin{aligned} U_I &= \Phi_L - \Phi_R \\ U_{II} &= \Phi_F - \Phi_R, \\ U_{III} &= \Phi_F - \Phi_L \end{aligned} \quad (1)$$

kde  $\Phi_R$ ,  $\Phi_L$  a  $\Phi_F$  jsou elektrické potenciály na daných elektrodách a  $U_I$ ,  $U_{II}$  a  $U_{III}$  jsou napětí na svodech. Posun elektrod na konce horních a dolních končetin byl vyvolán potřebou

zajistit pro pacienta pohodlnější měření. To umožňuje řádově vyšší podélnou vodivost kosterních svalů ve srovnání s tkáněmi v hrudníku (především plicemi). Tato řádová změna vodivosti znamená, že změna mezi potenciálem na vzdálenějším konci ruky oproti potenciálu na rameni není řádově významná ve srovnání s hodnotami těchto potenciálů.



Obr. 8.: Standardní končetinové svody I, II a III.[32]

Unipolární zvětšené (zesílené) končetinové svody podle Goldbergera se označují  $aVR$ ,  $aVL$  a  $aVF$  (písmeno „a“ znamená augmentovaný, tj. zesílený). Každý ze svodů je počítán z potenciálů tří končetinových elektrod, průměru potenciálů dvou elektrod vůči „protější“ třetí elektrodě. Pro napětí na svodech tedy platí

$$\begin{aligned} U_{aVR} &= \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2} \\ U_{aVL} &= \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2}, \\ U_{aVF} &= \Phi_F - \frac{\Phi_R + \Phi_L}{2} \end{aligned} \quad (2)$$

kde  $\Phi_R$ ,  $\Phi_L$  a  $\Phi_F$  jsou elektrické potenciály na daných elektrodách a  $U_{aVR}$ ,  $U_{aVL}$  a  $U_{aVF}$  jsou napětí na svodech.[20]

Unipolární hrudní svody (též prekordiální) se značí  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$  a  $V_6$ . Elektrody jsou umístěny na specifických místech na hrudníku v mezižebří (obrázek 9):

- $V_1$  4. mezižebří vpravo od sternu
- $V_2$  4. mezižebří vlevo od sternu
- $V_3$  uprostřed mezi  $V_2$  a  $V_4$

$V_4$  5. mezižebří ve střední klavikulární linii

$V_5$  na stejné úrovni jako  $V_4$  na přední axilární linii

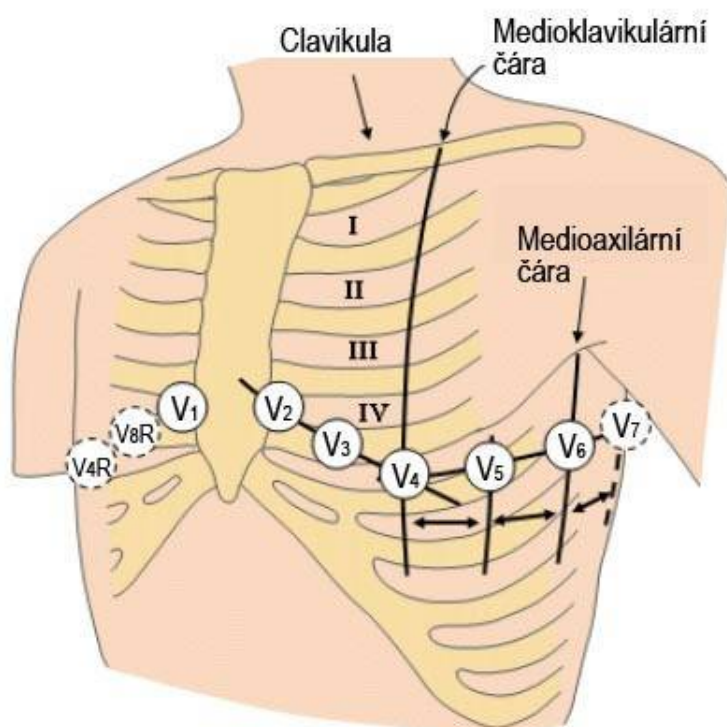
$V_6$  na stejné úrovni jako  $V_4$  na střední axilární linii.

Pro hrudní unipolární svody platí, že

$$\begin{aligned} U_{V1} &= \Phi_{V1} - \Phi_W \\ U_{V2} &= \Phi_{V2} - \Phi_W \\ &\dots\dots\dots \\ U_{V6} &= \Phi_{V6} - \Phi_W \end{aligned} \quad (3)$$

kde  $\Phi_{V1}$  až  $\Phi_{V6}$  jsou elektrické potenciály naměřené hrudními elektrodami a  $\Phi_W$  je potenciál Wilsonovy svorky, daný průměrem všech tří potenciálů ve vrcholech Einthovenova trojúhelníku, který jako referenční považujeme za nulový a tedy platí

$$\Phi_W = \frac{\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F}{3} = 0. \quad (4)$$



Obr. 9.: Rozmístění hrudních unipolárních elektrod [31].

Wilsonovy svody pak byly definovány jako rozdíl potenciálů ve vrcholech Einthovenova trojúhelníku a potenciálu Wilsonovy svorky. Protože potenciál Wilsonovy svorky je považovaný za nulový, napětí Wilsonových svodů  $U_{VR}$ ,  $U_{VL}$  a  $U_{VF}$  pak je

$$\begin{aligned} U_{VR} &= \Phi_R \\ U_{VL} &= \Phi_L, \\ U_{VF} &= \Phi_F \end{aligned} \quad (5)$$

kde  $\Phi_R$ ,  $\Phi_L$  a  $\Phi_F$  jsou elektrické potenciály na daných elektrodách.



## 5 EKG artefakty

Pojmem artefakt se v lékařské diagnostické technice rozumí jev nebo proces, který nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném organismu, resp. záznam, který není cílem vyšetřování. Zdroje a příčiny artefaktů jsou různé. Jsou způsobené fyziologickými i vnějšími vlivy, které mohou být mechanické, elektrické, fyzikální a psychické. Jejich zdrojem jsou ve většině případů, buď vyšetřovací přístroje anebo vyšetřovaná osoba.

Vzhledem k tomu, že lidské tělo generuje různé biosignály velmi malé intenzity, které jsou velmi náchylné na rušení, je měření daných signálů náročné. To ovlivňuje jak citlivost a kvalitu použitého měřicího zařízení. Při měření, zaznamenávání konkrétního biosignálu, dochází k interferenci s jinými biosignály lidského těla, rušení snímaných biosignálů vlivem existence proměnlivého elektromagnetického pole v okolí měřicího procesu, tokem proudu přes měřicí přístroj a rozvody síťového napětí.

Podle původu vzniku můžeme artefakty rozdělit do dvou základních skupin:

- Technické
- Biologické[22]

### 5.1 Biologické artefakty

Biologický artefakt je signál fyziologického původu, generovaný zdrojem nacházející se v živém organismu. Místo zdroje biologického artefaktu je odlišné od místa zdroje požadovaného snímaného biosignálu. V důsledku vodivosti těla se však biosignál, který není cílem měření, šíří prostředím a interferuje se sledovaným signálem. Ne všechny biosignály interferují s měřeným požadovaným biosignálem do takové míry, že by to bylo postřehnutelné odborníkem. Je to způsobené o několik řádů menší amplitudou interferujícího signálu, než je amplituda původního signálu.

Měřicí přístroje biosignálů jsou přístroje specifické, určené na snímání konkrétních biologických signálů a z toho důvodu obsahují frekvenční filtry nastavené tak, aby propouštěli jen signál frekvenčního spektra snímaného biosignálu. Tím se jednoduše zabrání interferenci signálů různých frekvenčních pásem a v zobrazovací části měřicího procesu se zobrazí jen signál s požadovaným spektrem.

EKG signál obsahuje frekvenční komponenty v rozsahu od 0 po 150 Hz. Proto se doporučuje používat pásmové filtry propouštějící pásmo frekvencí od 2 po 125 Hz. Redukují se tak nízkofrekvenční artefakty způsobené pohybem vodiče spojující snímací elektrodu se zaznamenávacím zařízením, a respirační artefakty způsobené pohybem hrudníku při dýchání měřeného subjektu, či vysokofrekvenční EMG signály, čili elektrické potenciály svalových vláken.

### 5.2 Technické artefakty

Nežádoucí signály, které nejsou fyziologického původu, schopné interferovat se snímanými signály se nazývají technické artefakty. Zdroje technických artefaktů neleží v živém organismu, ale nacházejí se v měřicím zařízení, či prostředí, které ho obklopuje. Prostor, v kterém se zařízení vyskytuje, je plné elektrických přístrojů. Všechny tyto přístroje vytvářejí ve svém okolí elektromagnetické pole. Při měření velmi malých napětí generovaných částmi lidského těla, kvalita prostoru v okolí měřicího přístroje výrazně ovlivňuje kvalitu záznamu.

### **5.2.1 Základní šum**

Nežádoucí náhodné signály, vznikající v elektrotechnických zařízeních, je možné rozdělit do několika druhů lišících se původem a příčinou vzniku. Obecně je označujeme termínem základní šum. Je neodmyslitelnou součástí nahrávacího a zaznamenávacího procesu. Tvořený je složkami frekvencí od 0 do několika tisíc Hz.

### **5.2.2 Elektromagnetická interference**

Rušení způsobené elektromagnetickou interferencí jsou přímým důsledkem elektromagnetických signálů v okolí. Způsobují je vyzářené signály, které jsou buď vyzařované do okolí, nebo se šíří přes vodiče.

Mezi zdroje elektromagnetického záření patří elektrické rozvody, cívky na elektrických motorech, fluorescenční světla, počítačové zařízení a jiné. Jednotlivé zařízení generují buď krátkodobé impulzy jako například impulz, který vznikne při zapnutí motoru, nebo spojitě impulzy vznikající při toku síťového napětí daného zařízení. Typicky odborníky zajímají biosignály do řádově stovek Hz, proto interference se šumem nad 1 kHz nepovažují za problém.

### **5.2.3 Síťový šum**

Napětí síťové frekvence se významnou částí podílí na zkreslení měřeného signálu především, když nejsou dodrženy zásady správného zemnění, případně když je měřicí systém umístěn v blízkosti výkonového spotřebiče (rentgen, chladnička, strojovna výtahu apod.). Prakticky se projeví jednoznačným signifikantním zvýrazněním harmonické složky s frekvencí 50 Hz ve snímaném biosignále.

### **5.2.4 Artefakty spojené s umístěním elektrody**

Artefakty vznikající neodbornou přípravou pacienta na měření, malou vodivostí na rozhraní mezi snímačem a kůží, neodborným umístěním elektrody na tělo pacienta, pohybem vodiče přenášející biosignál ze snímače do zařízení určeného na jeho zpracování, může mít za následek ztrátu měření a často nemožnost eliminování vzniklých artefaktů. V důsledku špatného kontaktu s kůží pacienta má rozhraní kůže – elektroda vysokou impedanci, v důsledku čeho je výstupní signál značně zkreslený, často jiného tvaru a několikrát větší amplitudy, než amplituda požadovaného signálu.[23] EKG signál obsahuje nízkofrekvenční artefakty, které je možné jednoduše redukovat použitím vhodných metod, např. použití filtru typu horní propust.

## 6 Cíl práce

### 6.1 Obecné cíle práce

Základním cílem práce je navrhnout algoritmus pro vyhodnocování šířky stimulovaného QRS komplexu v reálném čase, který umožní na základě vyhodnocovaných hodnot stanovit ideální pozici pro umístění komorové elektrody v pravé komoře srdeční během implantace trvalého kardiostimulátoru.

Celkový logický postup lze shrnout do těchto bodů:

- Rešeršní zkoumání tématu
- Návrh a realizace měřicího řetězce
- Měření a zpracování potřebných dat
- Návrh a řešení algoritmu pro vyhodnocování stimulované šířky QRS komplexu
- Testování navrženého řešení.

Po základním zkoumání dosavadního řešení tématu, bude následovat realizace měřicího řetězce, měření a zpracování potřebných dat. Po získání všech parametrů pro návrh, bude navržen způsob řešení algoritmu pro mapování stimulovaných šířek QRS komplexu v reálném čase. Tento algoritmus bude nastaven a řádně otestován na dostupné mezinárodní EKG databázi, určenou pro klasifikaci a standardizaci EKG vyhodnocovacích algoritmů.

### 6.2 Aplikační cíle

Aplikační cíle se dají shrnout do dvou základních oblastí:

- Primární výzkumné účely
- Praktická aplikace

Aplikace bude určena pro primární lékařské výzkumné účely, a to zejména při stanovení rozložení stimulovaných šířek QRS komplexů během trvalé kardiostimulace v trojrozměrném formátu. Toho lze dosáhnout využitím trojrozměrného mapovacího systému Carto, používaného k elektrofyziologickým výkonům. Tyto výsledky mohou sloužit jako model k orientaci vhodnosti dosažených stimulačních pozic v pravé komoře srdeční.

Aplikace v rámci řešení měřicího řetězce, by se mohla stát nástrojem k dosažení lepších stimulačních výsledků, a mohla by tak zabránit v částečné míře progresi srdečních onemocnění, které léčba trvalou kardiostimulací občas způsobuje.

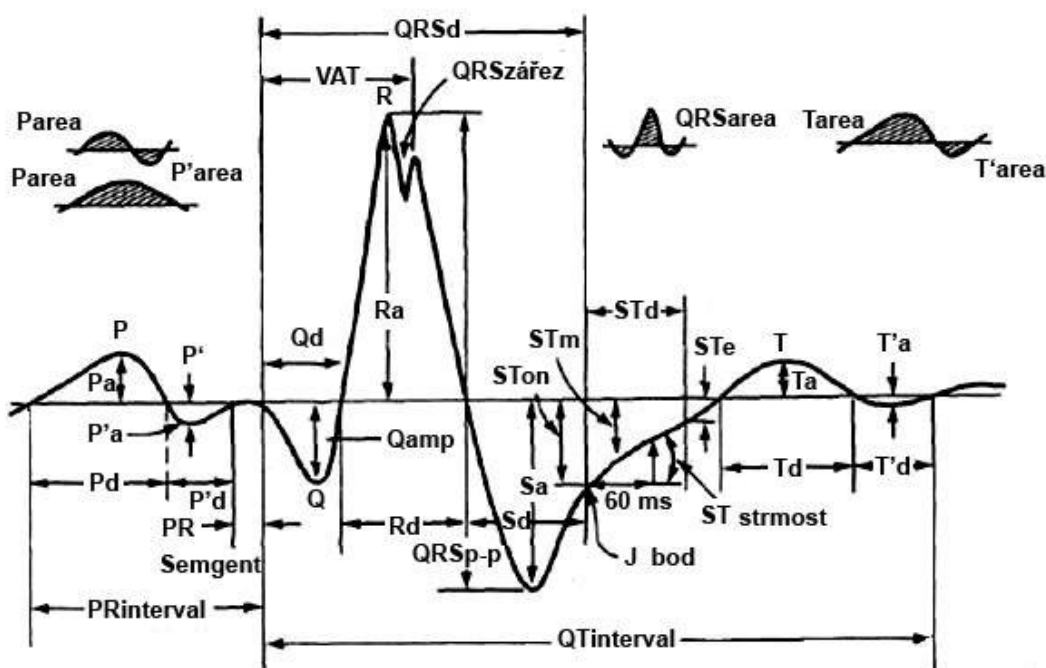
## 7 Zpracování EKG signálu

Zpracování a analýza EKG signálu patří již několik desítek let mezi nejběžnější a také nejcennější vyšetřovací metody v kardiologii. Nelze však nikdy zapomenout, že řada změn, které se mohou na EKG signálu objevit, je nespecifických a nemohou proto sloužit k jednoznačnému stanovení diagnostického závěru. Vždy je třeba brát v úvahu také další klinicky významné příznaky a výsledky jiných vyšetření. Správná interpretace zpracování a analýz EKG signálu však může vést k rozpoznání arytmií a možnosti rozpoznání ložiskových poškození myokardu.

### 7.1 Analýza EKG v časové oblasti

Analýza EKG se v lékařské praxi téměř výhradně provádí v časové oblasti. Předpokladem jsou po technické stránce dokonalé signály EKG (tj. jejich dostatečná dynamika a minimum artefaktů). Obvykle se rozlišují na sebe navazující úlohy:

- Rozpoznání některých primárních charakteristických složek EKG. Ve vybraném segmentu EKG se jeho elementy rozdělují na ty, které neleží na izolínii a na elementy, reprezentující vlny, kmity, komplexy a jiné grafoelementy, u nichž známe nebo předpokládáme určitý diagnostický význam.
- Kvantifikace grafoelementů. Vypočítají se (nebo se vizuálně vyhodnotí) křivosti oblouků, trvání vln, kmitů a komplexů, změří se jejich amplituda apod. Důležité je měření jednotlivých kardiointervalů.
- Určení jistého počtu charakteristických bodů na jedné periodě EKG signálu. Charakteristické body jsou voleny tak, aby určovaly ty souřadnice, které umožňují vypočítat velikosti všech důležitých grafoelementů příslušného segmentu EKG křivky.[23]



Obr. 10.: Analýza EKG v časové oblasti z příslušných ploch nad a pod izolínii [29]

Pro separaci signifikantních diagnostických příznaků EKG je nutno dostatečně oddělit nežádoucí vlivy, např. dýchací vlny (mají periodu T rovnou 3-5 s) a taky pomalé vlny. Při automatické analýze je nutno stanovit amplitudy jednotlivých grafoelementů s chybou maximálně  $\pm 5\%$ , pro časové intervaly se obvykle připouští chyba 10%.

Pro analýzu QRS komplexu a vln P a T se na některých pracovištích také počítá příslušná plocha nad a pod izolinií (obrázek 10) a určuje se rychlost změn napětí v oblasti.

Třídění do určitých diagnostických tříd se provede na základě vhodně stanovených příznaků. Používané algoritmy při klasifikaci se postupně větví a tím modelují postupné uvažování lékaře.

## 7.2 Analýza EKG v kmitočtové oblasti

V posledních letech je věnována stále větší pozornost spektrálnímu obsahu EKG a jeho složek (především z hlediska stanovení optimálního vzorkovacího kmitočtu a požadavků na přenosová a záznamová zařízení). Jsou známy výsledky pro amplitudové, fázové i výkonové Fourierovo spektrum a to nejen pro jednu periodu EKG, ale taky pro jednotlivé vlny a kmity, náběžné hrany těchto elementů, eventuelně byla zjišťována i výkonová spektra pohybových a svalových artefaktů. Konkrétní výsledky spektra závisí nejen na zdravotním stavu a věku měřené osoby, ale taky na daném EKG svodu.[23] Například objektivní posouzení vlivu různé fyzikální zátěže (eventuelně působení různých farmak) na elektrickou srdeční aktivitu je výhodné provádět na základě hodnocení časové posloupnosti spekter.

## 7.3 Vlnková Transformace

Vlnková transformace (Wavelet transform – WT) je relativně nový nástroj pro analýzu signálů v časově-frekvenční oblasti a představuje v současné době základní matematický prostředek pro analýzu a zpracování nestacionárních signálů a obrazů. Byla představena na počátku 80. let 20. století Morletem et al. [50], který ji použil pro vyhodnocení seismických dat. Vlnková transformace provádí rozklad funkce (signálu)  $f(t)$  do prostoru generovaného bází vlnkových funkcí.

Při zpracování signálů se využívá matematických transformací k získání dalších informací o signálu, které nejsou zjevné z jeho časového průběhu. Velmi často používanou transformací je Fourierova transformace (FT).[51] Tato transformace je definována vztahem

$$\hat{f}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt. \quad (6)$$

Jedná se tedy o skalární součin funkce či signálu  $f(t)$  a báze  $e^{-j\omega t}$ . Po aplikaci Fourierovy transformace na signál  $f(t)$  získáme jeho frekvenční spektrum  $f(\omega)$ . Fourierova transformace poskytuje díky periodičnosti komplexní exponenciály perfektní rozlišení ve frekvenční doméně, avšak nulové rozlišení v časové doméně a neumožňuje tedy vyšetřovat vlastnosti signálu v časové a frekvenční oblasti současně. Jinými slovy, díky Fourierově transformaci můžeme zkoumat, v jakém množství je daná frekvence v signálu zastoupena, nikoliv však již, v jakém časovém intervalu se tato frekvence vyskytuje. Časovou informaci nepotřebujeme v případě tzv. stacionárních signálů, u nichž se frekvenční složky s časem nemění. Fourierova transformace signálů nestacionárních, tj. signálů, jejichž frekvenční složky se s časem mění, neposkytuje informaci o výskytu jednotlivých frekvenčních složek v čase.[25, 53]

Pro analýzu nestacionárních signálů je vhodnější tzv. krátkodobá Fourierova transformace (Short-Time Fourier Transform, STFT) [52], která je definována vztahem

$$STFT(\omega, \tau) = \langle f, g_{\omega, \tau} \rangle \int_{-\infty}^{\infty} f(t) w^*(t - \tau) e^{-j\omega t} dt, \quad (7)$$

kde

$$g_{\omega, \tau}(t) = w(t - \tau) e^{-j\omega t}. \quad (8)$$

Signál  $f(t)$  je tedy nejprve vynásoben okenní funkcí  $w(t - \tau)$  a poté je na takto omezený signál aplikována klasická Fourierova transformace.

Krátkodobá Fourierova transformace je limitována Heisenbergovým principem neurčitosti, který říká, že konkrétní frekvenční složky nelze lokalizovat v konkrétním časovém okamžiku. Lze zjistit pouze časové intervaly, ve kterých se určité pásmo kmitočtů vyskytuje. Čím delší bude časový interval, tím konkrétnější informaci získáme o jeho frekvenčním obsahu, ale tím horší bude lokalizace frekvencí v čase. Čím užší časový interval zkoumáme, tím horší bude rozlišení jednotlivých frekvencí, ale dané frekvenční pásmo bude přesněji lokalizované na časové ose.

Nestacionární signál je vhodné násobit dostatečně úzkou okenní funkcí, v jejímž rámci bude signál stacionární. Získáme tak lepší rozlišení v čase. Čím užší však použijeme okenní funkci, tím horší dostaneme rozlišení ve frekvenční doméně. A naopak, použijeme-li širší okenní funkci, dostaneme horší rozlišení v časové doméně a lepší rozlišení ve frekvenční doméně.[25]

Hlavní nevýhoda krátkodobé Fourierovy transformace tkví v konstantní šířce okenní funkce během celého výpočtu. Musíme se tedy rozhodnout, zdali je pro naše účely výhodnější dobré rozlišení v čase, nebo ve frekvenci.

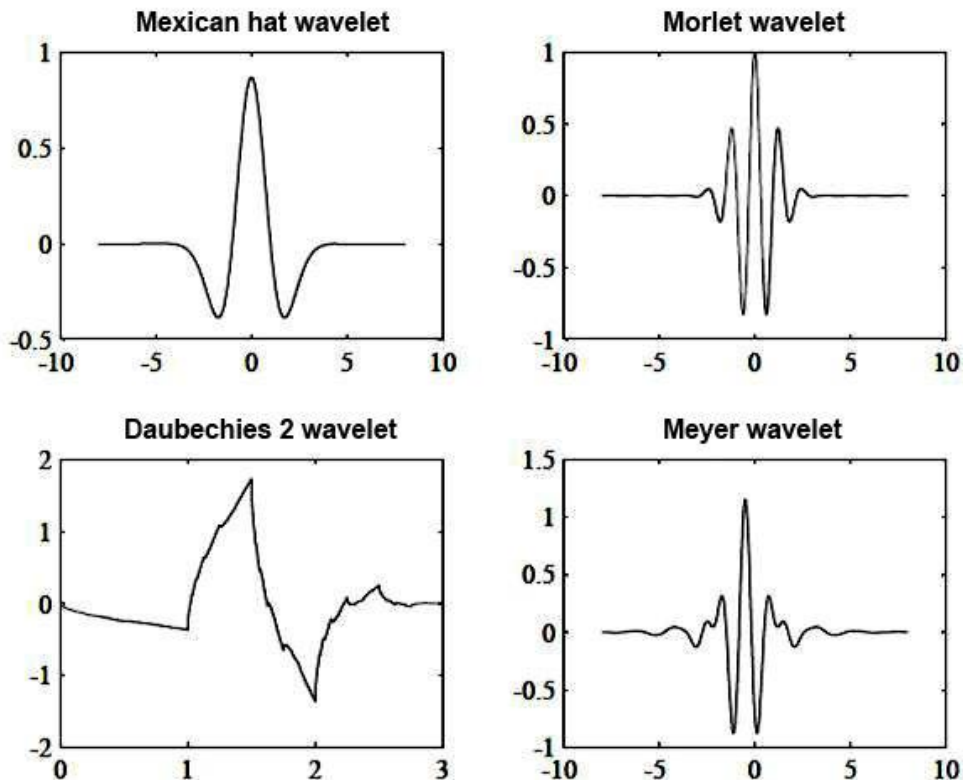
Vlnková transformace představuje alternativu ke krátkodobé Fourierově transformaci a poskytuje široké možnosti analýzy a zpracování vícerozměrných dat. V principu využívá tato transformace analyzující funkci konečné délky ve tvaru „vlnky“ daných vlastností. Tvar této funkce lze přitom volit podle charakteru analyzovaného signálu či obrazu a žádané aplikace. Základem je Shannonova funkce (mateřská vlnka)  $w(t)$  definovaná vztahem [21]

$$w(t) = \frac{\sin(\pi t/2)}{\pi t/2} \cos(3 \cdot \pi \cdot t/2) \quad (9)$$

tvořící základ pro konkrétní vlnkovou funkci  $W_{a,b}(t)$  s parametry čas  $t$ , dilatace (měřítko)  $a$  a translace (časového posunutí)  $b$  podle vztahu

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} w\left(\frac{t-b}{a}\right). \quad (10)$$

Množina funkcí  $\psi_{a,b}(t)$  tvoří ortogonální bázi. Vlnkových funkcí je velké množství, průběhy čtyř typů vlnkových funkcí jsou na obrázku 11. [25]



Obr. 11.: Ukázka čtyř typů vlnkový funkcí [25]

Vlnková transformace ve spojitém čase (continuous-time wavelet transform, CWT) je definována jako skalární součin funkce  $f(t)$  a báze funkcí  $\psi_{a,b}(t)$

$$W(a,b) = \langle f, \psi_{a,b} \rangle = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt. \quad (11)$$

Vlnková transformace obchází Heisenbergův princip neurčitosti tím, že poskytuje dobré časové rozlišení na vyšších frekvencích a dobré frekvenční rozlišení na nízkých frekvencích, což odpovídá špatnému rozlišení v měřítku na nízkých frekvencích. Proto se vlnková transformace hodí pro analýzu signálů, které obsahují nízké frekvence v celé své délce a vysoké frekvence jen v krátkých časových intervalech.[54]

Rovnice (11) popisuje míru podobnosti mezi vlnkovou funkcí a úsekem signálu  $f(t)$ , se kterým příslušnou vlnkovou funkcí porovnáváme. Čím bude měřítko  $a$  menší, tím bude vlnková funkce v čase užší (komprimovanější) a bude korelovat s vyššími kmitočty obsaženými v signálu. Zvětšováním hodnoty  $a$  docílíme rozšíření (dilatace) vlnkové funkce v čase a vlnková funkce bude korelovat s nízkými kmitočty signálu. Pro každý časový posun  $b$  se přes všechny časy  $t$  integruje součin vlnkové funkce a signálu. Pokud signál obsahuje např. nějakou diskontinuitu v čase  $t=T$ , bude pro malou hodnotu měřítka  $a$  při časovém posunu  $b=T$  tato diskontinuita s komprimovanou vlnkovou funkcí korelovat a hodnota koeficientu  $W(a,b)$  pro dané hodnoty  $a$  a  $b$  bude relativně vysoká. Diskontinuita bude přesně lokalizována v čase  $b=T$ . Při použití Fourierovy transformace bychom ve spektru sice viděli frekvenční komponenty na vyšších kmitočtech, ale neměli bychom žádnou informaci o tom, kde se diskontinuita nachází.

Pro získání diskrétní vlnkové transformace (DWT – discrete wavelet transform) je nutné dvojdimenzionální spojitou transformaci vzorkovat. K tomuto účelu se používá dyadické (oktávané) vzorkování, při němž jsou uzlové hodnoty parametrů určeny podle:

$$a = 2^m, \quad b = k \cdot 2^m = s \cdot k, \quad (12)$$

kde  $m$  a  $k$  jsou celočíselné konstanty, pak

$$W_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} w\left(\frac{t-2^p k}{2^p}\right) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} w(2^{-m}t - k) \quad (13)$$

Díky tomu je měřítko vzorkováno v dyadické posloupnosti, zatímco časová osa je rozdělena rovnoměrně. Lze dokázat, že vzorky spektra v takto stanovených bodech nesou úplnou informaci o zdrojovém signálu. Ten může být tedy dokonale rekonstruován na základě diskretních koeficientů spektra. Hustota vzorkování spektrálních hodnot v čase se zmenšuje se vzrůstajícím měřítkem  $a$ .

Proměnné rozlišení je významným rysem vlnkové transformace v porovnání s krátkodobou Fourierovou transformací s konstantním rozlišením daným délkou výběrového okénka. Vzhledem k pásmově omezenému spektru vlnkové funkce lze proces konvoluce s touto funkcí interpretovat jako filtraci pásmově omezenou propustí. Z hlediska číslicového zpracování signálů představuje vlnková transformace úplnou banku filtrů s rozkladem signálu do dílčích frekvenčních pásem s tím, že základní nejpomalejší frekvenční složky jsou detekovány s využitím měřítkové funkce (scaling function).

Vlnkové funkce jsou tak popsány pásmovými filtry (band-pass filter) a měřítkové funkce představují komplementární dolnofrekvenční propust (low-pass filter). Příslušné koeficienty se přitom určují z konvoluce signálu a příslušné analyzující funkce. Měřítko je přitom nepřímo úměrné frekvenci, přičemž nízké frekvence odpovídají velkým měřítkům a dilatované vlnkové funkci.[55]

Vlnkovou analýzou při velkých měřítkách získáváme ze signálu globální informaci (aproximační složku) a při malých měřítkách podrobné informace (detailní složku) představující rychlé změny v signálu. Signály jsou v praktických aplikacích často pásmově omezené s konečnou energií a pro příslušnou analýzu postačí tedy omezená sada měřítek. Výpočet koeficientů diskretní vlnkové transformace se realizuje postupnou aplikací vysokofrekvenční propusti (představující vlnkovou funkci) a nízkofrekvenční propusti (představující měřítkovou funkci) na daný signál s využitím Mallatova dekompozičního schématu (obr. 12).[56, 57] Pro každou úroveň dekompozice  $p$  je výstupem vysokofrekvenční propusti  $h_d(k)$  detailní složka  $cD_p(n)$  signálu a výstupem komplementární nízkofrekvenční propusti  $l_d(k)$  je složka aproximační  $cA_p(n)$ . S využitím konvoluce a následným podvzorkováním dostaneme [21]

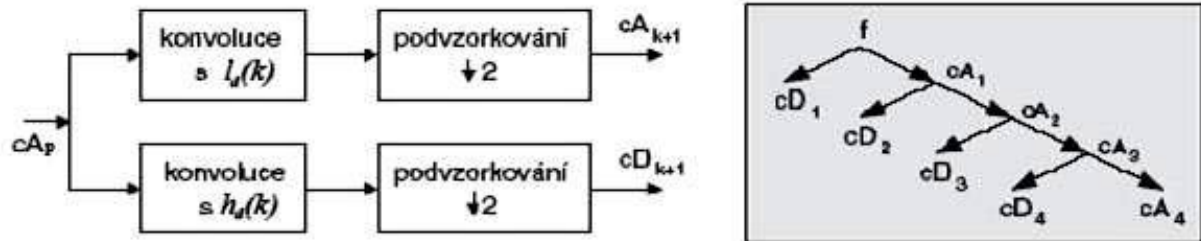
$$cD_p(n) = \sum_{k=0}^{L-1} h_d(k) cA_{p-1}(2n - k) \quad (14)$$

$$cA_p(n) = \sum_{k=0}^{L-1} l_d(k) cA_{p-1}(2n - k) \quad (15)$$

pro  $n = 0, \dots, N/2$ , kde  $cA_0(n) = x(n)$  je analyzovaný signál a posloupnosti  $h_d(k)$  a  $l_d(k)$  definují dekompoziční filtry. Soubor vlnkových funkcí tvoří ortogonální bázi a umožňuje jednoduchou rekonstrukci signálu založenou na vložení nulových hodnot mezi každé dva vzorky a následné konvoluci s rekonstrukčními filtry  $l_r(k)$  a  $h_r(k)$  odvozených z filtrů dekompozičních inverzí pořadí jejich koeficientů jako  $h_r(k) = h_d(L - k)$  a  $l_r(k) = l_d(L - k)$  pro  $k = 0, \dots, L - 1$ . Soubor filtrů přitom umožňuje perfektní rekonstrukci původního signálu z odpovídajících DWT koeficientů, pokud má signál konečnou energii a vlnková funkce splňuje podmínku přípustnosti.



S ohledem na široké možnosti volby typu vlnkových funkcí, proměnné rozlišení v časové a frekvenční oblasti a rozsáhlé možnosti dekompozice a rekonstrukce původního signálu či obrazu poskytuje vlnková analýza široké aplikační možnosti ve zpracování inženýrských signálů, zpracování signálů a obrazů v biomedicině a dalších signálů. Hlavní využití spočívá ve všech případech v analýze signálů a obrazů, v jejich kompresi a odstranění rušivých složek.[26]



Obr. 12.: Dekompoziční schéma vlnkové transformace [21]

## 7.4 Aplikace vlnkové transformace

Měřený signál obsahuje složky signálu a rušení. Zatímco úzkopásmové rušivé signály (drift a brum) jsou potlačitelné lineární filtrací, pro potlačení širokopásmových myopotenciálů lineární filtrace vhodná není, protože vede k výraznému ořezání extrémů kmitů v komplexech QRS a k porušení náhlých změn strmosti signálu v začátcích a koncích komplexů QRS.[58]

Spektrum signálu EKG zaujímá pásmo přibližně od 1 do 125 Hz (dolní mez je dána tepovou frekvencí).[27] Se spektrem signálu EKG se výrazně překrývá spektrum rušivých myopotenciálů - málo významné bývá v dolní části spektra, narůstat začíná přibližně od 10 Hz. U klidových EKG signálů bývá úroveň rušení nízká, která při vizuálním hodnocení signálu EKG většinou nevádí, avšak může komplikovat počítačovou analýzu signálu. Velmi nepříjemné bývá rušení myopotenciály u zátěžových EKG signálů, případně u klidových EKG signálů velmi malých dětí.

Zajímavou možností pro potlačení myopotenciálů je využití DWT, kdy lze filtrovat signál vhodnou úpravou koeficientů transformace v závislosti na odhadnuté úrovni rušení. Ve srovnání s filtrací dolní propustí může vlnková filtrace vést k podstatně menšímu zkreslení signálu. Důležitá je přitom volba strategie úpravy koeficientů vlnkové transformace signálu. Při použití tvrdého prahování je nevýhodou především výskyt vysokých artefaktů způsobených nadprahovými koeficienty DWT šumu, které je nepříjemné zejména v oblastech na začátcích nebo na koncích komplexů QRS. Hlavní nevýhodou měkkého prahování je snižování extrémů kmitů v komplexech QRS a ve zmenšené podobě také výskyt zmíněných artefaktů.[59]

### 7.4.1 Potlačování rušivých složek

Cílem vlnkové filtrace je taková úprava koeficientů DWT signálu, při které jsou v nejvyšší možné míře potlačeny šumové koeficienty a minimálně poškozeny koeficienty užitečného signálu. Pokud se spektra užitečného signálu a rušení výrazně překrývají, bývá vlnková filtrace k užitečnému signálu šetrnější než filtrace lineární. Při návrhu vlnkového filtru se musíme zabývat dvěma okruhy problémů: výběrem vhodného typu DWT a hledáním vhodné strategie úpravy koeficientů DWT.[28, 60]

Potlačování rušivých složek signálu představující další významnou aplikaci DWT se skládá ze tří po sobě následujících kroků:

- dekompozice signálu do určité úrovně  $P$ ,
- prahování výsledných DWT koeficientů,
- rekonstrukce signálu s použitím upravených detailních koeficientů od úrovně 1 až  $P$  a aproximačních koeficientů z úrovně  $P$ .

Prahování koeficientů je přitom možné realizovat volbou globální úrovně společné pro všechny úrovně rozkladu nebo je možné tuto úroveň odlišit pro dílčí dekompoziční úrovně a aplikovat prahování lokální. Při aplikaci prahování lze volit prahování měkké (soft) a tvrdé (hard) nebo volit vlastní prahovací algoritmy.[29]

#### 7.4.2 Tvrdé prahování

Při tvrdém prahování se vynulují koeficienty výstupního signálu  $y(n)$ , jejichž absolutní hodnota vstupního signálu  $x(n)$  je menší než hodnota konstanty  $\delta$  podle vztahu

$$y_{hard}(n) = \begin{cases} x(n) & \text{pro } |x(n)| > \delta \\ 0 & \text{pro } |x(n)| \leq \delta \end{cases} \quad (16)$$

#### 7.4.3 Měkké prahování

Měkké prahování probíhá stejným způsobem, ale navíc se hodnota  $\delta$  odečítá od absolutních hodnot koeficientů větších než  $\delta$  podle vztahu

$$y_{soft}(n) = \begin{cases} \text{sign}(x(n))(|x(n)| - \delta) & \text{pro } |x(n)| > \delta \\ 0 & \text{pro } |x(n)| \leq \delta \end{cases} \quad (17)$$

V porovnání s tvrdým prahováním nezpůsobuje měkké prahování nespojitosti ve výsledném zrekonstruovaném signálu.

#### 7.4.4 Stanovení prahových hodnot

Prahy pro úpravu koeficientů při vlnkové filtraci je žádoucí nastavit s ohledem na úroveň (směrodatnou odchylku  $\sigma_w$  či rozptyl  $\sigma_w^2$ ) šumu  $w$ . Je-li úroveň šumu nižší, jsou také prahové hodnoty menší a snižuje se i míra poškození užitečného signálu.

Předpokládejme aditivní směs  $x(n)$  užitečného signálu  $s(n)$  a šumu  $w(n)$  [27]

$$x(n) = s(n) + w(n) \quad (18)$$

Označíme-li koeficienty DWT vstupního signálu  $x(n)$  jako  $y_m(n)$ , užitečného signálu jako  $u_m(n)$  a šumu jako  $v_m(n)$ , kde  $n$  je index koeficientu dané úrovně rozkladu, můžeme díky linearitě DWT psát

$$y_m(n) = u_m(n) + v_m(n) \quad (19)$$

#### 7.4.5 Univerzální a empirický práh

Pro bílý šum s Gaussovým rozložením byla odvozena hodnota prahu

$$\lambda = \sigma_w \sqrt{2 \ln(N)} \quad (20)$$

kteřá minimalizuje riziko, že se liší od optimální, ale neznámé prahové hodnoty.  $N$  je počet vzorků signálu, což znamená, že práh roste (i když velmi pomalu) s délkou signálu. Původně byla tato hodnota odvozena pro dyadickou DWT s decimací jako univerzální, tj. stejná pro všechna pásma rozkladu. Při jejím odvození bylo sledováno spíše vyhlazení signálu než minimalizace střední kvadratické odchylky filtrovaného signálu od signálu užitečného. Obvykle bývá tato hodnota prahu považována za příliš vysokou i při potlačení barevného šumu, kdy práh nastavujeme pro každé pásmo zvlášť. Jako nejjednodušší náhrada se nabízí možnost násobit směrodatnou odchylku šumu empirickou konstantou  $K$ . Při potlačování barevného šumu pak volíme prahové hodnoty pro každé  $m$ -té pásmo jako

$$\lambda_m = K_m \sigma_{v_m} . \quad (21)$$

#### 7.4.6 Práh vycházející ze zobecněného Gaussova rozložení koeficientů

Metoda byla odvozena původně pro filtraci dvourozměrných dat. Autoři vyšli z poznatku, že rozložení koeficientů DWT v jednotlivých pásmech lze u obecných obrazů popsat zobecněným Gaussovým rozložením. Vytvořili statistický model, na jehož základě minimalizovali střední kvadratickou odchylku filtrovaného signálu od signálu užitečného a po zjednodušení došli k vyjádření prahové hodnoty pro jednotlivá pásma v podobě

$$\lambda_m = \frac{\sigma_{v_m}^2}{\sigma_{u_m}} , \quad (22)$$

tedy jako podíl rozptylu šumu a směrodatné odchylky užitečného signálu v  $m$ -tém pásmu.

Práh lze intuitivně komentovat následujícím způsobem: převažuje-li v  $m$ -tém pásmu směrodatná odchylka užitečného signálu nad směrodatnou odchylkou šumu, bude práh  $\lambda_m < \sigma_v$ ; v opačném případě, kdy bude převažovat směrodatná odchylka šumu, bude  $\lambda_m > \sigma_v$ . [29]

## 8 Návrh a realizace měřicího řetězce

Před přistoupením k vlastní problematice realizace měřicího řetězce, kdy bude navržen zdravotnický elektrický systém, je zcela nezbytné věnovat pozornost dosažení co nejvyšší bezpečnosti jak pro pacienty, tak pro obsluhu i prostředí. Bezpečnost pacientů je definována jako absence poškození nebo možnosti poškození pacienta v souvislosti se zdravotní péčí.

Bezpečnost je v poslední době velmi aktuální a problematika bezpečí je hodně vyzdvižovaná a skloňovaná. Píše se o ní v odborných časopisech, knihách, je tématem na konferencích a mnoho odkazů najdeme samozřejmě i na internetové síti.

V Evropské unii je tomuto problému věnována značná pozornost, jež má v rámci politického programu EU vysokou prioritu. V roce 2005 členské státy zřídily mechanismus pro debatu o otázkách bezpečnosti pacientů a další práci v této oblasti. V rámci skupiny na vysoké úrovni pro zdravotnické služby a zdravotní péči byla zřízena pracovní skupina, prostřednictvím níž hodlá Evropská komise podporovat práci a činnost členských států. Aktivními členy pracovní skupiny jsou i Světová zdravotnická organizace (zejména prostřednictvím Světové aliance pro bezpečnost pacientů), Rada Evropy, OECD a evropská sdružení pacientů, lékařů, zdravotních sester, lékárníků, zubních lékařů a nemocnic.[61]

O bezpečnosti pacientů se v současnosti hodně diskutuje a píše v souvislosti se zvyšováním kvality ošetrovatelské péče a s akreditacemi nemocnic. Bezpečnost nemocného je jednou z hlavních priorit ošetrovatelské péče a proto i tato práce této problematice věnuje dostatečný prostor.

Zdravotnické elektrické přístroje představují charakterem svého použití velmi specifickou skupinu elektrotechnických výrobků, u které je řada parametrů, jež jsou jinde připouštěny v určitých, dosti volných tolerancích, sledována mnohem přísněji. Zpravidla jde o znatelnější potlačení nežádoucích projevů elektrického proudu, avšak často se jedná i o opačný případ, kdy se požaduje velmi exaktní kontrola záměrného působení elektřiny na biologický objekt.

Zásady konstrukce běžných elektrických přístrojů jsou dnes, s průběžným přizpůsobováním se rozvoji světové vědy a techniky, takřka stabilizované. Tato situace svádí k následování i u zdravotnických elektrických přístrojů. Takový postup však může vést k nežádoucím, až nebezpečným výsledkům. Zásady, které je nutno u zdravotnických elektrických přístrojů bezpodmínečně dodržovat, je nezbytné uvést do povědomí odborníků pokud možno již při jejich studiu, přičemž nerozhoduje, jde-li o studium na středních či vysokých školách, nebo o dělnické učební obory.

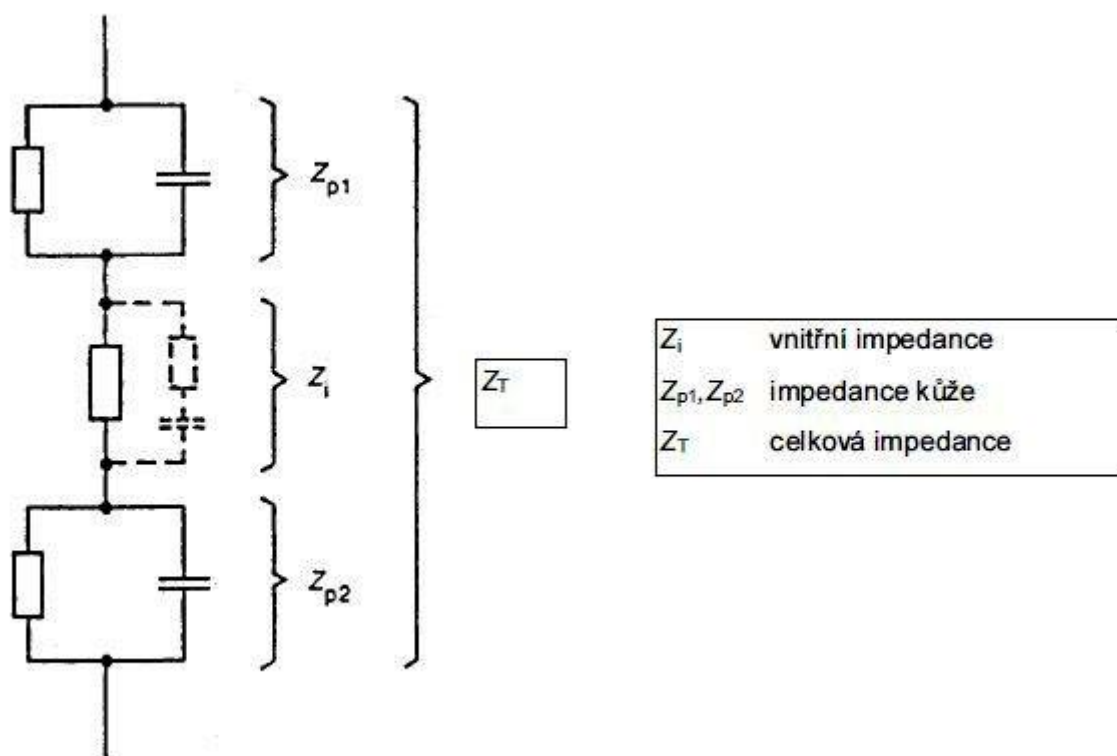
Úspěšné proniknutí do této problematiky lze usnadnit seznámením se s informacemi, které jsou dostupné, avšak z důvodu určité izolovanosti oboru, vyplývající z dosud jeho relativně menšího zastoupení mezi ostatními průmyslovými a strojírenskými obory, nikoli běžně publikované a rozšířené. Tyto informace jsou nejrůznějších úrovní a významu, od jednoduchých zásad po důležité skutečnosti, k nimž by přímou cestou patrně nedospěl ani pracovník s velkou praxí v jiných elektrotechnických oborech. Pro konstrukční, výrobní i kontrolní činnost, pro servis i praktické využití zdravotnické techniky v nemocnicích a jinde je nezbytné se těmito zásadami řídit. Je žádoucí mít na paměti mj. dvě hlediska, pro něž tomu tak je. V první řadě jde o bezpečnost pacientů, obsluhu i prostředí. Nezanedbatelným faktem pak je i ta skutečnost, že schvalovací řízení nových prostředků zdravotnické techniky je všude na světě mimořádně náročné a že bez ohledu na způsob formálního vyjádření se vždy jedná o požadavky věcně téměř totožné nebo alespoň značně podobné.[62]

## 8.1 Účinky elektrického proudu na lidský organismus

Pro posouzení bezpečnosti pacienta z hlediska předcházení úrazům elektrickým proudem, je třeba znát účinky elektrického proudu na lidský organismus. Nebezpečnost elektřiny spočívá především v její nehmotnosti, proto předem ničím nevaruje před rizikem. Přitom důsledně dodržuje fyzikální zákony bez ohledu na to, zda jsou člověku ku prospěchu či nikoliv.

### 8.1.1 Elektrická impedance lidského těla

Elektrický odpor lidského těla je proměnná veličina. U jednotlivců se pohybuje mezi 600 – 2000 i více Ohmů. Hlavním vodičem je krev, cévy a svaly. Největší odpor kladou kosti, hlavně v zápěstních a hlezenních kloubech. Celková impedance lidského těla se skládá z odporových a kapacitních složek (obr. 13) a je součtem impedance kůže a vnitřní impedance lidského těla.[65]

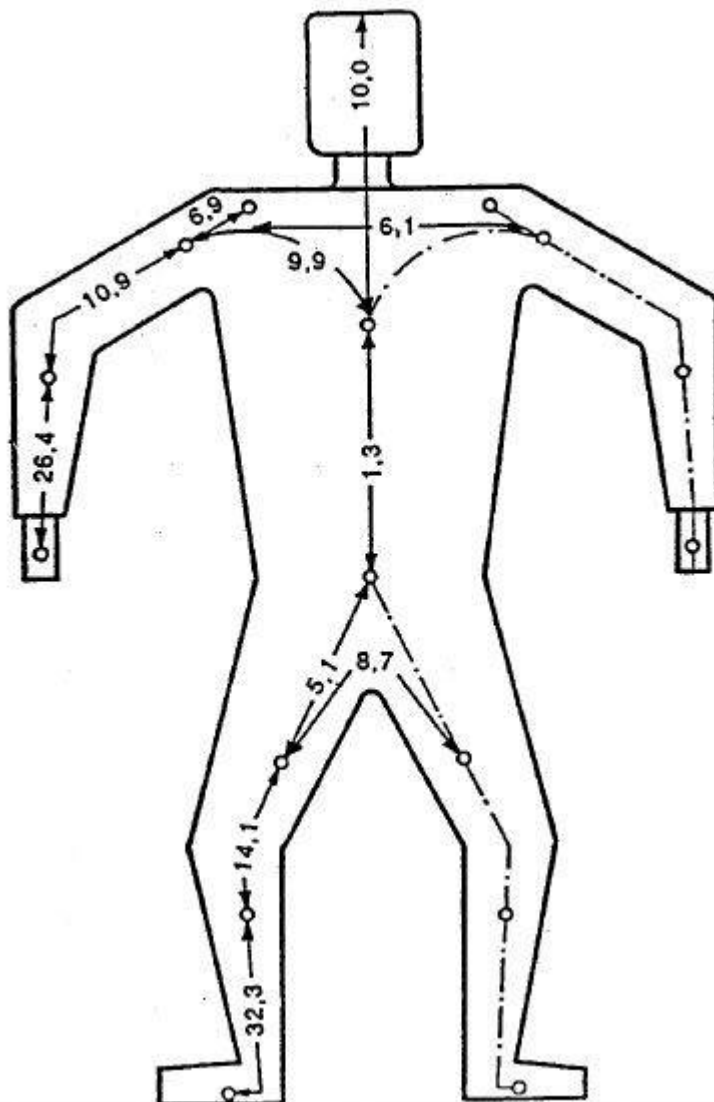


Obr. 13.: Impedance lidského těla [64]

Vnitřní impedanci lidského těla lze považovat jako převážně odporovou. Její hodnoty závisí především na dráze proudu a v menší míře na ploše kontaktního povrchu. Obrázek 14 zobrazuje vnitřní impedanci lidského těla pro jeho různé části, vyjádřenou v procentech hodnoty pro dráhu z ruky do chodidla. Pro dráhy proudu z jedné ruky do druhé nebo z ruky do chodidel jsou významné zejména impedance končetin (paže a nohy). Jestliže impedance trupu se zanedbá, lze sestavit zjednodušené náhradní schéma (obr. 13).

Impedanci kůže lze považovat za soubor odporů a kapacitací. Strukturu kůže tvoří poloizolující vrstva a malé vodivé prvky (póry). Impedance kůže klesá, když se proud zvyšuje. Někdy lze stopy proudu pozorovat. Hodnota impedance kůže závisí na napětí, kmitočtu, době působení proudu, kontaktní ploše, tlaku kontaktu, na míře vlhkosti kůže,

teplotě a typu kůže. U dotykových střídavých napětí cca 50 V se hodnota impedance kůže značně mění s plochou kontaktního povrchu, teplotou, pocením, rychlým dýcháním, atd., a to i u těže osoby. U vyšších dotykových napětí nad cca 50 V se impedance kůže značně snižuje. Jestliže se kůže protrhne, její impedance má zanedbatelnou hodnotu. Pokud jde o vliv kmitočtu, impedance kůže se snižuje se zvyšujícím kmitočtem.[63]



Obr. 14.: Vnitřní impedance lidského těla (Čísla označují procenta vnitřní impedance lidského těla pro danou část těla, ve vztahu k dráze z ruky do chodidla.) [64]

K vnitřnímu odporu lidského těla je nutné přičíst i odpor kůže, který však značně kolísá. Velikost odporu závisí hlavně na styčné ploše, na teplotě a vlhkosti kůže a na síle rohové vrstvy kůže. Je-li povrch kůže vlhký, klesne odpor na 1/3 hodnoty odporu suché kůže. Proto při měření odporu těla napětím pod 50 V vychází podstatně vyšší hodnoty než při měření napětím vyšším.

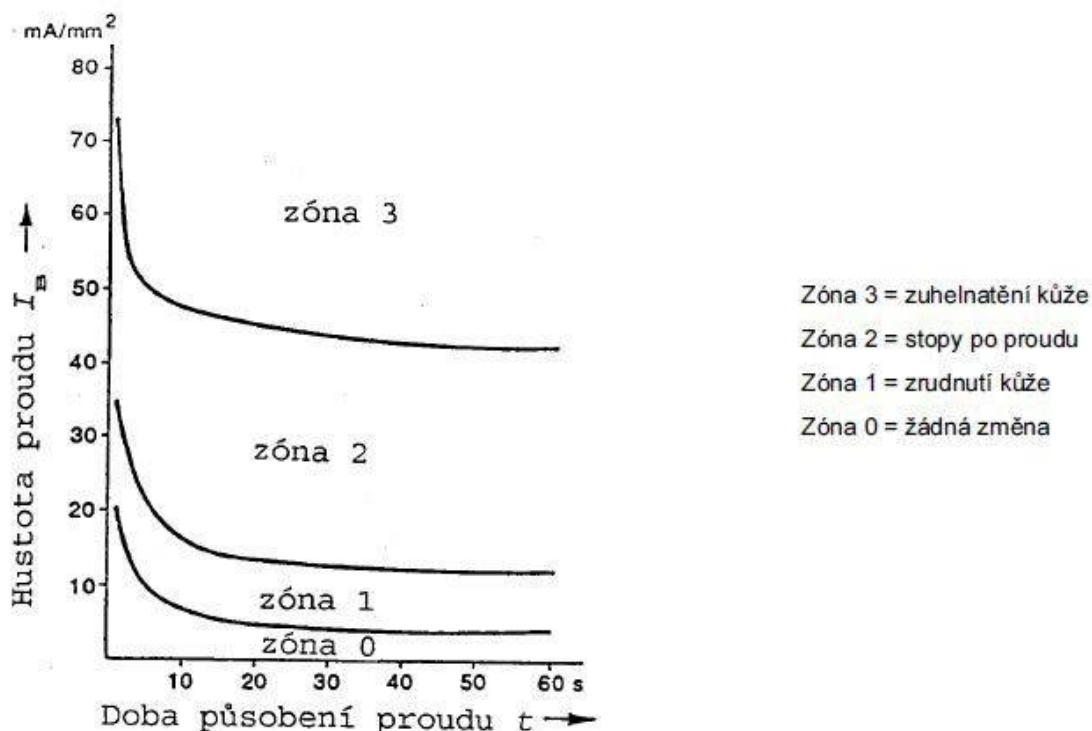
### 8.1.2 Účinky proudu

Pokud jde o dráhu proudu, lze říci, že nejnebezpečnější je cesta proudu krajinou srdeční. Nejnebezpečnější je proto dotyk s vodičem oběma rukama, neboť při tomto dotyku je vyloučen odpor obuvi a podlahy a proud prochází přímo krajinou srdeční.

K úrazu elektrinou dochází při průchodu proudem se škodlivými fyziologickými účinky na lidský organismus tělem postiženého. Účinky proudu jsou buď přímé, kdy nebezpečný proud prochází tělem člověka nebo některou jeho částí, nebo nepřímé, kdy elektrický proud neteče sice tělem člověka, ale jeho účinky bezprostředně působí škodlivě na lidský organismus, např. prostřednictvím elektrického oblouku nebo působením škodlivého ionizačního nebo světelného záření.

Průvodními jevy a příznaky při průchodu střídavého proudu lidským tělem je zvonění v uších, záblesky světla a jasných míst před očima, pocit tepla, bolestivé stahy svalstva vedoucí až k dočasnému ochrnutí, nepravidelný srdeční tep, který může přejít až k rozkmitání srdečních komor (fibrilace), bledost, rozechvělost, pocení apod. Průchod většího proudu tělem způsobuje přehřátí svalstva a rychlé odpaření vody, které může způsobit roztržení kůže. Postižený se často nemůže pustit sám elektrického předmětu, který svírá, neboť působením proudu vzniká křečovitě stažení svalstva. Rozhodujícím momentem pro vznik elektrického úrazu od nízkého napětí je právě vznik svalové křeče. Dochází k ní při střídavém proudu 50 Hz u dospělých mužů přibližně při proudu 10 mA, u žen asi při 8 mA a u dětí může nastat již při 5 mA. Hranice vzniku svalové křeče bývá v zahraniční literatuře nazývána „let go“ (mez snesitelnosti). Nad mezí snesitelnosti je k zastavení průtoku proudu tělem člověka nutná pomoc jiné osoby, nestane-li se tak včas, dochází ve většině případů k smrtelnému úrazu. Mez snesitelnosti byla předmětem intenzivních výzkumů, při nichž se ukázalo, že ji nelze tak jednoznačně vyjádřit jen velikostí proudu, ale že je závislá i na jiných činitelích (fáze srdeční činnosti v okamžiku zasažení elektrickým proudem, doba průchodu proudu, apod.). Výzkum proto dosud pokračuje.[64]

Dojde-li při průchodu proudu k poškození vnějších částí lidského těla bezprostřední blízkostí elektrického oblouku, nepřímým působením elektrického proudu tavicího ochranné kryty nebo stykem člověka s nadměrně ohřátými částmi elektrického zařízení, dojde k popáleninám. Změny lidské kůže závisejí na hustotě proudu  $i_s$  (mA/mm<sup>2</sup>) a na době působení proudu (obr. 15).



Obr. 15.: Závislost změn lidské kůže na hustotě proudu a době působení proudu [64]

Jako vodítka lze uvést tyto hodnoty:

- pod  $10 \text{ mA/mm}^2$  nejsou zpravidla pozorovány na kůži žádné změny. Po delší době působení proudu (několik sekund) kůže pod elektrodou dostane šedobílou barvu s hrubým povrchem (zóna 0);
- mezi  $10 \text{ mA/mm}^2$  a  $20 \text{ mA/mm}^2$  dochází ke zrudnutí kůže s vlnovitým otokem bělavé barvy podél okrajů elektrody (zóna 1);
- mezi  $20 \text{ mA/mm}^2$  a  $50 \text{ mA/mm}^2$  se pod elektrodou vytváří hnědavá skvrna postupující do kůže. Po delší době působení proudu (několik desítek sekund) lze pozorovat kolem elektrody plno stop po proudu (puchýře) (zóna 2);
- nad  $50 \text{ mA/mm}^2$  může dojít k zuhelnatění kůže (zóna 3).[64]

Při velkých plochách dotyku mohou být hustoty proudu dostatečně nízké, než aby způsobily změny kůže, i když velikost tohoto proudu má smrtelné účinky.

Elektrická stigmata se projevují jako skvrny či znaménka v místech dotyku, nejsou bolestivá a ani nedochází k jejich zanícení.[64] Elektrometalizací se nazývá nasycení kůže částicemi kovu, který se vlivem proudu taví a odpaří. Pod pokožkou je cítit přítomnost cizího tělesa. Kůže má tmavý hrubý povrch. Při přímém působení elektrického proudu na lidský organismus rozhodují o závažnosti následcích tyto faktory:

- hodnota elektrického proudu protékajícího tělem postiženého v závislosti na napětí, přesněji na dotykovém napětí, jež je vlastně úbytkem napětí v lidském těle. Dotykové napětí je závislé na odporu lidského těla a ostatních přechodových odporech. Odpor lidského těla se procházejícím proudem snižuje v závislosti na protékajícím proudu a době jeho působení.
- čas, po který proud protéká lidským tělem. Po krátkodobém působení (méně než 0,2 s) většinou ustanou křeče, dýchací ústrojí a srdce začnou normálně pracovat, takže k vážnějším poruchám zdraví nedojde. Při déletrvajícím průchodu proudu může dojít k hlubokému bezvědomí, při němž ztráta času do poskytnutí 1. pomoci umělým dýcháním snižuje naději na záchranu. Dlouhodobé účinky proudu způsobují popáleniny vnitřní a vnější. Dochází k odumírání buněčné tkáně, přičemž se uvolňuje krevní barvivo, které vniká do krevního oběhu a narušuje činnost ledvin a nastupují příznaky otravy. U stejnosměrného proudu dochází navíc k elektrolýze, tj. rozkladu buněk, čímž dochází k jejich zanikání.
- druh proudu, jeho průběh a kmitočet, neboť reaktanční odpor kůže je přímo závislý na kmitočtu (tabulka 2). Vyšším kmitočtem se snižuje celkový odpor kůže. Snižování celkového odporu vlivem kmitočtu sice znamená zvýšení protékajícího proudu, ale možnost úrazu se nezvyšuje, nýbrž snižuje. Vysvětlení je v různém působení proudu o různém kmitočtu na buňky živé tkáně. Např. práh vnímání průchodu střídavého proudu o 50 – 60 Hz je kolem 1 mA, při 10 kHz asi při 12 mA a při 50 kHz asi při 100 mA.[66]



Tabulka 2: Účinky proudu v závislosti na kmitočtu.

Kmitočet proudu	Účinky proudu
0 - 15 Hz	pocitujeme jako teplo a pálení,
15 - 1000 Hz	pocitujeme jako bolestivé píchání a bodání, silnější proudy jako elektrickou ránu,
1 - 10 kHz	se pocítuje slaběji, neboť jejich účinky se rozšiřují na širší oblast než bezprostřední dotyk,
10 -100 kHz	vzniká pocit napětí kůže a stálého tlaku,
100 - 200 kHz	pocity přecházejí na vnímání tepelných účinků, je nebezpečí popálenin.

Průchod stejnosměrného proudu (tabulka 3) působí elektrickými účinky a vyvolává brnivé až bolestivé pálivé pocity. Při každém zapnutí a vypnutí vzniká bolestivé stažení svalstva. Fyziologickými účinky stejnosměrného proudu na lidský organismus jsou v oblastech napětí do 500 V asi 3 až 5x mírnější než účinky proudu střídavého. Ve vyšších oblastech napětí není mezi oběma druhy proudů podstatných rozdílů. Proudů o vysokých kmitočtech už nejsou nebezpečné. Např. kmitočty přes 500Hz se používají v diatermii. Z vysokého napětí zachráni často člověka okolnost, že při přiblížení k vodiči nastane přeskok a oblouk. To má za následek křeč a tím odmrštění postiženého od vodiče. Proud v takovém případě prochází tělem jen zlomek vteřiny, takže méně často nastává smrt. Při přeskoku může rovněž nastat ionizace vzduchové vlhké vrstvičky těsně nad pokožkou a proud je pak sveden touto dobře vodivou vrstvou.

Smrtelné účinky elektrického proudu jsou způsobeny současným ochromením dýchacích orgánů a srdce, jen zřídka samotným ochrnutím srdce.

- momentální psychofyziologické stavy člověka, např. snížená odolnost organismu únavou, rozčilením, nemocí, věkem, po požití alkoholu, které zejména ovlivňují odpor lidského těla.
- Všechny orgány lidského těla nejsou stejně vodivé a citlivé na elektrický proud. Pokožku si můžeme představit jako nedokonalý izolační obal lidského těla, protože má asi dvacetkrát menší vodivost než sliznice a měkké vnitřní orgány lidského těla. Působením napětí vyšších než asi 60V však kůže tuto vlastnost velmi rychle ztrácí. Tato skutečnost má podstatný vliv na stanovení meze bezpečných napětí.[63]

Tabulka 3: Porovnání účinku střídavého proudu 50 Hz a stejnosměrného proudu.

velikost proudu	střídavý proud	stejnoseměrný proud
0,6 - 1,5 mA	práh vnímání, pocit průchodu proudu, chvění prstů	žádný pocit
2,0 - 3,0 mA	silné chvění prstů	žádný pocit
5,0 - 7,0 mA	křeče v rukou	svědění, pocit tepla
8,0 - 10,0 mA	bolest v prstech, v zápěstích a pažích, lze pustit elektrodu	větší pocit tepla
20,0 - 25,0 mA	silná bolest, ztížené dýchání, ruce zvolna ochrnují, nelze pustit elektrodu	ještě větší pocit tepla, neznatelné zkrácení svalů na ruce
50,0 - 80,0 mA	ochrnutí dýchacích orgánů, bezvědomí, počátek chvění srdečních komor	silný pocit zahřívání, křeče, ztížené dýchání
90,0 - 100,0 mA	ochrnutí dýchacích orgánů, zastavení krevního oběhu, chvění srdečních komor, oblast smrtelných proudů	ochrnutí dýchacích orgánů, tepelné a elektrolytické účinky na nervový systém
50 mA a více	začíná přehřívání svalstva	ochromení srdeční činnosti, popáleniny zesílené účinky elektrolytické

### 8.1.3 Účinky sinusového střídavého proudu v rozsahu 15 Hz až 100 Hz

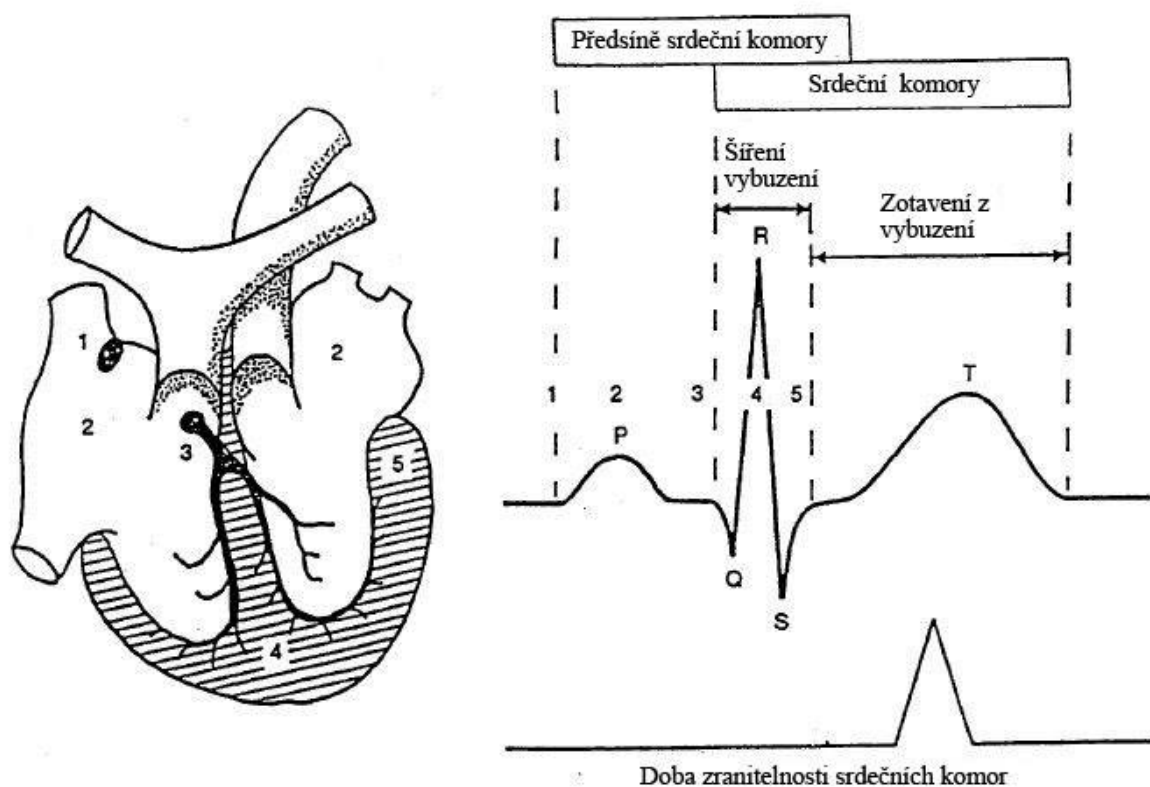
Práh vnímání a práh odpoutání jsou reakce závislé na několika parametrech, jako je plocha těla v kontaktu s elektrodou (kontaktní plocha), na podmínkách kontaktu (suchý, vlhký, na tlaku, teplotě) a také na fyziologických charakteristikách jednotlivce. Pro práh reakce se přijímá obecná hodnota 0,5 mA nezávislá na čase. Práh odpoutání závisí na několika parametrech, jako je kontaktní plocha, tvar a velikost elektrod a také na fyziologických charakteristikách jednotlivce.

Práh komorové fibrilace závisí na fyziologických parametrech (anatomie těla, stavu srdeční funkce, atd.), stejně jako na elektrických parametrech (době trvání a dráze průtoku proudu, parametrech proudu, atd.) U sinusového střídavého proudu (50 Hz nebo 60 Hz) práh fibrilace značně poklesne, jestliže působení proudu se prodlouží za periodu srdečního cyklu. K tomuto účinku dochází zvýšenou nestejnorodostí vybuzeného stavu srdce v důsledku dodatečných srdečních stahů vyvolaných proudem.

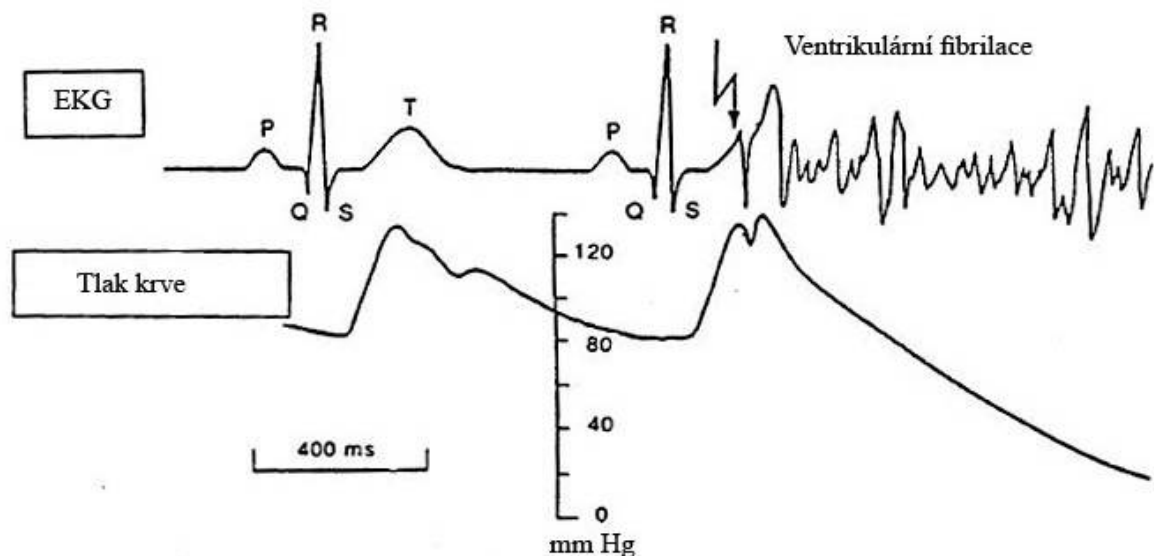
Působí-li proud při úrazu v čase do 0,1 s, může se fibrilace vyskytnout u proudů o intenzitách nad 500 mA a pravděpodobně se vyskytuje u proudů i o intenzitách několik řádů jednotek ampérů méně pouze tehdy, jestliže k zasažení proudem dojde v době zranitelnosti (obr. 16). Působí-li proud takové intenzity a po dobu delší než je jeden srdeční cyklus může způsobit vratnou zástavu srdce (obr. 17).

Komorová fibrilace se považuje za hlavní příčinu úmrtí při elektrickém úrazu. Existuje také řada důkazů o úmrtí v důsledku zadušení (asphyxie) nebo zástavy srdce. Patofyziologické účinky jako svalové stahy, dýchací potíže, zvýšení tlaku krve, poruchy v tvorbě a vedení impulsů v srdci včetně síňové fibrilace a přechodná zástava srdce se mohou vyskytnout bez komorové fibrilace. Takové účinky nejsou smrtelné a jsou obvykle vratné, ale stopy po proudě se mohou vyskytnout.

U proudů o několika ampérech trvajících více než několik sekund, je pravděpodobný výskyt hlubokých popálenin nebo jiných zranění, která mohou být i vnitřní. Tato zranění mohou být i smrtelná.



Obr. 16.: Výskyt doby zranitelnosti srdečních komor během srdečního cyklu. Číslice označují postupná stádia šíření vybuzení [64]



Obr. 17.: Spouštění komorové fibrilace v době zranitelnosti. Vlivy na elektrokardiogram (EKG) a na tlak krve [64]

#### 8.1.4 Účinky stejnosměrného proudu

Pojem „stejnosemřný proud“ znamená stejnosměrný proud bez zvlnění. Avšak pokud jde o účinky fibrilace, považují se údaje této kapitoly za platné pro stejnosměrné proudy se sinusovým zvlněním nepřesahujícím 10 % efektivní hodnoty.

Prahy jsou závislé na několika parametrech, jako je kontaktní plocha, podmínky kontaktu (suchý, vlhký, na tlaku, teplotě), doba působení proudu a na individuálních fyziologických charakteristikách. Na rozdíl od střídavého proudu je pocíťováno pouze připojení a odpojení proudu a není vnímán žádný pocit během působení proudu na úrovni prahu vnímání. Na rozdíl od střídavého proudu nelze pro stejnosměrný proud definovat práh odpojení. Pouze připojení a odpojení proudu vyvolává bolestivé a křečovité stahy svalů.

Jak je popsáno pro střídavý proud, práh komorové fibrilace vyvolaný stejnosměrným proudem je závislý na fyziologických i na elektrických parametrech. Jeví se, že informace vyvozené z elektrických úrazů ukazují, že nebezpečí komorové fibrilace obecně existuje u podélných proudů. Pokusy provedené na zvířatech ukázaly, že v případě příčných proudů při vyšších intenzitách proudu může dojít ke komorové fibrilaci. Pokusy provedené na zvířatech stejně jako informace odvozené z elektrických úrazů ukazují, že práh fibrilace pro proud klesající je přibližně dvakrát tak vysoký jako pro proud stoupající.

Pro dobu působení proudu, delší než je cyklus srdce, je práh fibrilace pro stejnosměrný proud několikrát vyšší než pro střídavý proud. Pro dobu trvání zasažení proudem kratší než 200 ms je práh fibrilace přibližně stejný jako pro střídavý proud vyjádřený v efektivních hodnotách.

Nad cca 100 mA může vzniknout v končetinách během protékání proudu pocit tepla. Uvnitř kontaktní plochy vznikají bolestivé pocity v kůži. Příčné proudy do 300 mA protékající lidským tělem po několik minut, rostoucí s časem, mohou způsobit vratné srdeční arytmie, stopu po proudu, popáleniny, závratě a někdy bezvědomí. Nad 300 mA je výskyt bezvědomí častý. U proudů o několika ampérech, trvajících více než několik sekund, dochází k hlubokým popáleninám nebo jiným zraněním a dokonce k úmrtím.[64]

## 8.2 Konstrukce zdravotnických elektrických přístrojů

Oblast lékařské techniky zahrnující zdravotnické elektrické přístroje představuje v dnešní době velmi specifickou část elektrotechniky. Existuje celá řada parametrů, pro které platí mnohem přísnější předpisy. Tolerance, v nichž se tyto parametry mohou pohybovat, nejsou ani z daleka tak volné, jak tomu je v jiných oborech elektrotechniky. Přímé propojení člověka a elektronického zařízení, které je při některých lékařských procedurách nutné, vnáší do technické praxe nové dimenze. Mezi ně patří i výrazná bezpečnostní rizika. Je nutné více potlačovat nežádoucí projevy elektrického proudu na biologický objekt. Na druhou stranu existují i opačné případy, kdy se požaduje velmi přesná kontrola záměrného působení elektřiny na člověka.

V současné době vychází požadavky kladené na bezpečnost zdravotnické elektrické přístroje z nejrozšířenějších evropských norem (zavedených i do soustavy českých technických norem), a to:

**ČSN EN 60601-1:1994** Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost (IEC 60601-1:1988) (36 4800), včetně změn ČSN EN 60601-1/A1+A11+A12, ČSN EN 60601-1/A2 a ČSN EN 60601-1/A13

**ČSN EN 60601-1-1 ed.2 (2001)** Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1-1: Všeobecné požadavky na bezpečnost – Skupinová norma: Požadavky na bezpečnost elektrických systémů (IEC 60601-1-1:2000) (36 4800).[67]

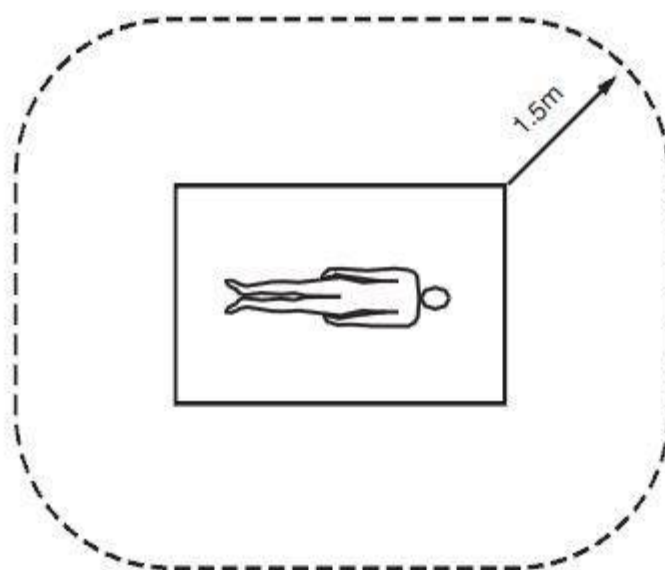
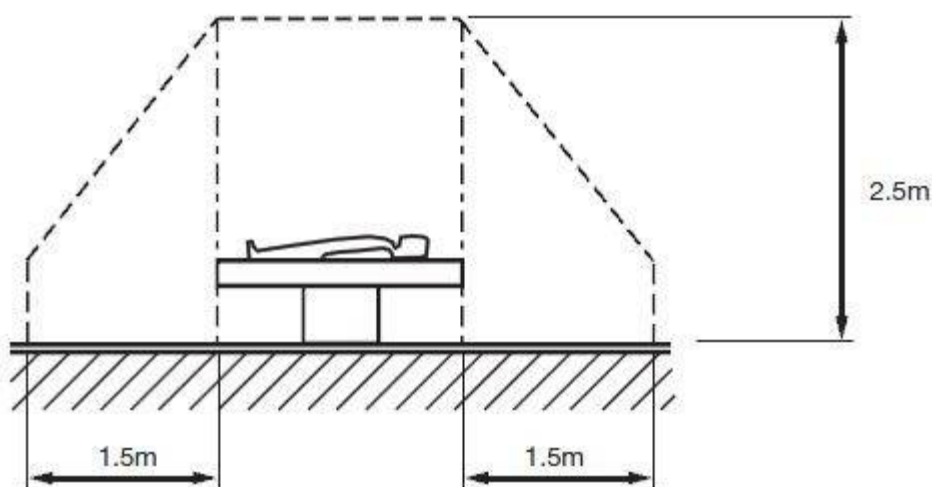
Norma kromě jiného specifikuje požadavky na tzv. příložnou část. Příložnou část má většina zdravotnických prostředků, slouží k diagnostice nebo léčebnému výkonu. Norma rozděluje příložné části do skupin B, BF a CF. Nej přísnější požadavky jsou na příložné části CF, které slouží k výkonům na otevřeném pacientovi. V případě defibrilátorů tedy přímo na srdci pacienta.[62]

### 8.2.1 Požadavky na zdravotnické elektrické systémy

V současné době lze zřídka kdy vystačit při léčbě, diagnostice nebo monitorování u jednoho pacienta s jedním zdravotnickým elektrickým přístrojem. Obvyklé je současné použití více přístrojů, funkčně propojených, a přitom některé z nich nemusí být zdravotnického charakteru a tudíž nesplňují požadavky, které se v okolí pacienta nutně vyžadují. Nezdravotnické elektrické přístroje mohou, každý individuálně, zcela vyhovovat požadavkům norem bezpečnosti, platným v jejich specifickém aplikačním oboru. Často však nesplňují požadavky bezpečnosti pro zdravotnické elektrické přístroje a mohou ovlivnit bezpečnost celého systému. Někdejší všeobecně uznávaná řešení s použitím oddělovacích síťových transformátorů s elektrickou pevností 4 kV již dnešním požadavkům neodpovídají. Z tohoto důvodu, pro zachování požadavků na bezpečnost, byla zavedena norma IEC 60601-1-1 *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1-1: Všeobecné požadavky na bezpečnost – Skupinová norma: Požadavky na bezpečnost zdravotnických elektrických systémů.*

Přístroje systému mohou být umístěny buď v místnostech pro poskytování lékařské péče, určených pro diagnostiku, léčbu nebo monitorování pacientů, nebo v místnostech určených pro poskytování lékařské péče, kde se žádné zdravotnické úkony neprovádějí. V místnostech určených pro poskytování lékařské péče mohou být elektrické přístroje umístěny vně nebo uvnitř oblasti, definované jako *pacientské prostředí*. [62]

V praxi mohou nastat dvě situace. Různé zdravotnické elektrické přístroje mohou být současně provozované a připojené k pacientovi, avšak *nepropojené navzájem*. Tyto přístroje se mohou navzájem ovlivňovat, např. VF chirurgický přístroj na operačním sále může ovlivnit monitorování pacienta. Takovou situaci může postihnout pokyn v návodu k použití a norma se na ni nevztahuje. Jiná situace nastane u systému sestávajícího ze zdravotnických elektrických přístrojů a případně i nezdravotnických elektrických přístrojů, vzájemně *účelově propojených*, např. pro diagnostiku a léčbu pacienta (systémy pro rentgenovou diagnostiku, monitorování pacientů, CT nebo MRI). Různé části takového systému mohou být umístěny uvnitř nebo vně pacientského prostředí a být přitom v místnosti pro poskytování lékařské péče, nebo mohou zasahovat za její hranice do místnosti pro poskytování zdravotnické péče neurčené a obsahující např. zařízení pro rozvod energií nebo zpracování dat. Takovou situaci se norma zabývá a její požadavky popisují nezbytná bezpečnostní opatření a zkoušky.



Obr. 18.: Pacientské prostředí [62]

*System*, sestávající z více různých přístrojů, nesmí po instalaci ani po změnách později provedených způsobit ohrožení bezpečnosti pacienta, obsluhy nebo okolí. *System*, jako celek, musí poskytovat [68]:

- v patientském prostředí (obrázek 18) stejnou úroveň bezpečnosti jako zdravotnický elektrický přístroj, vyhovující požadavkům IEC 60601-1, a
- vně patientského prostředí úroveň bezpečnosti odpovídající „nezdravotnickým“ elektrickým přístrojům, vyhovujícím požadavkům jiných norem bezpečnosti IEC nebo ISO.

V souvislosti s částmi vstupu signálu a částmi výstupu signálu zdravotnického elektrického přístroje a požadavky IEC 60601-1, se dosáhne bezpečnosti spojení pomocí:

- opatření provedených v přístrojích;
- oddělovacích prostředků, tvořících příslušenství přístrojů;
- oddělovacích prostředků, tvořících příslušenství systému.

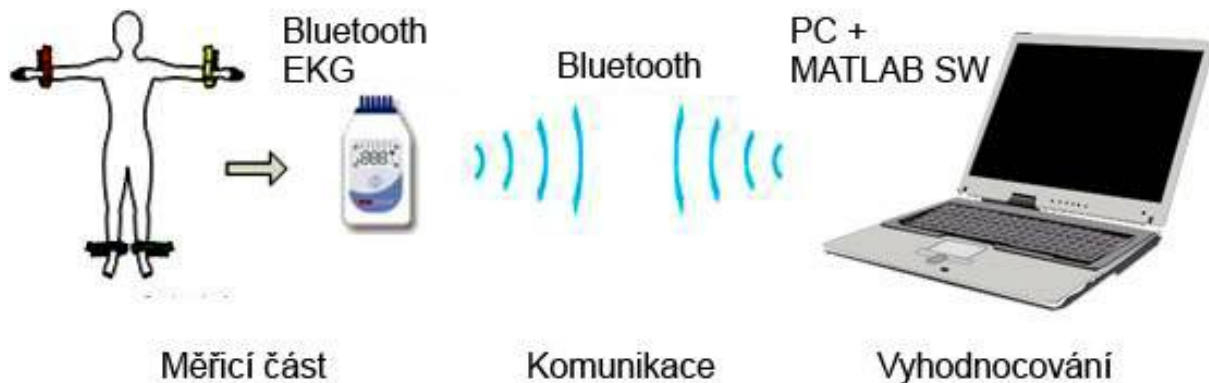
Pro *systemy* platí určité zpřísnění zásad pro *stav jedné závady*. Za reálně pravděpodobný stav se považuje přerušení připojení některých přístrojů k ochranné soustavě, a tudíž např. při signálech vysokých úrovní na *částech vstupu signálu* a *částech výstupu signálu* existuje riziko nepřijatelného zvýšení *unikajících proudů*. Zde se vyžaduje použití dalšího, nezávislého uzemnění, není-li použit trvale instalovaný i připojený ochranný vodič.[62]

### 8.3 Měřicí elektrický systém

Měřicí elektrický systém v této práci je navržen s ohledem na klinické používání a tedy na maximální dodržení bezpečnostních předpisů dle státních norem. Norma jak bylo řečeno, určuje, že příložené části nesmí mít vodivé spojení s přístupnými kovovými částmi, které nejsou spojeny s ochrannou soustavou a musí být elektricky odděleny od živých částí přístroje za normálních podmínek i při stavu jedné závady tak, aby nedošlo k překročení přípustných unikajících proudů.

V souvislosti s částmi vstupu signálu a částmi výstupu signálu EKG záznamníku a využitím počítače pro zpracování velkého množství dat musí být vyřešeno oddělení od živých částí. Proto byl vybrán 12-kanálový EKG záznamník, napájený bateriemi a disponující obousměrnou bezdrátovou komunikací bluetooth. Bylo tak dosaženo bezpečnosti vzájemným bezdrátovým propojením.

Měřicí systém je navržen ze dvou částí – části měřicí (snímací) a části vyhodnovací (zpracování a vizualizace dat), (obr. 19). K snímání EKG signálu jsou použity klasické plovoucí elektrody. Signál je snímán Bluetooth EKG záznamníkem umožňující dvanáctisvodové měření. Zpracování nasnímaných dat a jejich vizualizace pro klinické použití probíhá v klientském počítači vybaveném Bluetooth adaptérem, s využitím profilu pro sériový port (Seriál Port Profile, SPP), kdy se vytváří v klientském počítači virtuální emulace klasického sériového rozhraní RS-232.



Obr. 19.: Měřicí systém.

## 8.4 Bluetooth

V roce 1994 představila švédská firma Ericsson koncept bezdrátové technologie Bluetooth. Pojmenovala ji po dánském králi Harald Blatandovi, který během 10. století sjednotil skandinávský lid. Přízvisko Blatand se překládá do angličtiny jako Bluetooth (Modrý zub). V roce 1998 vznikla skupina Bluetooth SIG (Bluetooth Special Interest Group), již vytvořili zástupci firem Ericsson, IBM, Intel, Nokia a Toshiba. Později se připojili další čtyři giganti v oboru, firmy Microsoft, 3Com, Lucent a Motorola. Cílem této skupiny bylo vytvořit univerzální standard pro tzv. Wireless Personal Area Networks (WPAN).[69]

Bluetooth byla navrhována jako osobní bezdrátová síť s nízkým dosahem (ve svém nízko-výkonovém režimu má dosah pouze 10 metrů). Její hlavní využití se nabízí v domácích sítích mezi mobilními zařízeními (PDA, telefon atd.) a periferními zařízeními, zejména pak tiskárnami, nebo ke komunikaci se spotřební elektronikou.

Komunikace mezi dvěma bluetooth zařízeními probíhá v bezlicenčním kmitočtovém pásmu 2,4 GHz. Použití volně využitelného pásma zároveň předurčuje použití bluetooth v osobní sféře. Rychlost přenosu dat na fyzické vrstvě je 1Mbit/s, ale skutečná propustnost dat se pohybuje maximálně na hranici 720 kbit/s. Pro radiovou komunikaci, bluetooth využívá metod rozprostřeného spektra s přeskokováním kmitočtů (*Frequency Hopping Spread Spectrum, FHSS*). To si můžeme představit, jako signál, který 1600 krát/s náhodně změní frekvenční kanál. Každý kanál má frekvenční rozsah 1MHz a bluetooth zařízení jich může využívat celkem 79.

V každé síti bluetooth je vždy pouze jedna hlavní stanice tzv. *master* a několik, maximálně však sedm, podřízených stanic tzv. *slave*. Veškerou komunikaci v síti bluetooth řídí hlavní stanice. Podřízená stanice může tedy komunikovat s dalšími podřízenými stanicemi pouze přes stanici hlavní. Komunikace mezi dvěma zařízeními může být buď synchronní nebo asynchronní, přičemž hlavní stanice alokuje časové úseky prostřednictvím vícenásobných přístupů s časovým dělením (*Time Division Multiple Access, TDMA*). Bluetooth používá stejné kmitočty pro vysílání a příjem s využitím *Time Division Duplexing (TDD)* nebo multi-slot. Časování TDD odpovídá situaci v níž se vysílací a přijímací jednotka postupně střídají ve vysílání. Oproti tomu časování multi-slot odpovídá využití přeskokové sekvence pro přenos tak, že paket může obsadit více než jeden časový rámeček (maximálně 5).



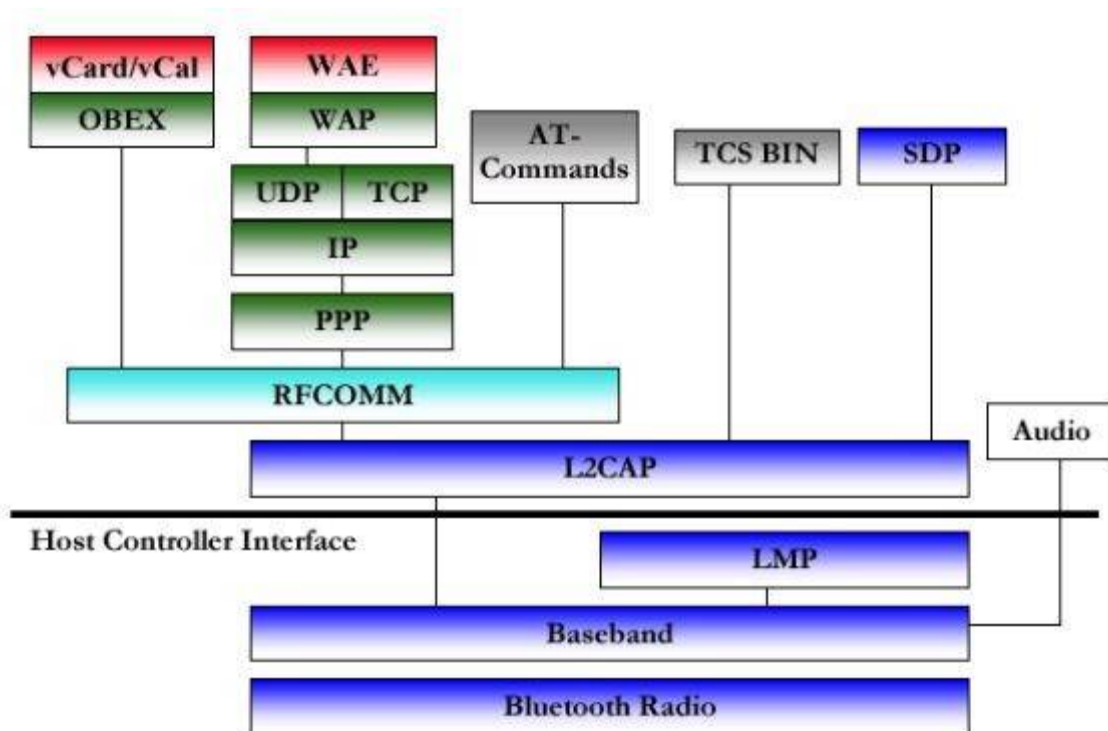
Jak už bylo zmíněno, komunikace může probíhat synchronně (*SCO, Synchronous Connection Oriented*) a asynchronně (*ACL, Asynchronous Connectionless*). Oba způsoby komunikace se od sebe výrazně odlišují v přenosových vlastnostech. Kanál ACL používá časování multi-slot, přičemž je možné dosáhnout přenosové rychlosti 721 kb/s v jenom směru a 57,6 kb/s v opačném směru (asymetrický kanál), popř. 433 kb/s v obou směrech (symetrický kanál). Tento způsob komunikace se nejčastěji využívá pro přenos dat mezi stanicemi. Kanál typu SCO dovoluje realizovat přenos dat rychlostí 64 kb/s v synchronním režimu a to až po třech různých kanálech najednou. Tento způsob přenosu dat je vhodnější pro přenos zvuku nebo obrazu.

### 8.4.1 Architektura Bluetooth

Modul Bluetooth se skládá ze tří základních částí:

- rádiový vysílač, který zajišťuje samotný rádiový přenos,
- linkový ovladač (Link Controller), který řídí navázání spojení, identifikaci, přístup a samotnou komunikaci,
- správce linky a I/O obvodů spoje (Link Manager a I/O), který zajišťuje komunikaci se zařízením.

Popis komunikačního protokolu (obr. 20) v sobě zahrnuje všechny úrovně vrstev. Soubor protokolů neobsahuje pouze protokoly typické pro Bluetooth, ale využívá i protokoly vyskytující se ve vyšších aplikačních vrstvách.[71]



Obr. 20.: Komunikační protokol Bluetooth [71]

- Vrstva Bluetooth Radio specifikuje frekvenční pásmo, organizaci kanálů, modulaci a třídu. Rovněž řídí vysílací výkon.

- Vrstva Baseband se stará o propojení s dalšími Bluetooth moduly v rámci piconet. Řídí synchronizaci a komunikaci pomocí Frequency hopping a časového dělení kanálů. Spravuje kanály SCO a ACL.
- Vrstva Link Manager (LMP) sestavuje, kontroluje a ukončuje spojení. Také má na starosti bezpečnost ve formě autentizace, správy klíčů, párování zařízení a řízení šifrování.
- Vrstva Audio definuje služby pro přenos hlasu. Hlasové přenosy nevyužívají služeb vyšších vrstev, ale po spojení a sestavení přenosové linky se realizují přímo.
- Host Controller Interface zajišťuje jednotné rozhraní a jednotnou metodu přístupu k hardwaru Bluetooth. Zároveň se stará o jednotný přístup k funkcím Link Manageru. Dále obsahuje monitor stavu hardwaru a řadu registrů. Je specifikován pro různá fyzická rozhraní.
- Vrstva Logical Link Control and Adaptation Protocol (L2CAP) je určena pouze pro kanály ACL. Zajišťuje tzv. multiplexing protokolů TSC, RFCOMM a SDP. Dále se stará o rozdělení a znovusložení dlouhých paketů, které přesahují maximální povolenou délku. Vysílací zařízení je rozloží a přijímací je musí umět zpět složit. Velmi důležitou funkcí je i starost o přenosovou rychlost a zpoždění, které je mezi zařízeními třeba předem „dohodnout“. V rámci sítě piconet implementuje práva pro mapování jednotek.
- Vrstva Telephony Control Specification (TCP) je bitově orientovaná funkce, která definuje řízení, sestavení přenosové linky a přenos dat a hlasu mezi moduly Bluetooth, a to v režimu telefonního terminálu pro PTSN nebo GSM sítě. V případě headsetu se stará o hlasitost, zisk mikrofonu, generování vyzváněcího tónu, vyzvednutí a zavěšení.
- Vrstva Radio Frequency Communications Port (RFCOMM) slouží pro emulaci sériového portu. Je používán pro přenos dat klasickým sériovým portem.[72]
- Vrstva Service Discovery Protocol (SDP) se stará o vyhledávání dalších jednotek a služeb Bluetooth. Určuje, jakým způsobem se má postupovat při vyhledávání i ukončování služeb.
- AT commands je servisní příkaz, který je využíván pro textové nastavení telefonních modemů.
- Protokol Point-to-Point (PPP) je orientován paketově. Používá se k přenosu paketů pomocí TCP/IP přes sériové rozhraní RS 232 a v rámci komutovaných linek přes modem.
- Protokol TCP/IP slouží k připojení modulu Bluetooth k službám Internetu.
- Wireless application protocol (WAP) je určen pro zpřístupnění internetového obsahu mobilním zařízeními v rámci různých typů bezdrátového připojení.
- Protokol OBject EXchange (OBEX) je potřebný k výměně dat a řídicích informací. Využívá architekturu klient-server a používá se pro výměnu vizitek, synchronizaci kalendáře atd.

#### 8.4.2 Profily

Způsoby použití modulů Bluetooth v zařízeních definují tzv. profily. Ty určují, které z jednotlivých protokolů budou použity v každé z vrstev. Každý výrobek obsahující Bluetooth má pomocí profilů pevně nastaveno, jaký druh dat a jakým způsobem se bude přenášet. Zatím v nejrozšířenější verzi Bluetooth 1.1 je specifikováno třináct základních profilů.

- Generic Access Profile (GAP) je základní a nejdůležitější profil, který má na starosti spojení mezi dvěma jednotkami. Zajišťuje prohledávání okolí, samotné navázání spojení a základní zabezpečení. Bez tohoto profilu nemůže vzniknout žádná komunikace s použitím technologie Bluetooth.
- Service Discovery Application Profile (SDAP) vyhledává služby poskytované ostatními dostupnými jednotkami Bluetooth a zajišťuje i jejich výměnu.
- Cordless Telephony Profile (CTP) umožňuje využívat Bluetooth pro zajištění spolupráce bezdrátového telefonu a jeho základové stanice. Určuje způsob jakým se telefon má řídit, když ve svém okolí nalezne základovou stanici s Bluetooth.
- Intercom Profile (IP) umožňuje dvěma bezdrátovým telefonům vzájemnou komunikaci bez potřeby využívat obvyklou telefonní síť. Slouží jako doplněk předchozího profilu TCP.
- Serial Port Profile (SPP) vytváří virtuální obdobu sériového spojení, odpovídajíc známému RS-232 při použití klasického kabelového spojení. Umožňuje přenášet data až do rychlosti 128 kbps.
- Headset Profile (HP) zajišťuje spojení bezdrátového sluchátka s mikrofonem k počítači, PDA nebo mobilu.
- Dial-up Network Profile (DUN) umožňuje využít Bluetooth pro spojení notebooku, kapesního počítače nebo PC k Internetu nebo k jiné síti. K tomu je třeba odpovídající modem se stejným profilem. Standardně se k tomuto účelu používají mobilní telefony GSM s Bluetooth a zabudovaným modemem.
- Fax Profile (FP) je podobný DUN profilu, avšak stará se pouze o bezdrátový přenos faxů. K jeho uplatnění je nutno mít k dispozici zařízení, které lze propojit s veřejnou telefonní sítí.
- LAN Access Profile zprostředkovává komunikaci se zařízeními v rámci LAN sítě.
- Generic Object Exchange Profile (GOEP) slouží k vzájemné výměně datových objektů mezi zařízeními s Bluetooth. Určuje použití konkrétních protokolů a procedur, které zajišťují předávání objektů. Bez tohoto profilu by nebyla možná synchronizace, ale ani přenos souborů.
- Object Push Profile (OPP) zajišťuje možnost posílání elektronických vizitek. Jde o malé datové objekty, které nevyžadují párování a složitější ochranné procedury.
- File Transfer Profile (FTP) slouží pro zajištění přenosu souborů různého druhu. V praxi může jít o obrázky, loga, zvonění a další datové objekty.
- Synchronization Profile (SP) řídí synchronizaci údajů například kalendáře nebo adresáře na jednom zařízení s údaji stejného typu na zařízení jiném. Těchto třináct profilů představuje základ, ovšem dnes již existuje celá řada nových profilů, které byly vytvořeny na základě vývoje této technologie a potřeb výrobců nových zařízení. S každou novou verzí Bluetooth přichází i další sada nových profilů, které jsou přidány k těm předchozím.[73]

### 8.4.3 Zabezpečení technologie Bluetooth

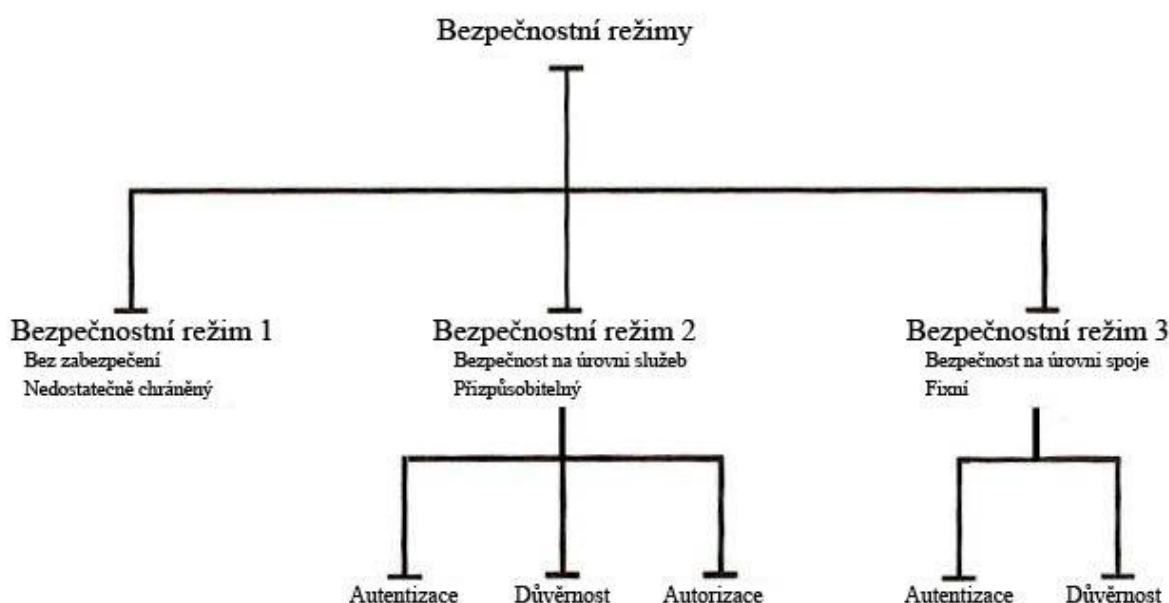
Bluetooth poskytuje tři základní bezpečnostní služby [74]:

- autentizaci – ověření totožnosti komunikujících stran,

- důvěrnost – ochrana před odposloucháváním,
- autorizaci – povolení přístupu ke službám.

Specifikace nabízí tři úrovně bezpečnosti, dvě úrovně důvěry vůči zařízení a tři úrovně bezpečnosti služby. Zařízení Bluetooth může pracovat v jednom ze tří bezpečnostních režimů (obr. 21).

- bez zabezpečení – režim umožňující jakémukoli jinému zařízení navázat komunikaci.
- bezpečnost na úrovni služeb – zajišťuje autorizaci přístupu ke službám na daném zařízení
- bezpečnost na úrovni spoje – zařízení iniciuje bezpečnostní postupy (autentizace a šifrování) před vlastním navázáním spojení.



Obr. 21.: Komunikační protokol Bluetooth

Řízení přístupu lze zajistit prostřednictvím volby bezpečnostního režimu pro službu a úrovně důvěry vůči zařízení. Zařízení s podporou Bluetooth jsou schopna vzájemně se lokalizovat, ale ve fázi inicializace, kdy se dvě zařízení párují, je zapotřebí zásah uživatele. Nejprve se vygeneruje inicializační klíč na základě identického PIN na obou zařízeních, unikátní adresy uživatele (BD\_ADDR) a čísla náhodně vygenerované ověřovatelem a odlišného pro každou transakci. PIN je dlouhý 8 až 128 bitů a většinou se skládá ze čtyř čísel. Uživatel ho může zadávat ručně nebo může být uložený v paměti zařízení. Pokud má zařízení minimální paměť, je PIN pevně zadaný již ve výrobě. Adresa je veřejná a jedinečná pro každé zařízení. Veřejné je také náhodné číslo, které je nepředvídatelné pro každou transakci. Inicializační fáze výměny informací je nejnebezpečnější, protože není nijak chráněna. Proto se nedoporučuje párování na veřejných místech, kde hrozí odposlech. S pomocí inicializačního klíče se vygeneruje klíč spoje (link key), který sdílí dvojice stanic. Na jeho základě probíhá autentizace a šifrování spoje. Tento klíč je tajný a zařízení jej nikdy nevysílá.

#### 8.4.4 Autentizace a šifrování Bluetooth

Pro autentizaci se používá klíč spoje. Odlišujeme klíč zařízení, kombinační klíč a hlavní klíč. Klíč zařízení (unit key) se generuje při instalaci zařízení a aplikace při inicializaci rozhodne, či klíč použije pro daný spoj. Kombinační klíč (combination key) se po dohodě

generuje ve fázi inicializace kombinací klíčů komunikačního páru stanic. Je bezpečnější než použití klíče zařízení, který je stejný pro jakoukoli komunikaci daného zařízení.

Klíč spoje může být trvalý nebo dočasný. Trvalý klíč lze použít ve stejném tvaru i pro další spojení, uživatel ho však může změnit. Dočasný klíč slouží pouze pro danou relaci, například pro mnohobodovou komunikaci, kdy všichni účastníci musí sdílet jeden hlavní klíč (master key), který nahrazuje jednotlivé klíče spoje.

Proces autentizace používá proces výzva-odpověď. Vyzyvatel zašle svojí adresu a od druhé strany dostane náhodné číslo. Na základě těchto hodnot a sdíleného klíče spoje se pomocí autentizační funkce spočítá výsledek, který si obě strany porovnají. Cílem je ověřit, zda druhá strana zná sdílený klíč. Tento proces může být pro uživatele skrytý, protože zařízení se mohou automaticky autentizovat, jakmile se octnou v dosahu vysílání.

Šifrovací klíč se odvozuje od autentizačního klíče, ale pro každý paket nově. Délka šifrovacího klíče se musí mezi komunikačními stranami předem dohodnout. Oddělení klíčů pak umožňuje použít slabší zabezpečení kratším klíčem, aniž by se ovlivnila síla autentizace. Vlastní režim šifrování přenášených dat pak závisí na typu klíče spoje.

## 8.5 Bluetooth EKG záznamník

Bluetooth EKG záznamník firmy Corscience je měřicí lékařský přístroj, který je určen pro snímání 3-/6-/12- svodového EKG. Je vybaven detektorem kontaktu elektrod a měřičem srdečního tepu. Tyto informace jsou nejen přenášeny ale i zobrazovány na vestavěné LCD obrazovce. Data jsou přenášena pomocí vestavěného Bluetooth komunikačního rozhraní. Maximální přenos dat je 1Mbit/s. Dosah je 3-15metrů, při přerušení spojení lze využít vnitřní paměti přístroje, která data uchová a při návratu do 1 minuty se přenos automaticky obnoví a uložená data lze následně z paměti vyvolat.[77]

### 8.5.1 Technické parametry a specifikace

Tabulka 4: Technické specifikace Bluetooth záznamníku.[75]

<b>Napájení</b>	2 x AA
<b>Potlačení součtového napětí</b>	> 94 dB
<b>Spotřeba proudu</b>	< 140 mA
<b>Rozlišení</b>	< 2.6 $\mu$ V / Bit, 19 Bit
<b>Provozní teplota</b>	0 – 50 °C, < 95 % vlhkost
<b>Rozměry (V x Š x H)</b>	100 x 60 x 23 mm
<b>Vzorkovací kmitočet</b>	100 Hz, 500 Hz
<b>Vlnový rozsah</b>	0 Hz – 150 Hz

Tabulka 5: Nastavení komunikačního portu.

<b>BaudRate</b>	115 200 [bps]
<b>Parity</b>	None
<b>Terminator</b>	None
<b>Timeout</b>	1 [s]
<b>InputBuffer</b>	50 000 [kB]

### 8.5.2 Komunikační protokol

Komunikační protokol [76] je založen na principech PPP (point-to-point protocol) protokolu, který v našem případě komunikuje ve stavu Server (klientský počítač) – Klient (Bluetooth EKG záznamník). Před zahájením komunikace se tato dvě zařízení musí spárovat, neboli si vyměnit klíče. Pro Bluetooth EKG záznamník je tento klíč primárně nastaven „1111“.

Data jsou posílána v paketech s proměnnou délkou (tabulka 6), která je závislá na použitém příkazu. Každý balík dat je číslován a jednoznačně vymezen vyhrazenými znaky Start Flag a ukončen End Flag.

Tabulka 6: Struktura paketu.

Start flag	Číslo paketu	Příkaz	Data	Checksum	End flag
0xFC	1 byte	2 byte	x bytes	2 bytes	0xFD

Start flag je hodnota 0xFC a je jediným možným začátkem každého paketu. Tato hodnota se nemůže objevit na jiném místě v paketu.

Číslo paketu má délku 1byte a může nabývat hodnoty od 0 do 255 (tedy 0 – FF). Pakety jsou číslovány od nuly, když se dosáhne čísla 255, další paket má číslo 0. Nesmí za sebou následovat pakety se stejným číslem.

End flag má stálou hodnotu 0xFD. Musí být vždy na konci paketu, jinde se nesmí vyskytnout.

Existují tři vyhrazené znaky, které jak již bylo řečeno mají svou jedinečnou a nezaměnitelnou funkci. Jsou to znaky pro začátek (Start flag) a konec paketu (End flag) a znak pro změnu (Escape flag). Pokud se jejich hodnoty objeví uvnitř paketu, musí být nahrazeny následujícím způsobem. Hodnotu FC nahrazuje FEDC, hodnotu FD nahrazuje FEDD. Logicky nemůže být použita ani hodnota FE, ta je nahrazena FEDE. Při přijímání dat musí pak být data zpětně nahrazeny odpovídající hodnotou.

Ke kontrole, zda data byla správně přenesena, slouží *Checksum*. Jedná se o standardní výpočet CRC16 – CCITT (cyklická redundantní kontrola) s parametry: Polynom 0x1021, Start 0xFFFF, LSB. Ve vysílači je aplikován před převodem vyhrazených znaků (*Octet Stuffing*) nad celým paketem s výjimkou Start Flag a End Flag. V přijímači je tento proces inverzní. Pro validní paket je výsledek kontroly 0.

Důležitým aspektem v každém paketu je použitý příkaz, jehož parametry nastavujeme a ovládáme požadovanou činnost modulu. Pro Bluetooth EKG záznamník existuje osm základních příkazů (tabulka 7). Podle použitého příkazu registrujeme odpovídající odezvu ze strany modulu. Pro úspěšné zahájení měření je třeba dodržet sekvenci příkazů, kterými se nastaví stěžejní parametry potřebné pro měření EKG. Další parametry měření jsou volitelné.

Tabulka 7: Sekvence příkazů pro zahájení měření s Bluetooth EKG záznamníkem

Pořadí	Záznamník	Směr	Počítač
1		←	Request Identification
2	Send Identification	→	
3		←	Request Protocol version
4	Send Protocol	→	
5		←	Config ECG channels
6	Confirm configuration	→	
7		←	Start
8...x	ECG data	→	
x + 8		←	Stop

### 8.5.3 Struktura datového paketu

Paket nesoucí informace o průběhu EKG se značně liší od všech ostatních paketů. Jedná se o nejdelší paket s odlišnou strukturou dat (tabulka 8). Jsou v něm obsaženy také informace o kontaktu elektrod s pokožkou, stavu baterie a o použitém svodovém systému (3-/12-) přenášené v „Monitor Byte 1“ a „Monitor Byte 2“. Puls je přenášen samostatně.[76]

Pro číslování paketů je zde použito 3 Bytů. Tím je zajištěna nezaměnitelnost paketů i pro dlouhodobější měření EKG.

Tabulka 8: Struktura datového paketu.

Start Flag	Packet Nbr. Bit 0-7	Command	Packet Nbr. Bit 8-14	Packet Nbr. Bit 15-21	Pulse	Monitor Byte1	Monitor Byte2	Payload	Checksum	End Flag
0xFC 1Byte	1Byte	0x0724 2 Byte	1Byte	1Byte	1Byte	1Byte	1Byte	x Bytes	2 Bytes	0xFD 1Byte

Číslo datového paketu je 22 bitové a je rozděleno do tří částí (první byte odpovídá 0-7 bit, druhý byte: 8-14 bit, třetí byte: 15-21 bit). Puls představuje přímo naměřenou hodnotu pulsu. Jednotlivé bity Monitoru Byte1 a Monitoru Byte2 nesou informace o stavu baterie, o detekci stimulačního spiku a kontaktu elektrod.

Tabulka 9: Struktura bitů Monitor Byte1 a Monitor Byte2

Monitor Byte1, bit 0-7							Monitor Byte2, bit 0-7								
P	BAT1	BAT2	HRU	HRL	L	R	F	Typ paketu	N	V6	V5	V4	V3	V2	V1

Tabulka 10: P- detekce stimulačního spiku

Hodnota bitu	Význam
0	stimulační spike nedetekován
1	stimulační spike detekován

Tabulka 11: BAT1, BAT2- detekce stimulačního spiku

Hodnota bitu		Význam
BAT1	BAT2	
0	0	kriticky prázdná
0	1	prázdná
1	0	OK
1	1	plná

Tabulka 12: HRU, HRL - Signalizace překročení  
horní nebo spodní hranice hodnot pulsu

Hodnota bitu		Význam
HRU	HRL	
0	0	žádný limit nepřekročen
0	1	spodní hranice pulsu překročena
1	0	horní hranice pulsu překročena
1	1	nemožné určit

Tabulka 13: L, R, F, N, V1-V6 - Kontakt elektrod.

Hodnota bitu	Význam
0	elektroda má kontakt
1	elektroda nemá kontakt

Tabulka 14: Typ Paketu.

Hodnota bitu	Význam
0	3-6ti svodové EKG
1	12ti svodové EKG



Funkční hodnoty časového průběhu elektrokardiografu jsou uloženy v *Payload* (tabulka 15), jehož velikost není předem pevně stanovena. Data se nacházejí v paketu délky X Bytů v rozmezí od 10 Bytu do (X-4, včetně) Bytu (Protokol verze 2). *Payload* je rozdělen na segmenty, jejichž struktura se odvíjí od použitého svodového systému. Přenášeny jsou pouze hodnoty pro svody II, III, V1-V6.

Tabulka 15: Struktura Payload.

12ti svodové EKG							
II	III	V1	V2	V3	V4	V5	V6
3-/6- svodové EKG							
II	III	II	III	II	III	II	III

Hodnoty ze zbývajících svodů (I, aVL, aVR, aVF) jsou vždy dopočítávány a to podle následujících vztahů:

- Svod I = - Svod III + Svod II.
- Svod aVL = - Svod III + (0.5 \* Svod II).
- Svod aVR = 0.5 \* (Svod III - Svod II).
- Svod aVF = 0.5 \* (Svod III + Svod II).

Jednotlivé segmenty jsou vyjádřeny 1 Byte (unsigned 8bit) nebo 2 Byte (unsigned 16bit) hodnotou. K rozlišení mezi těmito dvěma případy slouží nejméně významný bit (LSB) (Tabulka 11). Je-li jeho hodnota 1, pak datová hodnota je 2 Byty. V opačném případě je 1 Byte. Nejvýznamnější bit (MSB) vyjadřuje znaménko. Hodnota MSB = 1 indikuje „-“.

Tabulka 16: Struktura 2 Byte hodnoty.

Byte 1								Byte 2							
Znaménko	B13	B12	B11	B10	B9	B8	1	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0
(MSB)							LSB								

Tabulka 17: Struktura 1 Byte hodnoty.

Byte 1							
Znaménko	B5	B4	B3	B2	B1	B0	0
(MSB)							LSB

## 9 Návrh vyhodnocovacího algoritmu

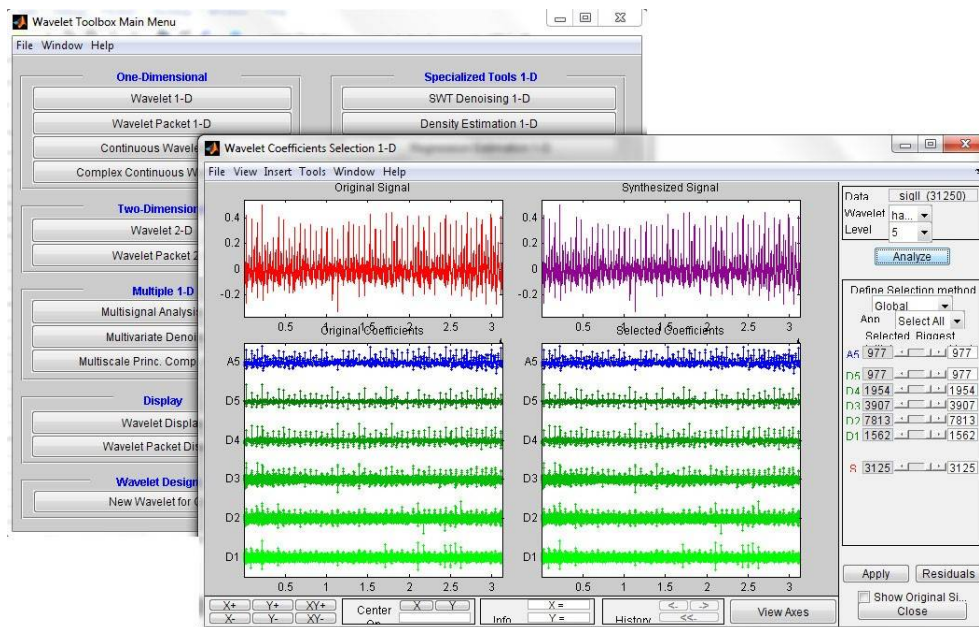
### 9.1 Detekce QRS komplexu

Základem pro analýzu EKG signálu je, co nejpřesnější detekce QRS komplexu. Informace o jeho pozici v EKG signálu je podstatná pro odvození veškerých parametrů potřebných pro stanovení diagnózy (stanovení tepové frekvence, ischemických změn myokardu atd.).

Pro potřeby této práce byla vybrána metoda detekce vlnkovou transformací, která je velmi vhodná pro automatickou analýzu, protože jednotlivé útvary v EKG signálu mají různou reprezentaci v jednotlivých frekvenčních pásmech a dají se poměrně snadno rozlišit.[81] Zároveň lze pomocí vlnkové transformace filtrovat signál pro další analýzu. Kdy, oproti signálu získaného filtrací dolní propustí máme naději na nižší zkreslení (ořezání) extrémů kmitů v komplexu QRS a na zachování ostrých přechodů na začátku či konci QRS komplexu [34].

Zpracování vlnkovou transformací je plně podporováno výpočetním systémem MATLAB, respektive jeho implementovanou knihovnou Wavelet Toolbox.[36] Systém MATLAB umožňuje bohaté využití možností grafického uživatelského prostředí (GUI) pro analýzu signálu a předefinované funkce pro příkazový řádek nebo uživatelské aplikace. Tyto funkce jsou často ve formě m-file souborů nebo sérii příkazů s implementovanými algoritmy pro vlnkovou analýzu a syntézu signálu.

GUI usnadňuje návrh nevhodnější vlnkové funkce pro daný typ aplikace, s možností vyhodnocení výstupního signálu každé dekompoziční úrovně při dekompozici signálu odpovídající bankou filtrů (obr. 22).



Obr. 22.: Grafické uživatelské rozhraní pro analýzu signálu vlnkovou transformací

Wavelet toolbox podporuje několik typů vlnkových funkcí, zároveň nabízí uživateli definovat vlastní vlnkové funkce a plnohodnotně je využívat. V tabulce 18 je přehled vlnkových funkcí a jsou zde uvedeny vybrané vlastnosti vlnkových funkcí, pokud není zmíněno jinak, je vlnková funkce symetrická, lze ji použít i pro DWT. Většina vlnkových funkcí má parametr tzv. řád, který obvykle souvisí s počtem oscilací vlnkové funkce. Tento

řád je uváděn v názvu vlnkové funkce jako číslo na konci jména bez mezery, např. „db2“, pro biortogonální vlnkové funkce jsou charakteristické řády dva a zapisují se např. „bior2.4“.[35]

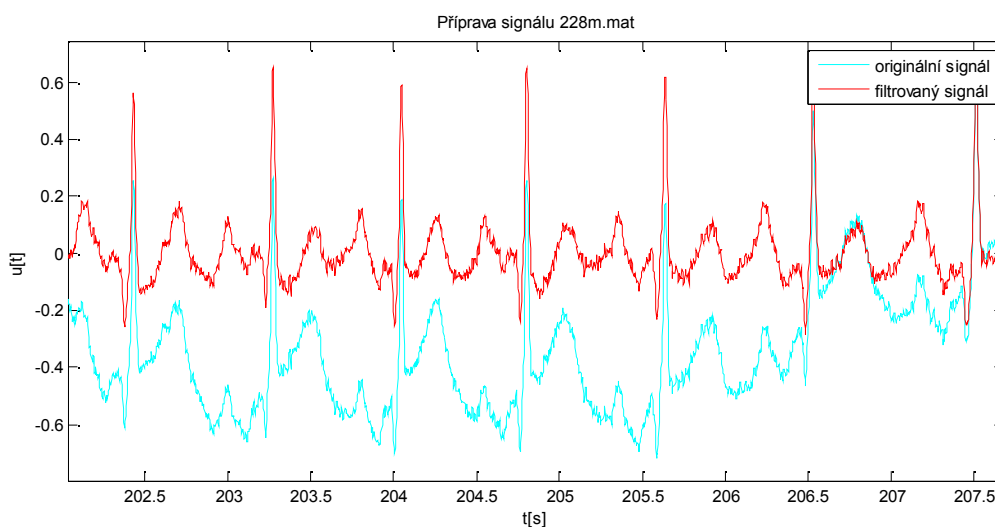
Tabulka 18: Přehled rodin vlnkových funkcí (wavelet families).

haar	Haarova vlnková funkce (ekvivalent db1)	nespojité
db	vlnková funkce Daubechiesové	asymetrická kromě db1
sym	vlnková funkce symflet	skoro symetrické
coif	vlnková funkce coiflet	skoro symetrické
bior	biortogonální vlnková funkce	pro dosažení symetrie používá jiné dvojice FIR filtrů pro rozklad a jiné pro rekonstrukci
rbio	reverzní biortogonální vlnková funkce	
meyr	Meyerova vlnková funkce	nelze použít pro DWT (viz dmey)
dmey	diskrétní aproximace Meyerovy vlnkové funkce	lze použít pro DWT
gaus	Gaussovská vlnková funkce	nelze použít pro DWT
cgau	komplexní Gaussovská vlnková funkce	nelze použít pro DWT
mexh	vlnková funkce mexický klobouk	nelze použít pro DWT
morl	Morletova vlnková funkce	nelze použít pro DWT
cmor	komplexní Morletova vlnková funkce	nelze použít pro DWT
shan	Shannonova vlnková funkce	nelze použít pro DWT
fbsp	komplexní B-spline vlnková funkce	nelze použít pro DWT

### 9.1.1 Předzpracování EKG signálu

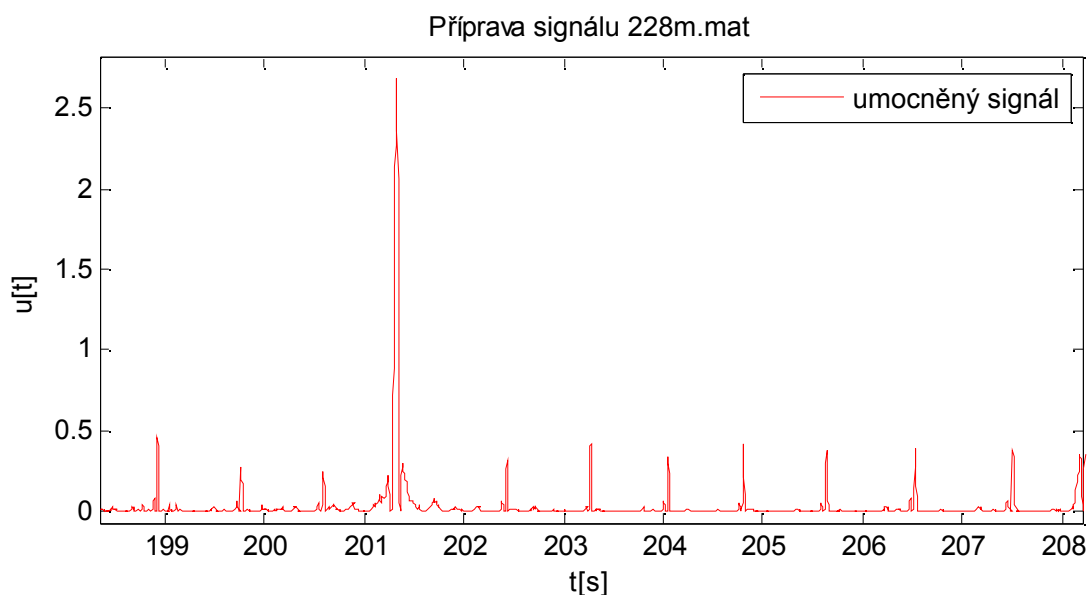
Pro návrh algoritmu pro nalezení QRS komplexu byly použity EKG signály z knihovny standardní CSE (Common Standards for quantitative Ecardiography) databáze MIT/BIH arrhythmia database.[79, 80] EKG signály, z různých elektrokardiografických svodů, byly vzorkovány s frekvencí 360 Hz.

Před vlastním uplatněním vlnkové transformace musel být každý signál upraven. Pro odstranění nulové izoliny byl použitý pásmový filtr 0-2 Hz, s využitím FFT filtrace (obr. 23).



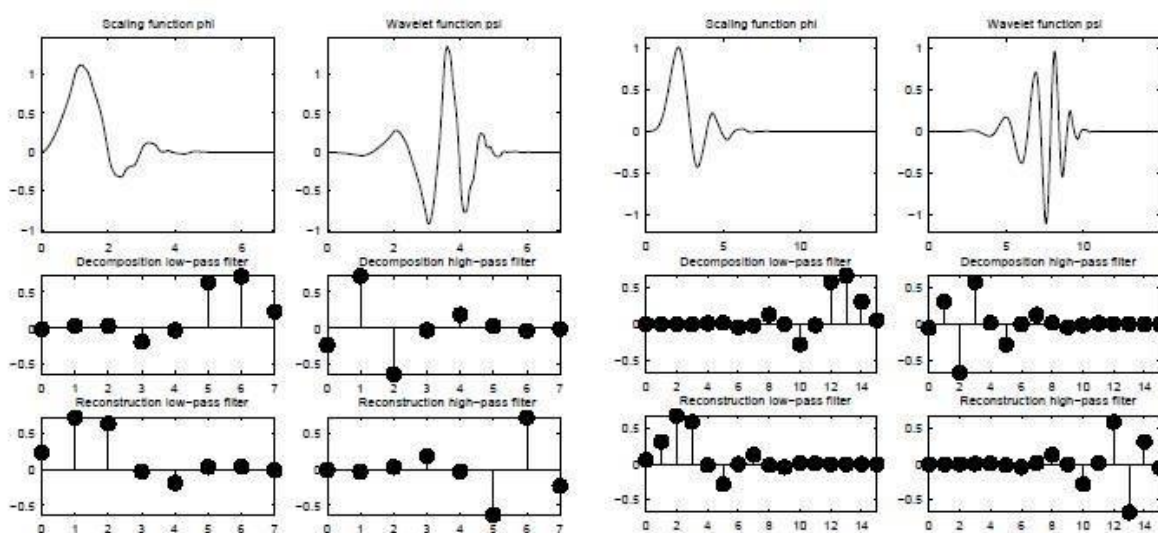
Obr. 23.: Odstranění nulové izoliny

Následně byla vypočtena druhá mocnina signálů, což byla konečná příprava před nasazením vlnkové transformace (obr. 24).



Obr. 24.: Druhá mocnina filtrovaného EKG signálu

Podle testování pomocí Wavelet toolboxu, respektive grafického uživatelského rozhraní pro jednodimenziální vlnkovou transformaci (Wavelet 1-D), bylo ověřováno několik typů vlnkových funkcí. Pro filtrování testovaného EKG signálu vlnkovou transformací je dle testování nejvhodnější vlnková funkce Daubechies 6 (obr. 25). Vlnky Daubechiesové jsou doporučovány jako vhodný nástroj pro analýzu EKG signálu [85], kdy tyto vlnky splňují základní kritéria, jsou reálné, symetrické i antisymetrické a hladké s minimálním počtem oscilací.[82, 83]

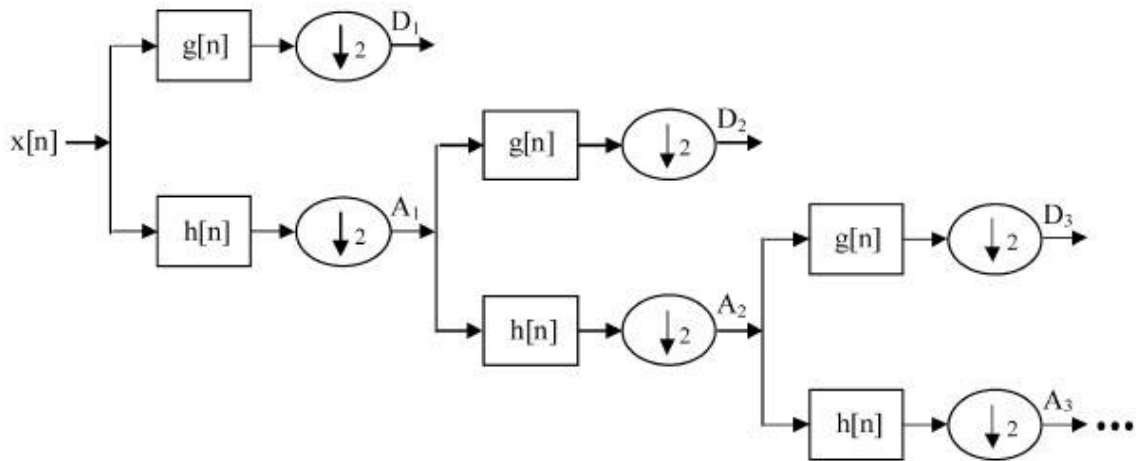


Obr. 25.: Daubechies vlnkové funkce db6 a db8 a jejich příslušné dekompoziční a rekonstrukční filtry.[36]

### 9.1.2 Filtrace vlnkovou transformací

Na základě znalostí o frekvenčních rozsazích komponent EKG signálu a vzorkovací frekvence testovaného signálu je nutné navrhnout postup pro vlnkovou transformaci, respektive navrhnout úroveň dekompozice, jejímž výstupem bude signál ideální pro potřeby detekce QRS komplexu. Nejvýraznější frekvenční složky komplexů QRS leží v pásmu od 3 do 40 Hz, nicméně spektra QRS komplexů zasahují až do 125 Hz. Z jejich rozsahu frekvenčního obsahu vychází doporučená vzorkovací frekvence, obvykle 500 Hz. Zbylá část, tj. asi 90% délky cyklu EKG signálu, tvořená vlnami T a P obsahuje dominantní frekvenční složky v dolní části spektra asi do 10 Hz, jejich nejvyšší složky dosahují přibližně 40 Hz.[27]

Podstatou využití vlnkové filtrace pro detekci QRS komplexů byl rozklad signálu do jednotlivých frekvenčních pásem, vzniklé koeficienty byly v těchto pásmech upravovány a poté je použita zpětná transformace. Vstupní signál prochází kaskádou filtrů dle Mallatova dekompozičního schématu [56] (obr. 26).



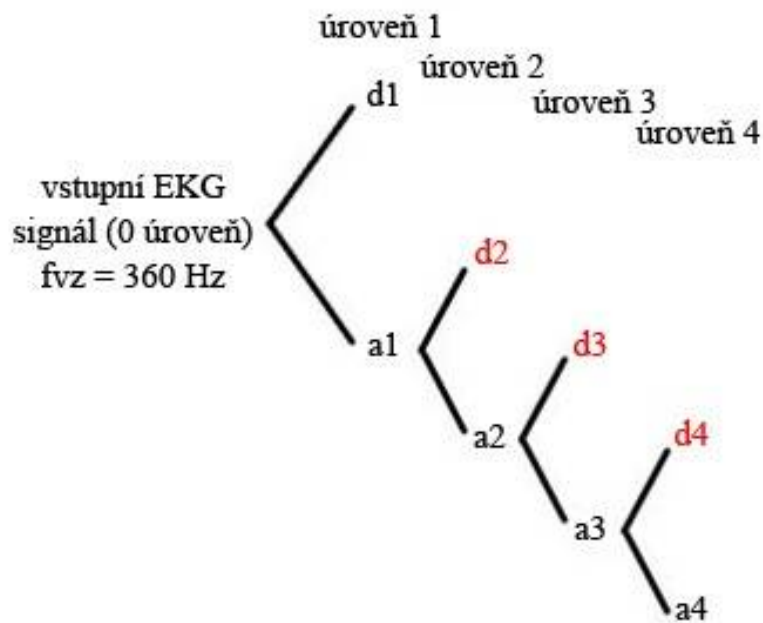
Obr. 26.: Dekompozice vstupního signálu bankou filtrů

Na každé úrovni byl signál rozdělen do dvou větví. V jedné větvi prochází horní propustí  $g(n)$ , výstupem je detailní složka signálu. Ve druhé větvi je dolní propust  $h(n) = 1 - g(n)$  a výstupem je aproximační složka signálu.[37]

Vstupní signál  $x(n)$  můžeme tedy diskrétní aproximací vypočítat jako součet detailních složek signálu  $d_m(n)$  měřítka  $m$  a aproximační složky signálu  $x_M(n)$  v měřítku  $M$

$$x(n) = a_M(n) + \sum_{m=1}^M d_m(n). \quad (23)$$

Pro analyzovaný signál byl navržen rozklad signálu do 4. úrovně (vstupní signál:  $f_{vz}=360$  Hz, 1. úroveň: 180-360 Hz, 2. úroveň: 90-180 Hz, 3. úroveň: 45-90 Hz, 4. úroveň: 22,5-45 Hz), kdy pro účely detektoru byly podstatné detailní složky signálu z úrovní 2-4, jejichž frekvenční rozsah odpovídal rozsahu obsahující složky QRS komplexu (obr. 27). Takto výsledný signál byl pak převedený do absolutních hodnot a připravený k rozboru.[84]



Uvažované frekvenční pásmo  
komponent QRS komplexu 22,5-180 Hz

Obr. 27.: Rozkladová struktura

Aby byly potlačeny všechny nežádoucí komponenty EKG signálu, byla nutná taková úprava koeficientů DWT signálu, při které byly v nejvyšší možné míře potlačeny šumové koeficienty a minimálně poškozeny koeficienty užitečného signálu. V rámci získaných koeficientů detailních složek signálu z úrovní 2-4 bylo navrženo tvrdé prahování (obr. 28)

$$y_{hard}(n) = \begin{cases} x(n) & \text{pro } |x(n)| > \delta \\ 0 & \text{pro } |x(n)| \leq \delta \end{cases} \quad (24)$$

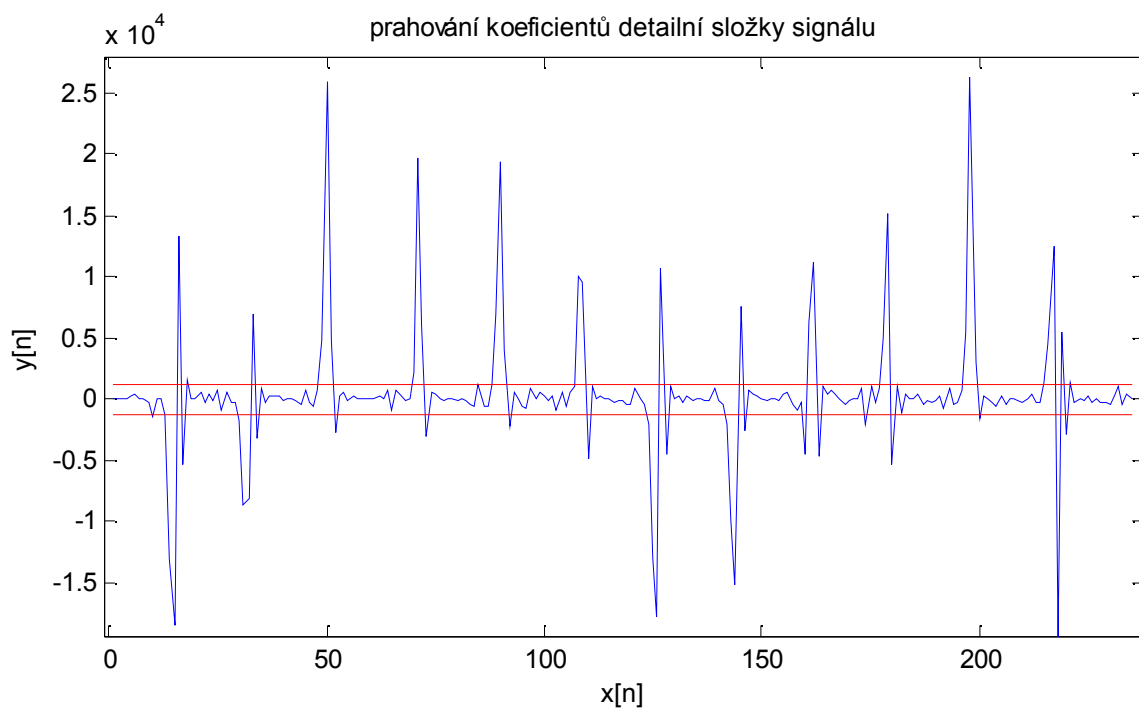
kde výsledné koeficienty  $y_{hard}(n)$  byly rovny původním koeficientům  $x(n)$ , jejichž absolutní hodnota byla větší než práh  $\delta$  pro komponenty detailních složek z úrovní 3 a 4

$$\delta = 0,6 * \tau_n \quad (25)$$

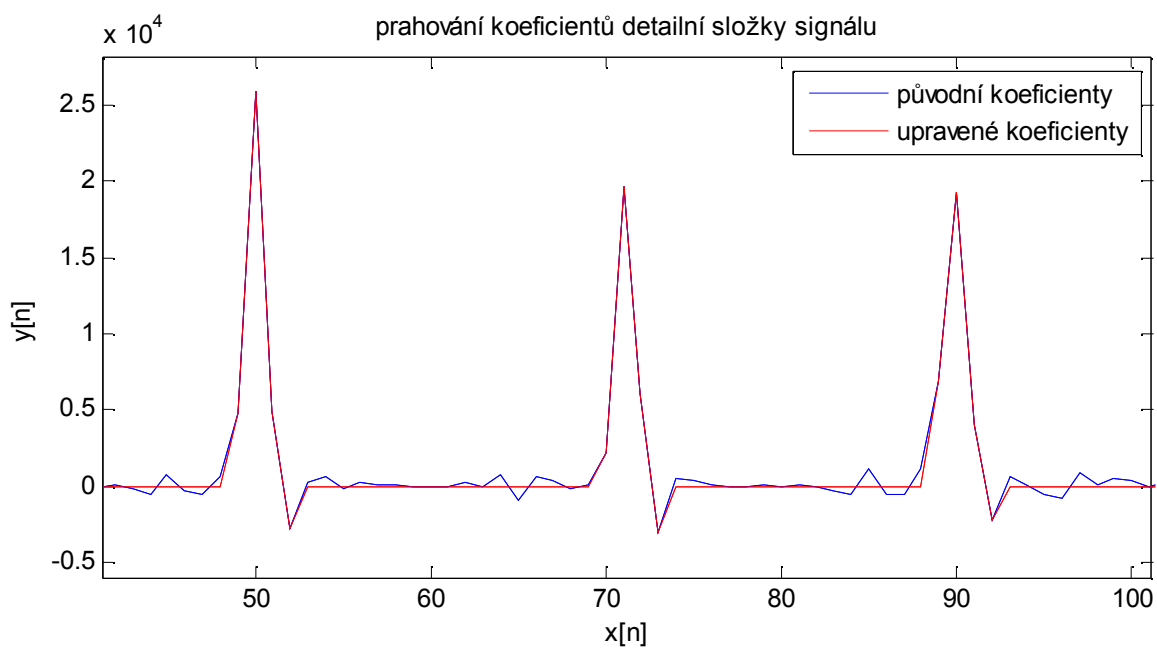
a pro úroveň 2

$$\delta = (\alpha_n - \tau_n) * 0,6 + \tau_n \quad (26)$$

kde  $\tau_n$  byla průměrná hodnota všech koeficientů detailních složek a  $\alpha_n$  byla maximální hodnota všech koeficientů v dané úrovni.

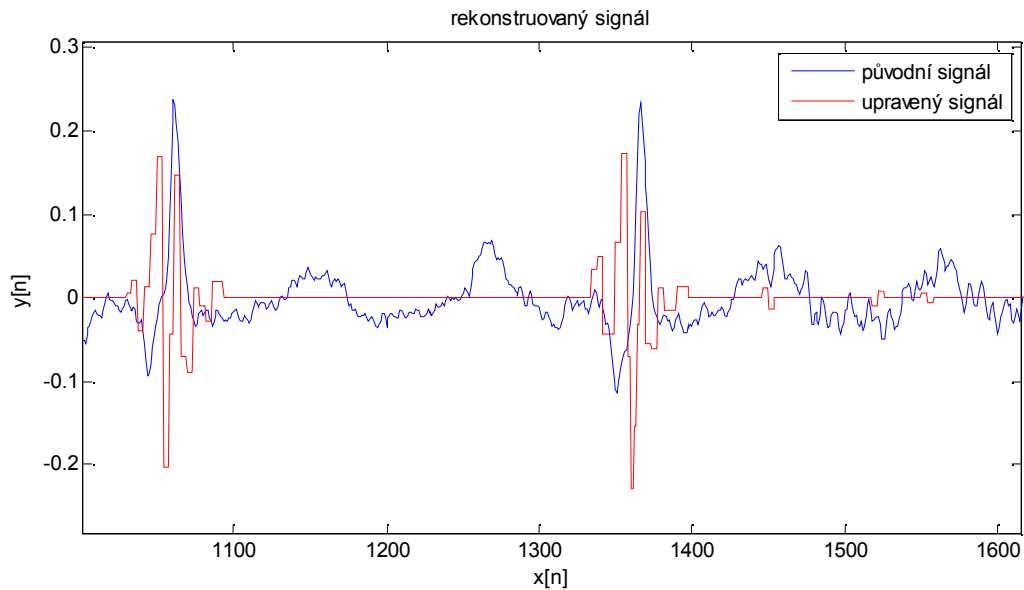


Obr. 28.: Tvrdé prahování koeficientů vlnkové transformace



Obr. 29.: Koeficienty vlnkové transformace před a po prahování

Po této úpravě proběhla rekonstrukce signálu s použitím upravených detailních koeficientů z úrovní 2 – 4. Pro rekonstrukci byly použity vlnkové funkce typu haar. Tato vlnka byla zvolena pro svou jednoduchost a tedy minimální počet oscilací (obr. 30).



Obr. 30.: Rekonstruovaný signál z upravených vlnkových koeficientů

### 9.1.3 Prahování pro detekci QRS komplexu

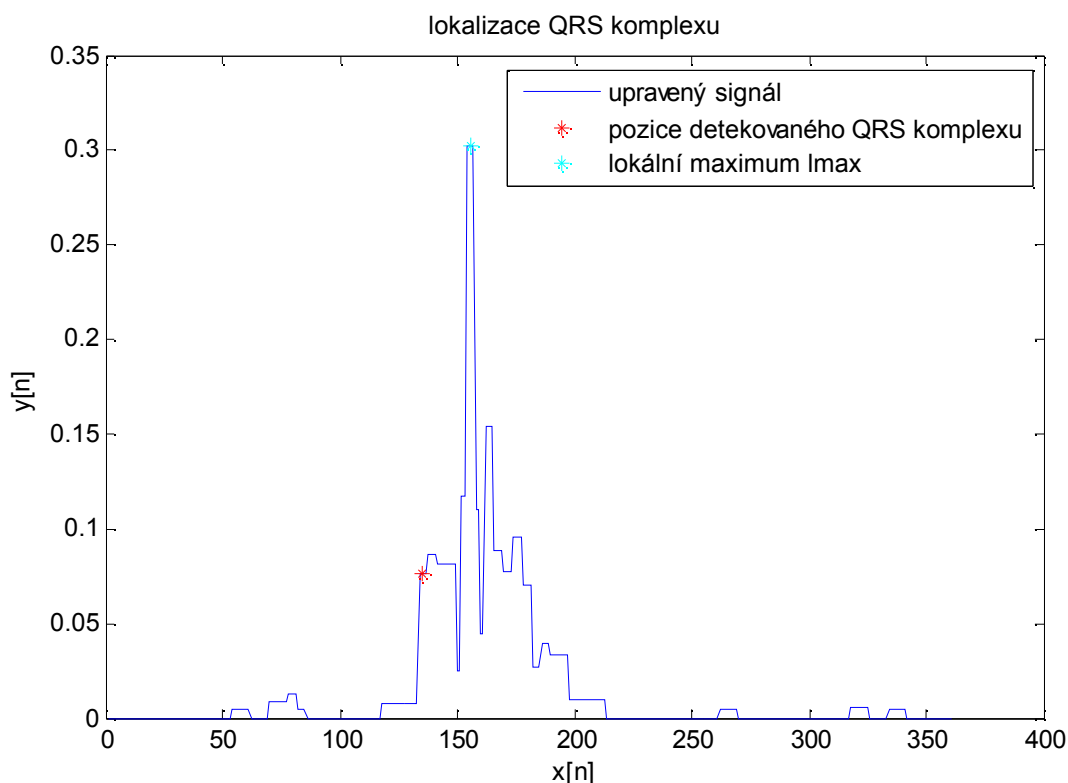
V návaznosti na přípravu signálu vlnkovou filtrací pro detekci QRS komplexu byla problematika věnována prahování upraveného signálu. Pro detekci QRS komplexu bylo navrženo prahování podle metody používané v implantabilních kardioverterech – defibrilátorech. Hodnota prahu se zde automaticky adaptuje amplitudě zpracovávaného signálu. [85]

Úvodní hodnota prahu byla určena jako jedna třetina absolutní hodnoty upraveného signálu v analyzovaném okně. V našem případě byla délka analyzovaného okna stanovena na jednu sekundu, což vyhovuje jak online zpracování, tak klinické aplikaci. Poté s každým detekovaným QRS komplexem byla nastavena vlastní adaptace prahu, kdy velikost amplitudy  $hp$  pro výpočet prahu byla stanovena dle vztahu

$$hp = \frac{\sum_{n-2}^n lmax_n}{4} \quad (27)$$

tedy z průměru čtyř předcházejících po sobě jdoucích lokálních maxim  $lmax_n$  v okolí detekované pozice QRS komplexu (obr. 31).

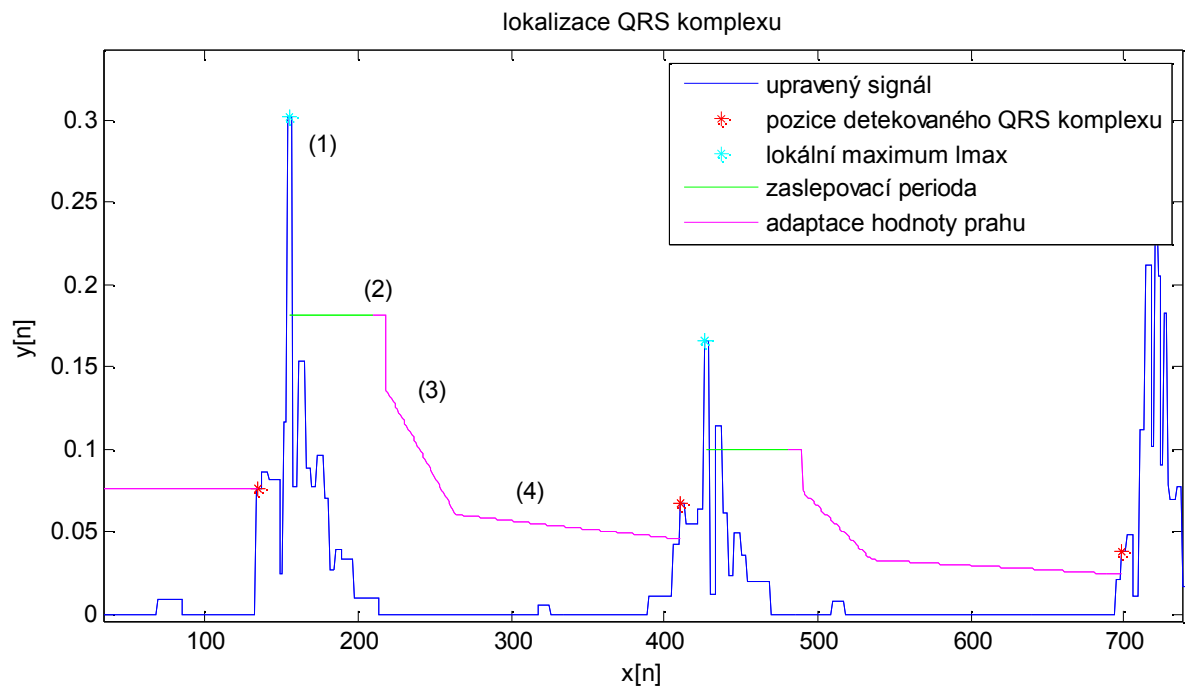




Obr. 31.: Lokalizace QRS komplexu

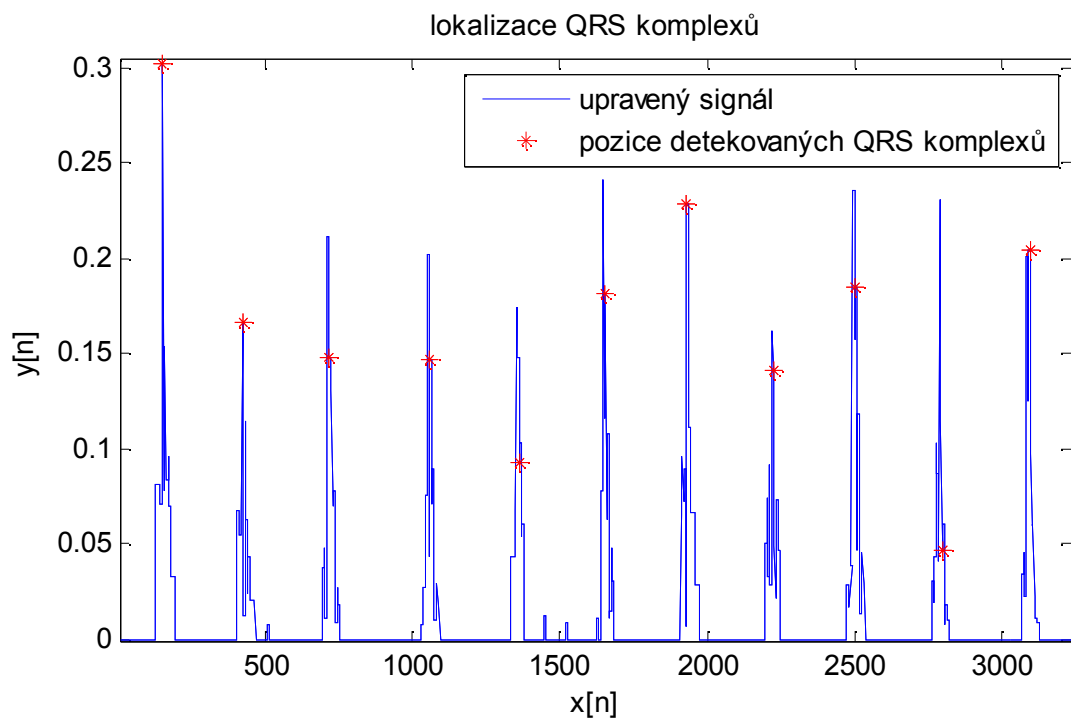
Navržený proces adaptace měl několik fází (obr 32):

- (1) Po nalezení lokálního maxima  $lmax_n$  detekovaného QRS komplexu, které se hledá v okně 250 ms od pozice detekovaného QRS komplexu, byla vypočtena velikost amplitudy  $hp$  pro výpočet prahu a byla od tohoto bodu nastavena tzv. zaslepovací perioda. Zaslepovací perioda byla nastavena pro potlačení možnosti falešné detekce T vlny a její hodnota byla stanovena na 150 ms. Během tohoto intervalu nebyly vyhodnocovány žádné QRS komplexy ani jiné komponenty signálu.
- (2) Po uplynutí této doby, byla nastavena hodnota prahu na 60% vypočtené velikosti amplitudy  $hp$  detekovaného QRS komplexu na dobu 25 ms. Od této chvíle jakékoliv překročení nastavené hodnoty prahu, znamenalo nalezení pozice dalšího QRS komplexu.
- (3) Pokud v tomto časovém intervalu nedošlo k detekci, klesla hodnota prahu na 45% vypočtené velikosti amplitudy  $hp$ , a začala lineárně klesat v časovém intervalu 125 ms tak, že se lineárně snižovala hodnota prahu o 20% velikosti amplitudy  $hp$  za dobu 100 ms.
- (4) Když ani po této fázi nebyl detekovaný QRS komplex, hodnota prahu opět lineárně klesala po dobu 770 ms, s poklesem o 10% z velikosti amplitudy  $hp$  za dobu 830 ms.
- (5) V poslední fázi změny hodnoty prahu, kdy se definitivně čeká na první příznak QRS komplexu, byla hodnota prahu ponechána na 10% velikosti amplitudy  $hp$ .



Obr. 32.: Prahování pro detekci QRS komplexu

Po sestavení algoritmu podle těchto zásad (obr. 32), jsou lokalizovány QRS komplexy v rámci celého EKG signálu (obr. 33).



Obr. 33.: Analyzovaný EKG signál s lokalizovanými QRS komplexy

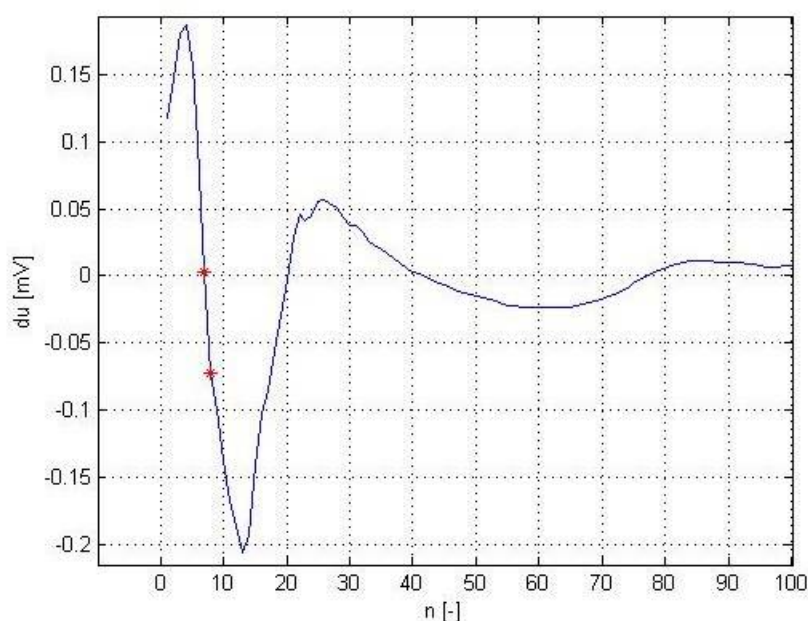
## 9.2 Nalezení vrcholu dominantního kmitu QRS komplexu

Vrchol dominantního kmitu QRS komplexu (obr. 25) představuje lokální maximum v okolí pozice detekovaného QRS komplexu. Lokální maximum je bod, ve kterém průběh derivované funkce (derivované EKG křivky) je roven nule, respektive funkce protíná nulovou osu.[86]

Tento průsečík lze spočítat z rovnice přímky dané dvěma body, mezi kterými křivka první derivace protíná osu vzorků (obr. 34) podle vzorce

$$n_{le} = n - u'_{n-1} \frac{n-(n-1)}{u'_n - u'_{n-1}}, \quad (28)$$

kde  $n_{le}$  je vypočtená pozice lokálního extrému,  $n$ ,  $n-1$  jsou pozice vzorků a  $u'_n$ ,  $u'_{n-1}$  jsou hodnoty první derivace daných vzorků.

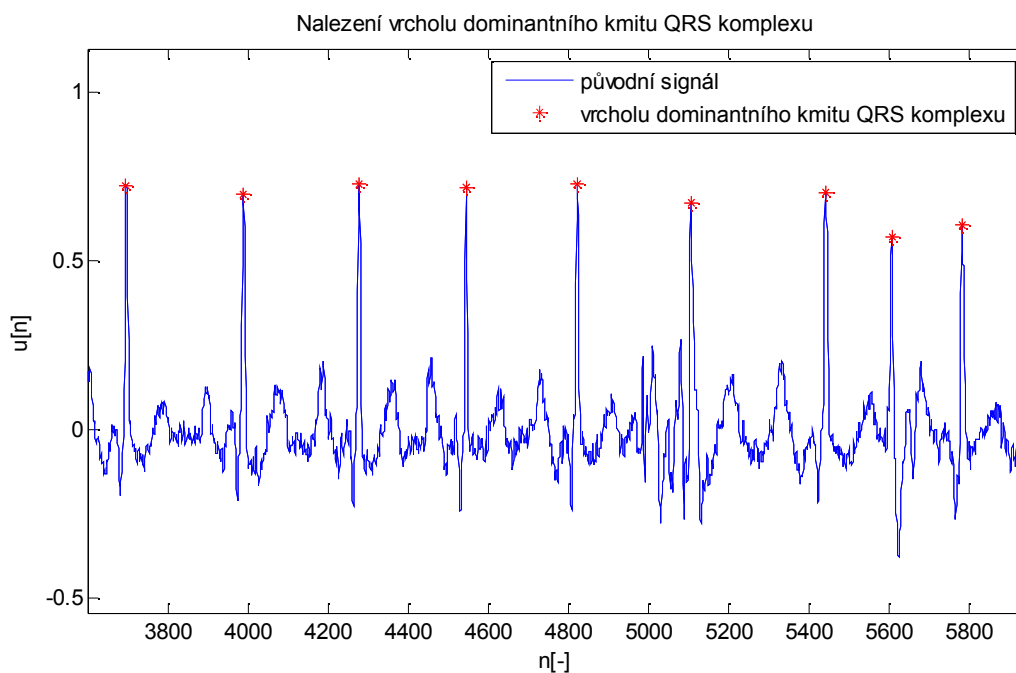


Obr. 34.: Křivka 1. derivace EKG křivky s vyznačeným lokálním extrémem

Jelikož derivované body EKG křivky jsou ekvidistantní, tzn., že vzdálenost mezi vzorky je konstantní, vlastní výpočet lze zjednodušit nahrazením derivací tzv. prostými diferencemi

$$\Delta u = u_n - u_{n-1}, \quad (29)$$

kde  $\Delta u$  je rozdíl napětí dvou po sobě jdoucích vzorků a  $u_n$ ,  $u_{n-1}$  je napětí vzorku na pozici  $n$ , resp.  $n-1$ .



Obr. 35.: EKG signál s označenými dominantními kmitu detekovaných QRS komplexů

### 9.3 Detekce začátku a konce QRS komplexu

Pro detekci začátku a konce QRS komplexu byly pro analyzovaný signál použity totožné algoritmy v rámci odpovídajícího úseku jejich lokalizací. Analyzovaný EKG signál byl předzpracován filtrací. Filtrace je pro analýzu a samotnou automatickou klasifikaci důležitá úloha, pro naši práci se nejlépe osvědčila již zmíněná waveletová filtrace (vyhlazování), neboli MR-analýza (z angl. Multiresolution analysis (MRA), což lze volně přeložit jako analýza o více úrovních rozlišení). Tato metoda je výpočetně velmi atraktivní, neboť umožňuje jednoduchou aplikaci vhodné dvojice lineárních filtrů postupně snižovat nebo zvyšovat rozlišovací schopnost waveletové aproximace. Pro vývoj algoritmu a jeho testování byly opět použity EKG signály z knihovny standardní CSE (Common Standards for quantitative Ecardiography) databáze, tentokrát QT database. Tato knihovna obsahovala EKG signály s vzorkovací frekvencí 250 Hz.[87]

#### 9.3.1 Nalezení výchozích bodů pro stanovení hranic QRS komplexu

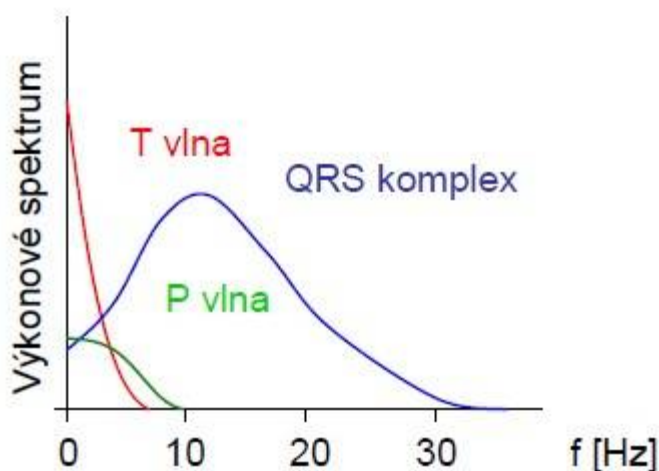
Nalezení tzv. výchozích pozic pro stanovení začátku a konce QRS bylo navrženo, pro nahrazení postupné identifikace jednotlivých kmitů QRS komplexu v okolí dominantního kmitu.

Pro tuto fázi analýzy byl signál předzpracován vlnkovou transformací, resp. byla provedena MR-analýza. Podle vzorkovací frekvence byl zvolen rozklad signálu pomocí vlnkové funkce Daubechies D6 (db6) do pěti úrovní (tabulka 19). Následně byl signál stejnou vlnkovou funkcí zrekonstruován. Výsledný signál byl tedy komponenta z detailních složek původního signálu z úrovní 2-5 a obsahoval složky EKG signálu z frekvenčního rozsahu 8,8-125 Hz.

To postačuje k omezení vlivu P, T vlny, které svým frekvenčním rozsahem nepřekračují 10 Hz. Komplex QRS určuje maximální kmitočtový rozsah EKG signálu, přičemž převážná část energie tohoto komplexu se nachází v intervalu od 10 do 20 Hz (obr. 36).

Tabulka 19: Rozklad původního signálu pro analýzu.

	aproximační složka signálu	detailní složka signálu
úroveň 1	0 - 125 Hz	125 - 250 Hz
úroveň 2	0 - 62,5 Hz	62,5 - 125 Hz
úroveň 3	0 - 31,3 Hz	31,3 – 62,5 Hz
úroveň 4	0 - 15,6 Hz	15,6 - 31,3 Hz
úroveň 5	0 – 8,8 Hz	8,8 - 15,6 Hz



Obr. 36.: Výkonové spektrum kmitů a vln EKG signálu

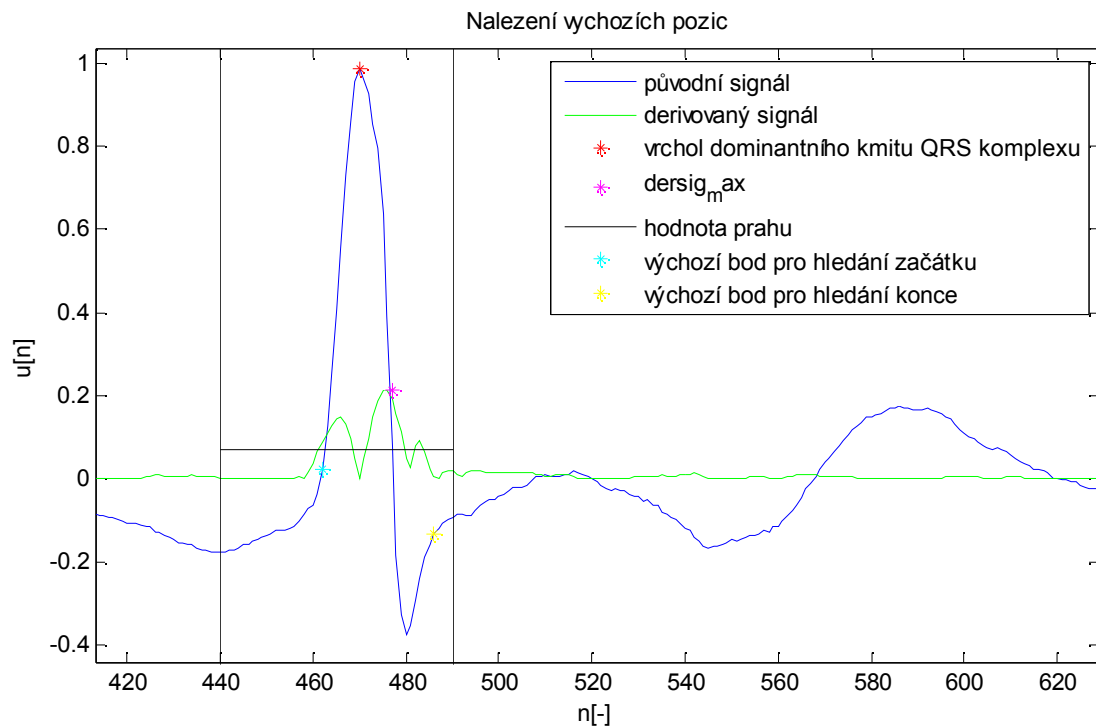
Z takto připraveného signálu byla vypočtena 1. derivace. Tato transformace poskytuje informaci o strmosti jednotlivých kmitů vyskytujících se v okolí dominantního kmitu QRS komplexu. Následně navržený algoritmus tedy vyhodnocoval amplitudy výchylek, a definoval, zda se jedná o součást QRS komplexu.

Výchozí body byly hledány v okolí vrcholu dominantního kmitu v okně o velikosti 200 ms (120 ms před a 80 ms za vrcholem). V tomto okně byla vypočtená maximální absolutní hodnota derivovaného signálu. Z této hodnoty je následně odvozena hodnota prahu  $vp$  pro stanovení výchozích pozic

$$vp = \frac{dersig_{max}}{3}, \quad (30)$$

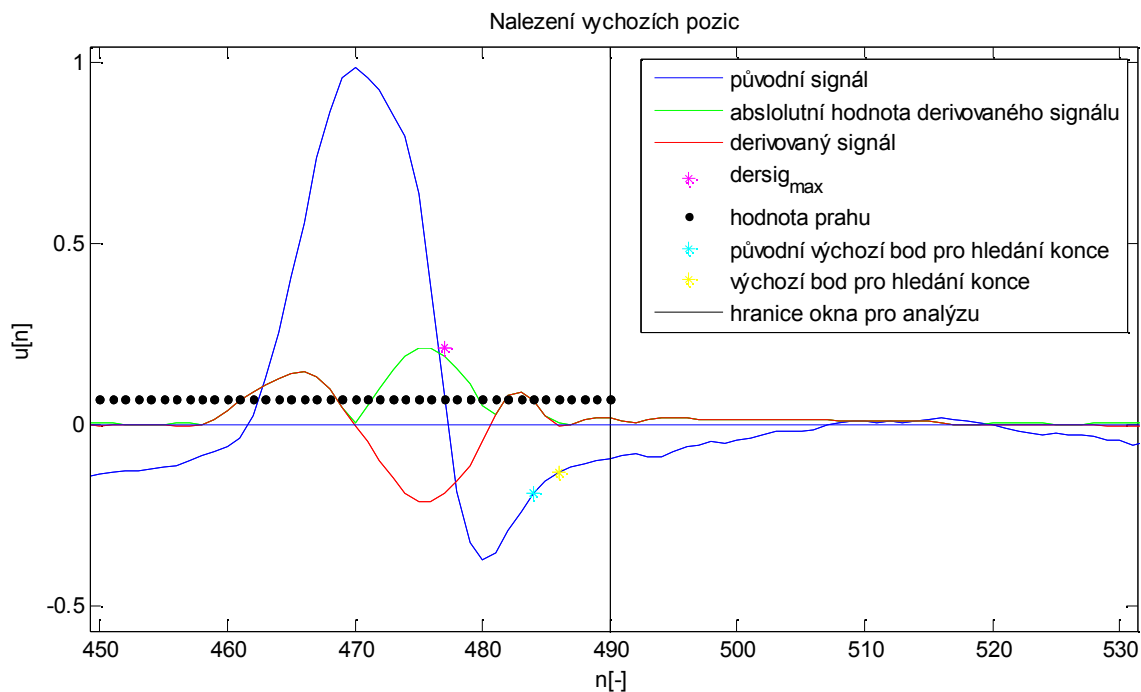
kde  $dersig_{max}$  je maximální hodnota derivovaného signálu v navrženém okně.

Hodnota prahu byla aplikována na derivovaný signál v absolutních hodnotách v rámci celého okna. První pozitivní překročení hodnoty prahu určilo výchozí pozici pro stanovení začátku QRS komplexu, naopak poslední negativní překročení hodnoty prahu určilo pozici pro stanovení konce QRS komplexu (obr. 37).



Obr. 37.: Nalezení výchozích pozic pro hledání začátku a konce QRS komplexů

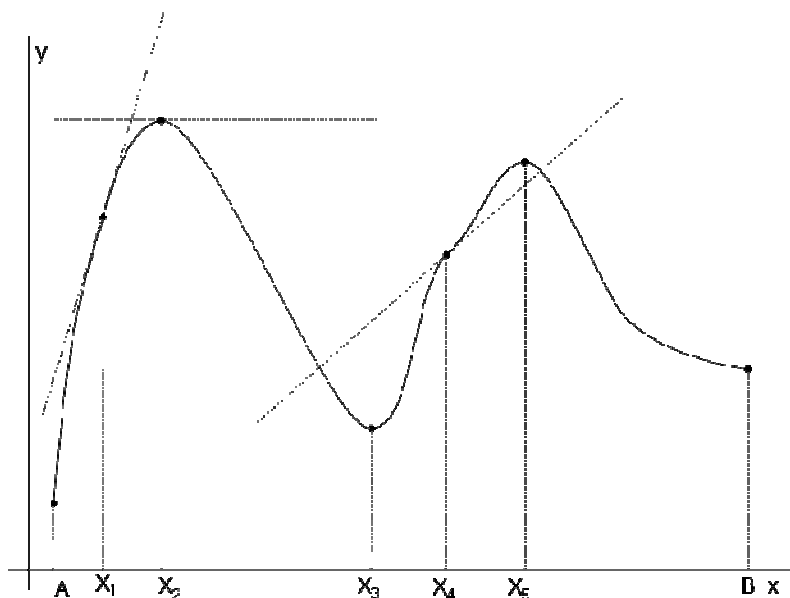
Po testování algoritmu byla však pozice pro stanovení konce QRS komplexu přehodnocena. Definitivní výchozí pozice byla upřesněna jako průsečík s nulovou hodnotou derivované křivky vpravo od původní nalezené pozice (obr. 38).



Obr. 38.: Upřesnění pozice pro hledání konce QRS komplexu

### 9.3.2 Stanovení začátku a konce QRS komplexu

Pro analýzu v této práci byl zvolen efektivní a jednoduchý algoritmus, kdy metodika byla zaměřena na hledání inflexního bodu, tedy hledání přechodu mezi konvexní a konkávní částí analyzované EKG křivky. V inflexním bodě se mění zakřivení křivky a tečna křivky v tomto bodě křivku protíná, jako v bodě  $x_4$  na obrázku 39.



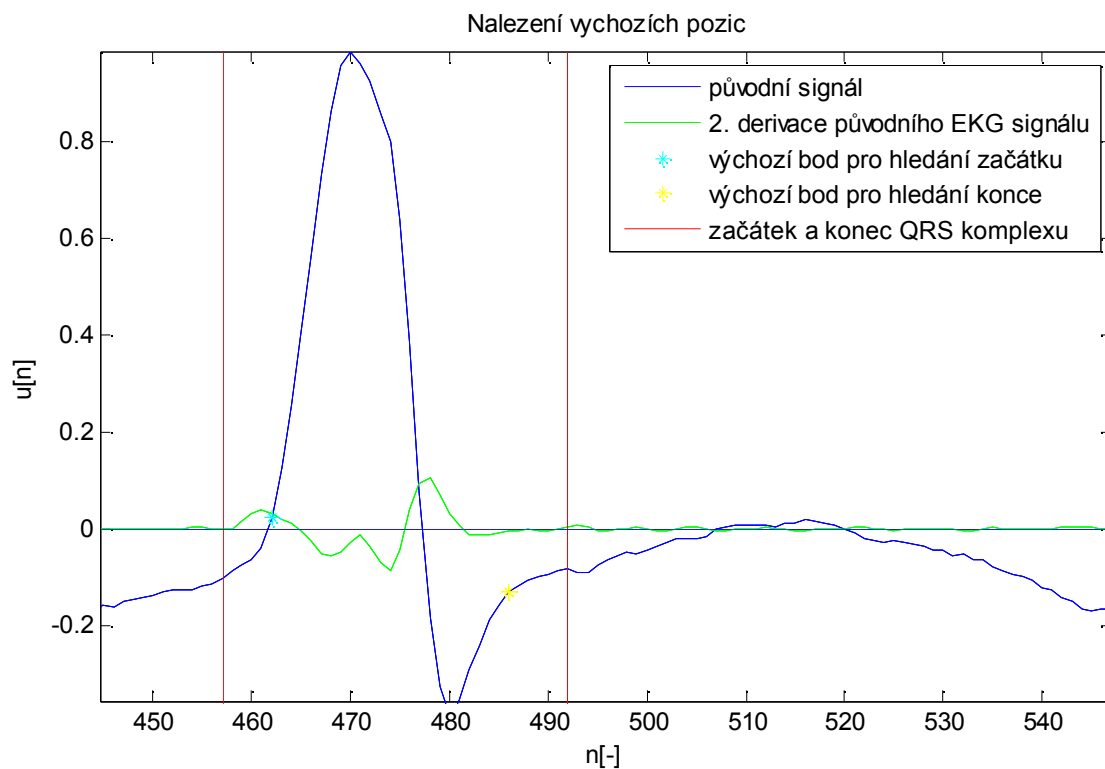
Obr. 39.: Průběh křivky s inflexním bodem  $x_4$

Inflexní body, konvexnost a konkávnost lze rozlišit podle vyšších derivací, kdy platí, že druhá derivace funkce je v inflexním bodě nulová a současně třetí derivace nenulová. Tento průsečík lze spočítat z rovnice přímky dané dvěma body, mezi kterými křivka druhá derivace protíná nulovou osu vzorků podle vzorce

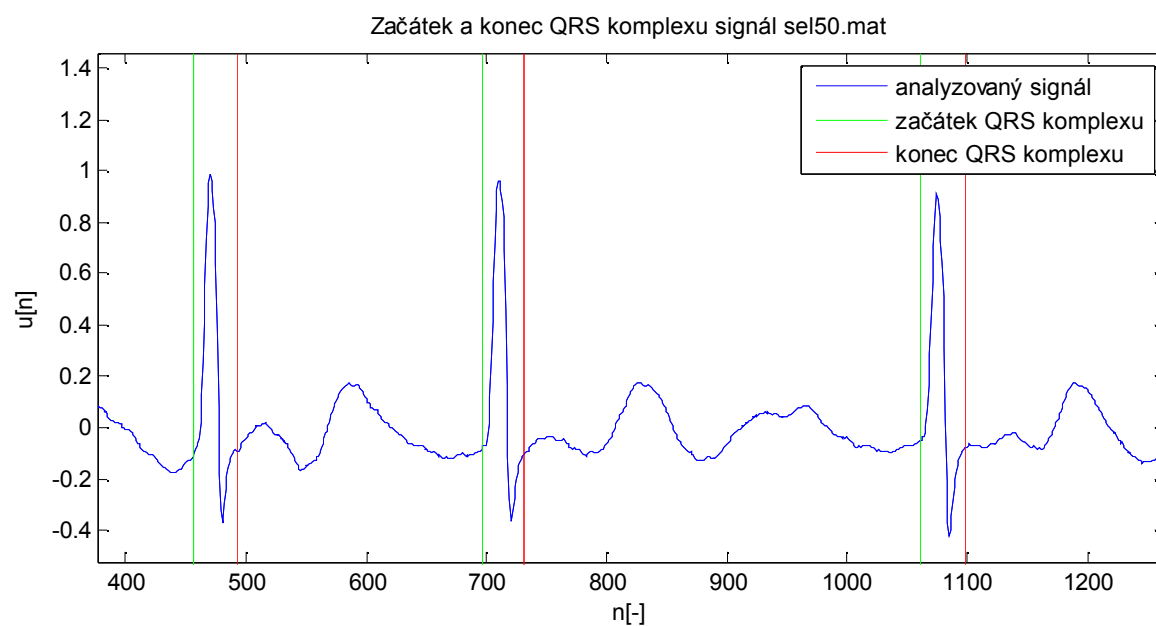
$$n_i = n - u''_{n-1} \frac{n-(n-1)}{u''_n - u''_{n-1}}, \quad (31)$$

kde  $n_i$  je vypočtená pozice inflexního bodu,  $n$ ,  $n-1$  jsou pozice vzorků a  $u_n''$ ,  $u_{n-1}''$  jsou hodnoty druhé derivace daných vzorků.

Navržený algoritmus se tedy soustředil na vyhledání průsečíků nulové osy a druhé derivace originální EKG křivky. Pro začátek QRS komplexu to byl nejbližší průsečík před nalezeným výchozím bodem pro začátek a pro konec QRS komplexu nejbližší průsečík za nalezeným výchozím bodem pro konec (obr. 40). Tyto nalezené průsečíky definovali definitivní hranice QRS komplexu, tzn. začátek a konec QRS komplexu (obr. 41).[85]



Obr. 40.: Filtrovaný signál s nalezenými hranicemi QRS komplexů



Obr. 41.: Originální signál se stanoveným začátkem a koncem QRS komplexu



## 10 Testování a ověřování navrhnutého algoritmu

Každý algoritmus pro zpracování a analýzu EKG by měl být před vlastní implementací do klinických aplikací dostatečně prověřen. K tomuto účelu se využívají dostupné a rozsáhlé databáze obsahující knihovny EKG signálů. Algoritmus prezentovaný v této práci byl otestován na databázi CSE (The Common Standards for Electrocardiography), jenž je mezinárodním projektem s cílem standardizace v elektrokardiografii.

### 10.1 Mezinárodní projekt pro standardizaci v elektrokardiografii

Mezinárodní projekt Common Standards for Quantitative Electrocardiography (CSE) byl spuštěn za přispění Evropské komise v roce 1980. Hlavní cíl prvních CSE studií v této době bylo zredukovat velké množství odchylek v měření EKG počítačovými programy. Druhá fáze CSE studií měla za cíl ohodnocení a zdokonalení diagnostických klasifikací EKG programů.[88]

Počítačové zpracování může být jednoduše redukováno do tří základních bodů:

- Snímání, přenos a ukládání digitálních EKG
- Rozpoznávání útvarů a rozměření
- Diagnostická klasifikace

Každý z těchto bodů nutně vyžaduje standardizace. Na začátku CSE projektu byly formulovány následující cíle:

- Standardizace měřicí procedury v několika termínech; porovnávání studií věnovaných měření EKG různými programy, navržení směrnice měření, definice a standardy měření
- Ohodnocení výkonnosti diagnostických klasifikací počítačových programů a algoritmů, dokumentace jejich operací
- Založení nevelké EKG knihovny pro dosažení těchto cílů.[89, 90]

#### 10.1.1 Standardizace EKG měření

Hlavní cíle první části projektu bylo standardizovat počítačové EKG měření, a nalézt shodu v definici EKG útvarů a stanovení jejich počátků a konců (P vlna, T vlna, QRS komplex). Úmysl byl takový, aby pacient změřený v Římě programem X, měl stejné hodnocení jako pacient změřený v Londýně programem Y.

#### 10.1.2 CSE referenční knihovna pro měření

Jeden z hlavních dosažených cílů prvních CSE studií bylo vytvoření referenční databáze pro EKG měření. Byly vytvořeny celkem dvě databáze. První databáze obsahovala 250 originálních a 310 takzvaných umělých EKG signálů obsahující třívodové EKG. Protože EKG měřicí programy využívají různé principy, byly vytvořeny umělé signály. Z každého elektrokardiografického svodu byl vybrán jeden EKG rytmus, z něhož opakováním byl vytvořen vlastní umělý EKG signál. Druhá databáze zahrnovala 250 originálních a 250 umělých EKG signálů obsahující dvanáctisvodové EKG signály doplněny o 3 Frankovy svody X, Y, Z. Knihovna obsahuje široké spektrum EKG konfigurací, z nichž pouze 25% je normální, ostatní obsahují elektrokardiografické abnormality.

Všechny EKG signály těchto databází byly vzorkovány frekvencí 500 Hz, s rozlišení 10 bitů a s maximálním kvantovacím krokem 5 mV. Originální a umělé signály byly náhodně rozděleny do 2 skupin obsahující shodné vzorky různých patologických jevů.

### 10.1.3 Vizualizace EKG analýzy

Skupina pěti kardiologů, každý z jiného členského státu, vytvořila detailní rozbor EKG signálů, ujednání popisu EKG útvarů, stanovení jejich začátků a konců. Variabilita v určování kritických bodů s využitím modifikovaných Delphi přístupů každým z kardiologů, dala za vznik CSE třísvodové referenční knihovně s přesně definovanými referenčními body. Reprodukovatelnost testu prokázala, že dosažené výsledky této skupiny jsou stabilní.[91]

### 10.1.4 CSE měřicí standard

CSE měřicí referenční knihovna, se stala mezinárodním standardem pro vývoj a zdokonalení EKG měřících programů. Knihovny jsou zároveň užitečný nástroj pro vytvoření velmi přesných měřících pravidel a definic. Stejně jako v CSE studii, i v ostatních účastnících se institucí bylo dosaženo různých modifikací v analýze a měření. Využívání CSE databáze umožnilo zvýšení preciznosti programů a vývoj nových algoritmů, což vedlo k dosažení podobných řešení v analýze útvarů. Proto CSE working party si nepřála navrhnout algoritmus jako standard pro analýzu EKG, ačkoliv CSE working party doporučuje CSE referenční databázi jako standard pro EKG měření.

Význam CSE databáze je tedy dvojitý:

- Individuální přístupy analýzy a měření EKG by se měly co nejvíce přibližovat CSE referencím, průměrná chyba by se měla co nejvíce blížit nule.
- Směrodatná odchylka programových výsledků a CSE referencí by neměla převýšit určité limity (tabulka 20). Tyto limity jsou publikované v článku CSE doporučení pro EKG analýzu [92].

Tabulka 20: Limity pro stanovení specifických bodů EKG signálu.

	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
kritéria $2s_{CSE}$ [ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

## 10.2 Detekce QRS komplexu

Vyhodnocování algoritmů detekce QRS je založeno na výpočtu dvou základních parametrů, senzitivity  $Se$  a pozitivní prediktivity  $P^+$ .

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \quad (32)$$

a

$$P^+ = \frac{TP}{TP+FP}, \quad (33)$$

kde  $TP$  je počet pravdivě pozitivních detekcí,  $FN$  je počet falešně negativních detekcí a  $FP$  je počet falešně pozitivních detekcí.[93]

Navržený algoritmus pro detekci QRS komplexu byl testován stejně jako v práci [94], na standardní arytmiické databázi - MIT/BIH arrhythmia database. Autoři v článku představili algoritmus pro zpracování EKG v reálném čase na základě digitální analýzy na základě sklonu, amplitudy a šířky detekované křivky. Navrhli systém předzpracování založený na pásmové propusti a následné diferencii signálů. Signál vhodný k prahování je získán umocněním diferenciovaného signálu a jeho průměrováním.

### 10.2.1 MIT/BIH arrhythmia databáze

MIT/BIH databáze obsahuje 48 půlhodinových ambulantních EKG záznamů ve dvou elektrokardiografických svodech, naměřených na 47 pacientech během let 1975 až 1979 v nemocnici Boston's Beth Israel Hospital.[79]

Záznamy byly digitalizovány se vzorkovací frekvencí 360 Hz s jedenácti bitovým rozlišením a s rozsahem 10 mV. Záznamy byly anotovány skupinou kardiologů a několika programy. Tyto anotace jsou dostupné v rámci databáze v textových dokumentech.

### 10.2.2 Výsledky testování

Navrženým algoritmem jsem zkontroloval všechny záznamy (tabulka 21), jež obsahovaly celkem 110873 QRS komplexů. Výsledkem bylo celkem 438 falešně pozitivních detekcí a 287 falešně negativních detekcí, což tvoří celkovou chybu detekce 0,65 %, tedy lepší výsledek než v porovnávané práci (0,675%).

Tabulka 21: Úspěšnost detekce QRS komplexu na databázi - MIT/BIH arrhythmia database

<b>záznam</b>	<b>celkem komplexů</b>	<b>FN</b>	<b>FP</b>	<b>falešná detekce</b>	<b>falešná detekce (%)</b>
100	2273	0	1	1	0,04
101	1865	4	1	5	0,27
102	2187	0	0	0	0,00
103	2084	0	1	1	0,05
104	2230	9	4	13	0,58
105	2572	54	7	61	2,37
106	2027	0	11	11	0,54
107	2137	1	5	6	0,28
108	1763	74	3	77	4,37
109	2532	0	4	4	0,16
111	2124	8	1	9	0,42
112	2539	0	1	1	0,04
113	1795	0	1	1	0,06
114	1879	4	0	4	0,21
115	1953	0	1	1	0,05
116	2412	2	24	26	1,08
117	1535	3	1	4	0,26
118	2278	0	0	0	0,00
119	1987	0	0	0	0,00

<b>záznam</b>	<b>celkem komplexů</b>	<b>FN</b>	<b>FP</b>	<b>falešná detekce</b>	<b>falešná detekce (%)</b>
121	1863	2	1	3	0,16
122	2476	0	1	1	0,04
123	1518	0	0	0	0,00
124	1619	0	1	1	0,06
200	2601	14	4	18	0,69
201	1963	0	31	31	1,58
202	2136	0	20	20	0,94
203	2982	57	67	124	4,16
205	2656	0	4	4	0,15
207	2332	31	94	125	5,36
208	2956	4	23	27	0,91
209	3005	1	1	2	0,07
210	2650	5	66	71	2,68
212	2748	0	1	1	0,04
213	3251	0	5	5	0,15
214	2262	1	4	5	0,22
215	3363	1	1	2	0,06
217	2208	1	2	3	0,14
219	2154	0	0	0	0,00
220	2048	0	0	0	0,00
221	2427	0	6	6	0,25
222	2484	1	3	4	0,16
223	2605	0	8	8	0,31
228	2955	4	23	27	0,91
230	2256	0	0	0	0,00
231	1571	0	1	1	0,06
232	1780	6	0	6	0,34
233	3079	0	3	3	0,10
234	2753	0	2	2	0,07
<b>celkem</b>	<b>110873</b>	<b>287</b>	<b>438</b>	<b>725</b>	<b>0,65</b>

Dle výše uvedených vztahů bylo dosaženo senzitivity  $Se = 99,74\%$  a prediktivity  $P^+ = 99,60\%$  (tabulka 22). Obě porovnávané práce tak splňují podmínky postačující spolehlivosti detekce pro nasazení v online klinických aplikacích (99,5%).[58]

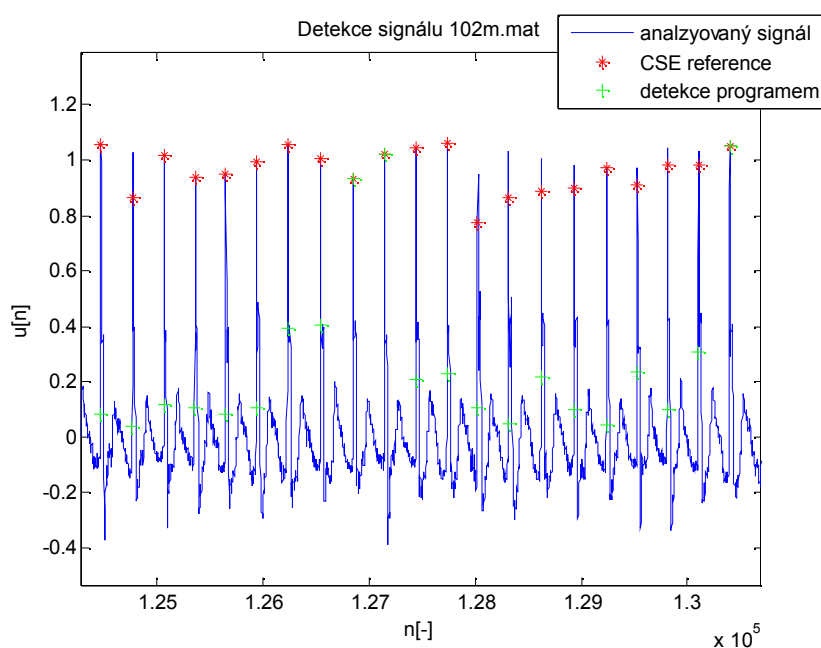
Tabulka 22: Senzitivita a prediktivita porovnávaných prací

	<b>TP [-]</b>	<b>FN [-]</b>	<b>FP [-]</b>	<b>Se [%]</b>	<b>P [%]</b>
<b>tato práce</b>	110148	287	438	99,74	99,60
<b>Pan [94]</b>	109532	277	507	99,75	99,54

### 10.2.3 Příklady detekce QRS komplexů

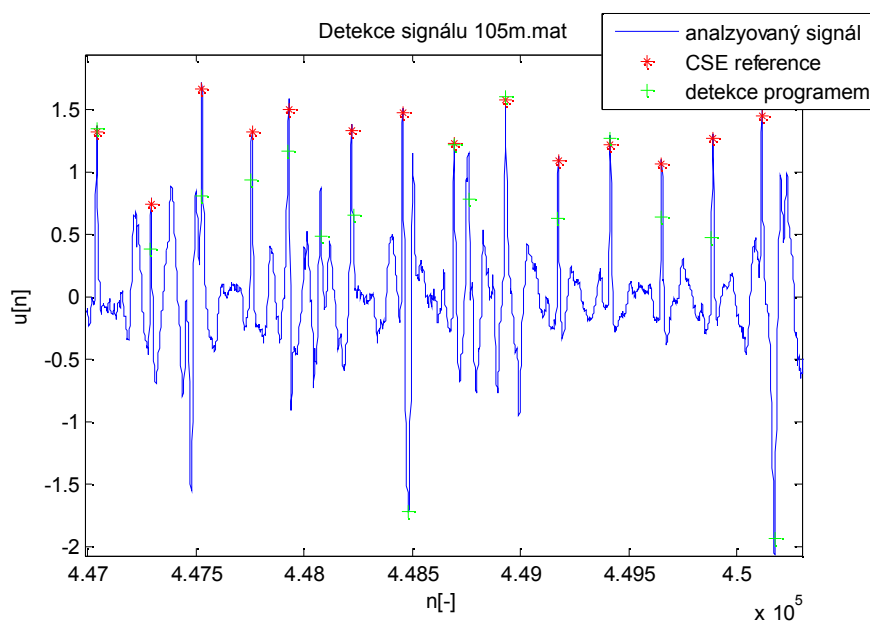
Příklady detekce QRS komplexů jsou zobrazeny na 4 signálech z testované MIT/BIH arrhythmia databáze. Jedná se o ukázky jak bezproblémové detekce, tak o detekce zatížené chybami, způsobených rušením nebo nakupením elektrokardiografických abnormalit. Ač už jsou EKG signály vícesvodové, pro vlastní detekci v této práci byl postačující jeden svod.

Na obrázku 42 je příklad bezchybné detekce signálu 102m.mat. Na ukázkách není schválně zobrazen lokální extrém, aby pro zřetelnost výsledků nedocházelo k vzájemnému překrytí symbolů pro označení CSE referencí a detekovaných pozic programem.



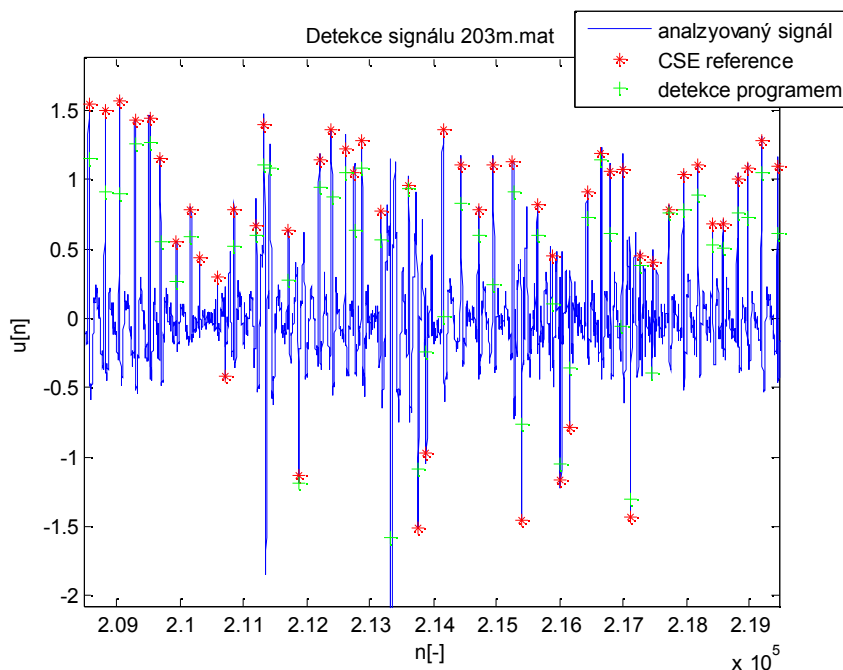
Obr. 42.: Bezchybná detekce QRS komplexu na souboru 102m.mat

Na obrázku 43 je příklad zachycených falešně pozitivních chyb. Tento naměřený signál je zatížen rušením (pohybové artefakty), které jsou chybně programem snímány



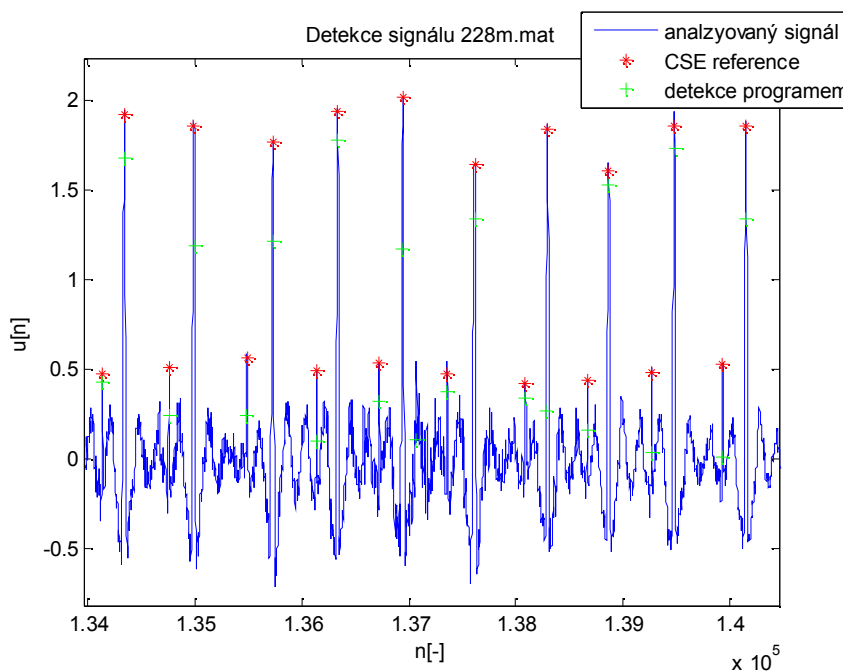
Obr. 43.: Detekce QRS komplexu na signálu 105m.mat zatíženém pohybovým artefaktem

Další ukázka (obr. 44) zobrazuje falešně negativní chyby. Jedná se o nakupení nízkamplitudových komorových extrasystol, které detekční program nezachytil.



Obr. 44.: Detekce QRS komplexu na signálu 203m.mat – EKG s elektrokardiografickými abnormalitami

Na poslední ukázce (obr. 45) je zachycena jedna falešně pozitivní chyba, kdy došlo k chybné detekci T vlny. V této ukázce stojí za povšimnutí změny komorových komplexů, kdy se střídá normální sinusový rytmus s komorovou extrasystolou, a jejich detekce programem.



Obr. 45.: Detekce QRS komplexu na signálu 228m.mat, záchyt chybné detekce T vlny.

### 10.3 Stanovení začátku a konce QRS komplexu

Podle kritérií CSE studií je kvalita algoritmů stanovena parametry: senzitivita  $Se$ , pozitivní prediktivita  $P+$ , průměrná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi  $m$  a směrodatná odchylka  $s$ . Dle CSE studie je však dostačující podmínkou hodnocení kvality detekčních algoritmů pro lokalizaci hraničních bodů dvojnásobek směrodatné odchylky  $2s_{CSE}$  při testování standardní CSE databáze. [92, 95]

Kvalitu detekce začátku a konce QRS komplexu jsme otestovali na CSE databázi QT database. Výsledky úspěšnosti jsme tak mohli porovnávat s několika jinými pracemi testujících stejnou databázi.

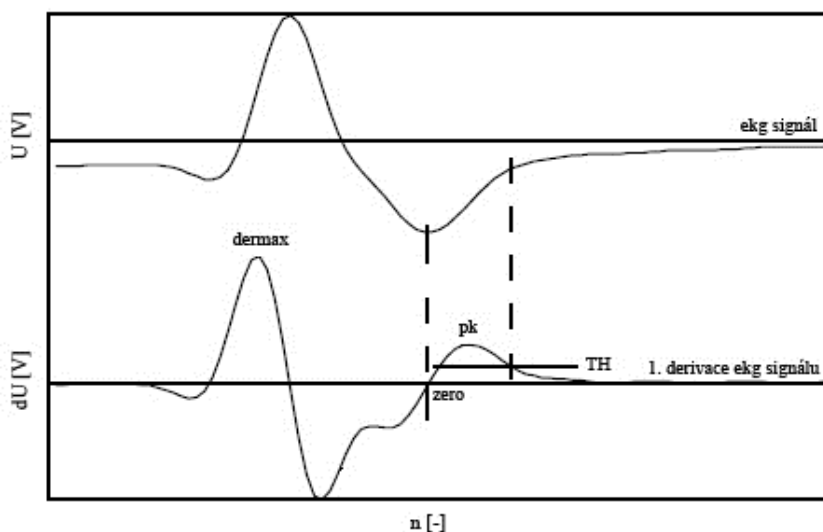
Práce Laguna je zaměřena, po před přípravě signálu (filtrace – pásmová propust, Lynnův filtr: 0,8 –18 Hz, 3 dB) a detekci QRS komplexu, na nalezení všech kmitů QRS a prohledávání jejich okolí. Následné rozhodovací kritérium pro lokalizaci hraničních bodů je pak založeno na několika experimentálně zjištěných a v práci definovaných parametrech (prahové hodnoty, strmosti hran, hodnoty lokálních maxim a minim).[96]

Tuto metodu jsem testoval v mé předchozí práci. Tato metoda používá pro lokalizaci začátků a konců útvarů EKG křivky derivovaný EKG signál, na které se provádí prahování rozdílné pro každý útvar EKG křivky. Samotný práh se vypočítá z experimentálně zjištěných bodů (tabulka 22).[21]

Tabulka 22: Stanovení konstanty pro výpočet prahové hodnoty

$k$		Hranice útvarů EKG křivky (WB)							
		P vlna		Q vlna	R vlna		S vlna	T vlna	
		$P_z$	$P_k$	$Q_z$	$R_z$	$R_k$	$S_k$	$T_z$	$T_k$
$\frac{pk \cdot 10}{der \max}$	$\leq 0,13$	1,35	2,0	1,8	5,0	3,0	2,0	4,0	
	0,13 - 0,20							5,0	
	0,20 - 0,41							6,0	
	0,41 - 2,00				8,0	5,0		7,0	
	2,00 - 4,00								
	4,00 - 4,75				28	8,0			
	4,75 - 6,20					9,0			
	$\geq 6,20$					12,0			

Na obr. 46 je zobrazena procedura pro určení konce S vlny. Výchozím bodem je pozice S vlny, tj. průsečík, kde protíná EKG křivka osu vzorků, od něhož se hledá směrem doprava přilehlý vrchol *pk*. Koncový bod je pak detekován jako průsečík vypočtené prahové hodnoty a křivky derivovaného EKG signálu.[96]



Obr. 46.: Lokalizace konce S vlny [21]

Práce Martinez pracuje s EKG signálem bez potřeby jakékoliv úpravy. Využívá informace o lokálních maximech a minimech a průchodech nulovou hladinou v různých měřících dyadické DTWT po rozkladu podle Mallatova algoritmu. Autoři postupně podle v práci stanovených podmínek vyhodnocovali pozice QRS komplexů, pozice jednotlivých kmitů QRS komplexu (Q, R, S kmity) a následně jejich hraniční body. [97, 98]

### 10.3.1 QT databáze

QT Databáze obsahuje EKG signály, které byly vybrány, aby vytvořili rozsáhlou knihovnu QRS a ST-T morfologií pro tvorbu a hodnocení QT detekčních algoritmů.[87] Záznamy byly primárně vybrány z existujících databází MIT/BIH arrhythmia database [79], European society of Cardiology ST-T Database [99] a další databáze nasbírané v Boston's Belth Israel Daconess Medical Center. Takto utvořená databáze je excelentní zdroj rozmanitých a dobře popisovatelných dat, proto byla autory doplněna o velmi precizní referenční anotace všech hraničních bodů EKG útvarů. Dodatečně byly vybrány záznamy, aby reprezentovaly extrémy v kardiologické patofyziologii. Autoři například shromáždili data pacientů z holterovského monitorování, kteří zažili náhlou srdeční smrt během monitorování. Tito pacienti byli různého věku a pohlaví a neměli diagnostikovanou žádnou srdeční nemoc.

QT databáze obsahuje celkem 105 patnácti minutových záznamů ze dvou elektrokardiografických svodů. Všechny záznamy jsou vzorkovány frekvencí 250 Hz. Hranice EKG útvarů jako reference v těchto záznamech byly manuálně definovány experty nebo automaticky podle studie ARISTOTLE.[100]

### 10.3.2 Výsledky testování

Na rozdíl od porovnávaných studií byly testovány celé soubory, kde anotované značky byly určeny automaticky pro oba signály. Proto bylo možno vyhodnotit jak senzitivitu tak pozitivní prediktivitu. Celkem bylo otestováno všech 105 souborů, u nichž byly detekovány pozice QRS komplexů a následně vyhledány začátky a konce QRS komplexů a porovnány



s referenčními anotacemi (tabulka 23). Při samotném hodnocení se nepodařilo ohodnotit 5 souborů. Jednalo se především o soubory zatížené již chybou při detekci QRS komplexů, respektive chybami docílených při získávání pozic kritických bodů podle anotačních značek.

Celkem bylo vyhodnoceno 108987 QRS komplexů. Výsledkem bylo celkem 396 falešně pozitivních detekcí a 260 falešně negativních detekcí, což tvoří celkovou chybu detekce 0,60 %.

Tabulka 23: Úspěšnost detekce QRS komplexu na databázi - QT database

<b>záznam</b>	<b>celkem komplexů</b>	<b>FN</b>	<b>FP</b>	<b>falešná detekce</b>	<b>falešná detekce (%)</b>
sel30	1015	0	3	3	0,30
sel31	1086	1	1	2	0,18
sel32	1194	3	1	4	0,34
sel33	523	4	0	4	0,76
sel34	896	0	0	0	0,00
sel35	889	8	34	42	4,72
sel36	946	1	0	1	0,11
sel37	665	7	1	8	1,20
sel38	1561	1	1	2	0,13
sel39	1170	0	0	0	0,00
sel40	1068	0	1	1	0,09
sel41	1364	5	3	8	0,59
sel42	1245	2	0	2	0,16
sel43	1428	3	2	5	0,35
sel44	1338	1	34	35	2,62
sel45	970	1	0	1	0,10
sel46	851	9	0	9	1,06
sel47	884	1	0	1	0,11
sel48	1397	0	4	4	0,29
sel49	832	1	11	12	1,44
sel50	656	5	0	5	0,76
sel51	748	1	0	1	0,13
sel52	1411	0	2	2	0,14
sel100	1134	0	1	1	0,09
sel102	1087	1	0	1	0,09
sel103	1048	0	0	0	0,00
sel104	1095	2	3	5	0,46
sel114	867	7	12	19	2,19
sel116	1183	2	0	2	0,17
sel117	765	1	0	1	0,13
sel123	751	5	0	5	0,67
sel213	923	1	0	1	0,11
sel221	1246	3	10	13	1,04
sel223	1309	0	63	63	4,81

<b>záznam</b>	<b>celkem komplexů</b>	<b>FN</b>	<b>FP</b>	<b>falešná detekce</b>	<b>falešná detekce (%)</b>
sel230	1076	0	0	0	0,00
sel231	729	2	0	2	0,27
sel232	877	0	14	14	1,60
sel233	1053	2	0	2	0,19
sel301	1349	3	2	5	0,37
sel302	1499	2	3	5	0,33
sel306	1039	0	0	0	0,00
sel307	851	3	1	4	0,47
sel308	1292	98	7	105	8,13
sel309	1153	1	2	3	0,26
sel310	1023	0	0	0	0,00
sel803	1025	0	1	1	0,10
sel808	902	1	0	1	0,11
sel811	701	3	0	3	0,43
sel820	1157	1	1	2	0,17
sel821	1556	1	2	3	0,19
sel840	1178	1	1	2	0,17
sel847	800	0	0	0	0,00
sel853	1111	1	3	4	0,36
sel871	915	1	0	1	0,11
sel872	988	1	0	1	0,10
sel873	857	1	0	1	0,12
sel883	891	2	0	2	0,22
sel891	1265	15	1	16	1,26
sel14046	1258	2	7	9	0,72
sel14157	1080	1	1	2	0,19
sel14172	660	3	0	3	0,45
sel15814	1034	7	2	9	0,87
sel16265	1030	0	0	0	0,00
sel16272	849	1	0	1	0,12
sel16273	1110	1	1	2	0,18
sel16420	1062	0	0	0	0,00
sel16483	1085	1	0	1	0,09
sel16539	919	2	0	2	0,22
sel16773	1007	0	0	0	0,00
sel16786	924	0	0	0	0,00
sel16795	759	2	0	2	0,26
sel17152	1626	2	1	3	0,18
sel17453	1045	2	0	2	0,19
sele0104	801	2	0	2	0,25

<b>záznam</b>	<b>celkem komplexů</b>	<b>FN</b>	<b>FP</b>	<b>falešná detekce</b>	<b>falešná detekce (%)</b>
sele0106	894	2	1	3	0,34
sele0107	812	1	0	1	0,12
sele0110	870	51	0	51	5,86
sele0111	906	1	1	2	0,22
sele0112	684	2	1	3	0,44
sele0114	695	3	0	3	0,43
sele0116	556	4	0	4	0,72
sele0121	1432	1	6	7	0,49
sele0122	1412	1	0	1	0,07
sele0124	1120	0	0	0	0,00
sele0126	944	1	0	1	0,11
sele0129	1035	1	0	1	0,10
sele0133	839	0	0	0	0,00
sele0136	806	2	0	2	0,25
sele0166	810	2	0	2	0,25
sele0170	895	2	0	2	0,22
sele0203	1245	1	0	1	0,08
sele0210	1061	1	0	1	0,09
sele0211	1574	0	1	1	0,06
sele0303	1043	1	0	1	0,10
sele0405	1214	1	1	2	0,16
sele0406	957	1	0	1	0,10
sele0409	1043	0	0	0	0,00
sele0411	1201	0	1	1	0,08
sele0509	1027	0	0	0	0,00
sele0603	867	3	0	3	0,35
sele0604	1030	57	1	58	5,63
sele0606	1441	0	3	3	0,21
sele0607	1182	1	2	3	0,25
sele0609	1125	1	3	4	0,36
sele0612	749	1	0	1	0,13
sele0704	1093	13	2	15	1,37
<b>celkem</b>	<b>109643</b>	<b>396</b>	<b>260</b>	<b>656</b>	<b>0,60</b>

V případě detekce QRS komplexů i pro databázi QT byla splněna postačující podmínka pro nasazení v online klinických aplikacích, neboť bylo dosaženo hodnot: senzitivita  $Se = 99,64\%$  a prediktivita  $P^+ = 99,76\%$ . Výsledky hodnocení a porovnání se zmíněnými studiemi je shrnuta v tabulce 24.

Dle CSE doporučení je úkolem rozměřování algoritmů dosažení, co nejmenší průměrné odchylky  $m$  z anotovaných a detekovaných pozic a její směrodatné odchylky  $s$ . Pro hodnocení kvality detekce kritických pozic je postačující podmínkou pro lokalizaci hraničních bodů dvojnásobek směrodatné odchylky  $2s_{CSE}$ . [92] Na rozdíl od ostatních prací, ve kterých bylo k testování použito referenčních hodnot získaných z pozic vyhodnocených kardiologi, v této práci jsme využili referencí získaných z různých rozměřovacích programů (ARISTOTLE). [100] Autoři tedy hodnotili pouze vybrané QRS komplexy v rámci celého signálu. My jsme přistoupili k otestování všech signálů v délce 60 sekund, proto se počty ohodnocených QRS komplexů liší.

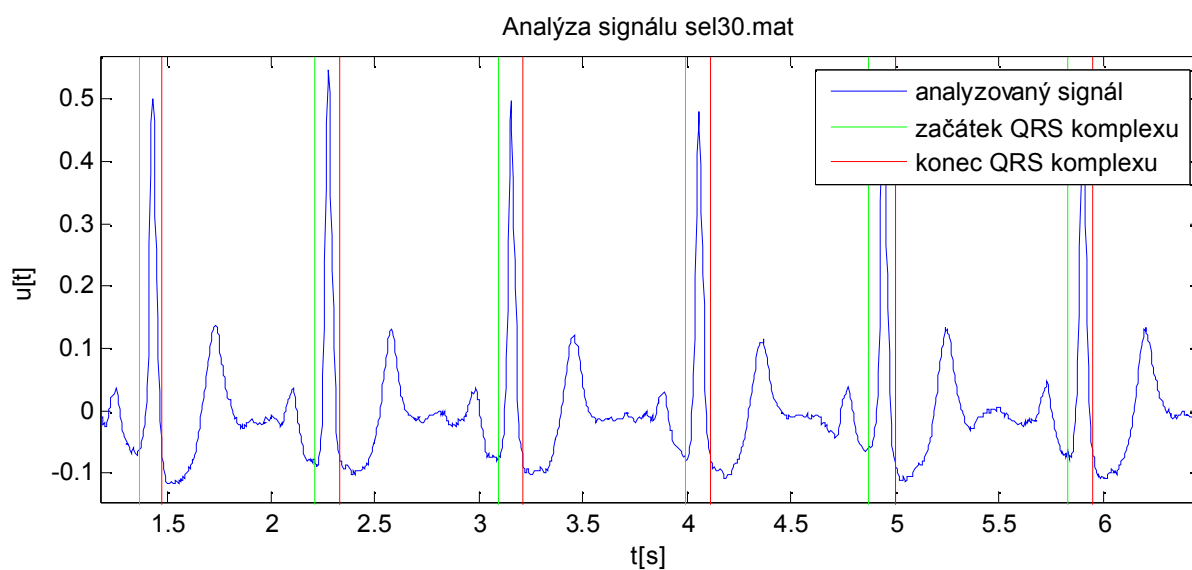
Algoritmus prezentovaný v této práci, stejně jako algoritmy v porovnávaných pracích, dosáhl postačující podmínky jen v případě lokalizace konců QRS komplexu. V případě lokalizace začátků QRS komplexu bylo kritérium překročeno o necelé čtyři milisekundy, což při vzorkovací frekvenci 250 Hz odpovídá jednomu vzorku.

Tabulka 24: Výsledky kvality detekce začátku a konce QRS komplexu porovnávaných prací

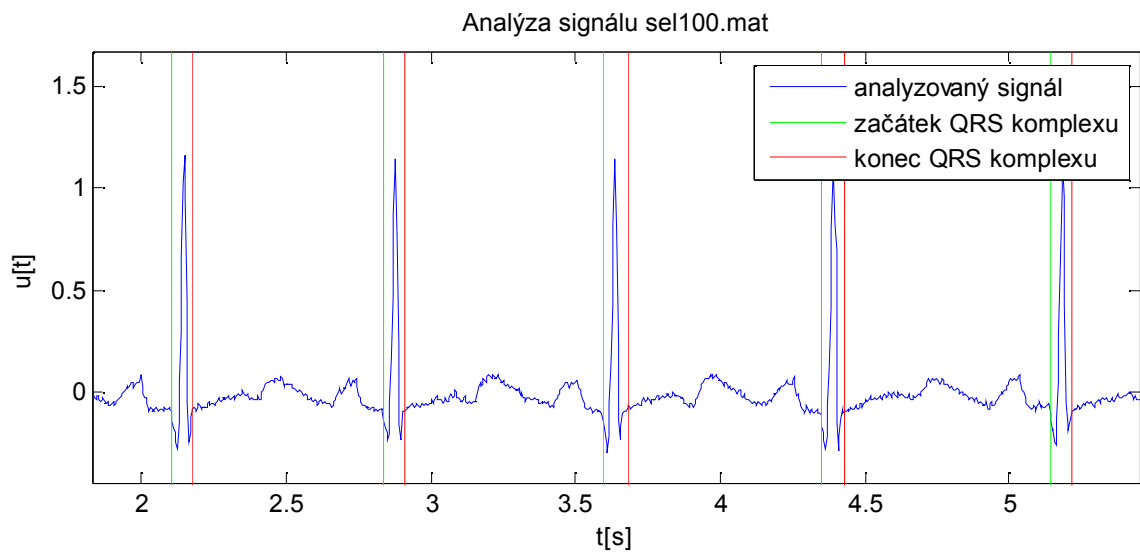
	$Se$ [%]	$P+$ [%]	počet QRS komplexů	začátek QRS	konec QRS
				$m \pm s$ [ms]	$m \pm s$ [ms]
tato práce	99,64	99,76	6718	-5,68±10,08	-1,12±11,06
Martínez 2004 [97]	99,97	-	3623	4,6±7,7	0,8±8,7
Laguna 1994 [96]	99,97	-	3623	3,6±8,6	-1,1±8,3
			$2s_{CSE}$ [ms]	6,5	11,6

### 10.3.3 Příklady detekce začátků a konců QRS komplexů

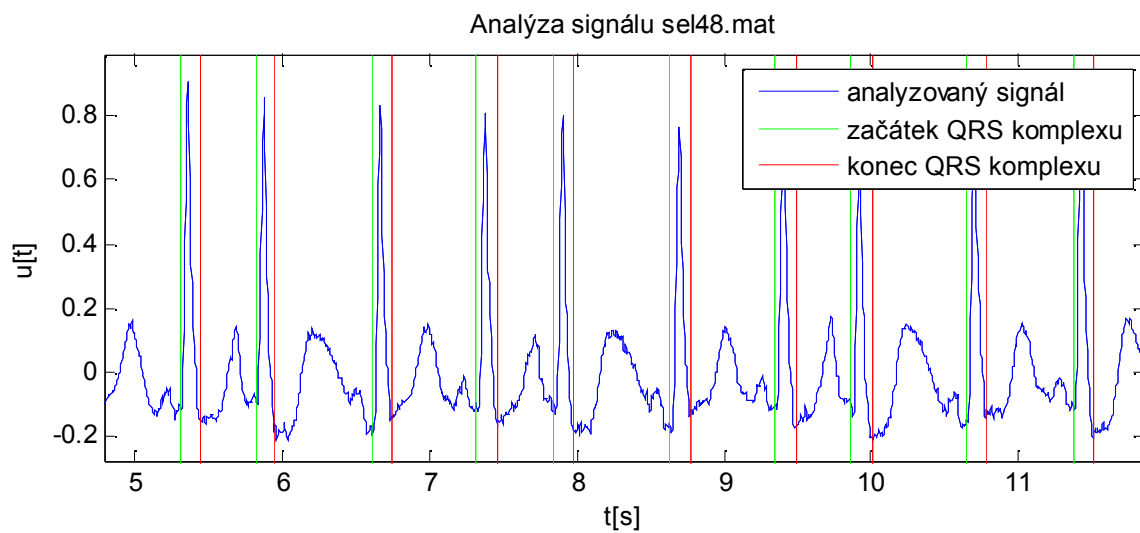
Příklady detekce QRS komplexů jsou zobrazeny na 3 signálech z testované QT databáze. Na prvních dvou bylo dosaženo vysoké přesnosti (obr. 47, 48). Na třetí je ukázka snížené přesnosti v důsledku různých morfologií QRS komplexů (obr. 49).



Obr. 47.: Signál sel30.mat s detekovanými hranicemi QRS komplexů



Obr. 48.: Signál sel100.mat s detekovanými hranicemi QRS komplexů



Obr. 49.: Signál sel48.mat s detekovanými hranicemi QRS komplexů

## 11 Aplikace pro klinické měření

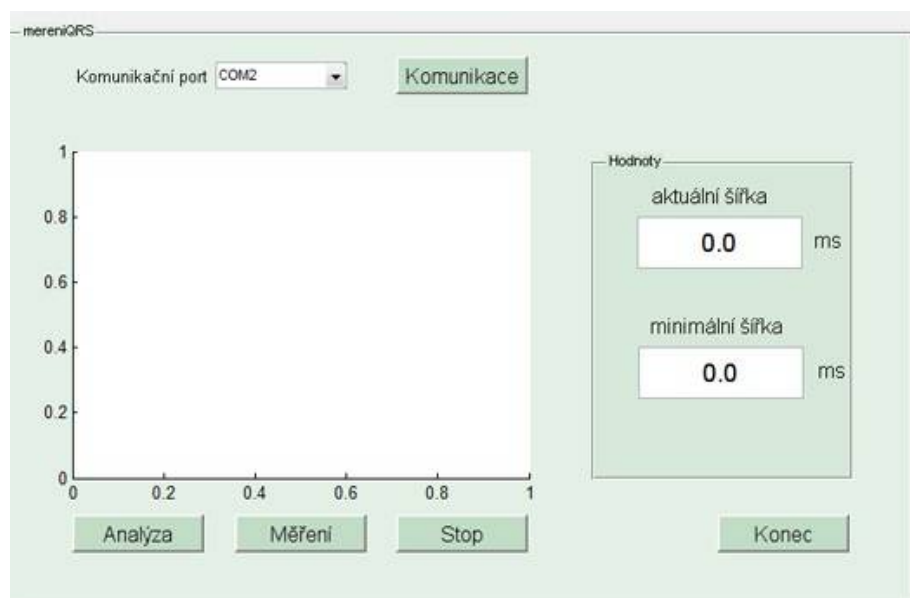
Za hlavní prostředek pro programování celého systému bylo zvoleno prostředí softwaru MATLAB, který je nejen ideální programový nástroj pro zpracování signálů, ale umožňuje v názorné grafické formě sledovat výsledky zvoleného zpracování. Hlavní síla tohoto produktu spočívá v jeho rozsáhlých knihovnách, které velmi usnadňují tvorbu téměř jakkoli zaměřené aplikace.

Hlavní předností tohoto softwarového balíku je vývojové prostředí GUIDE, pro návrh a tvorbu grafického uživatelského rozhraní – GUI (Graphical User Interface). GUI je uživatelské rozhraní sestavené z grafických objektů, nazývaných komponenty. Příklady takových objektů jsou různé typy tlačítek a přepínačů, textová pole a rozbalovací seznamy.

Z požadavků na používání aplikace v klinické praxi byl kladen důraz na jednoduchost používání. Hlavním tématem bylo bezproblémové nastavení komunikace a samotný rozhodovací algoritmus. Pro uživatele aplikace byla podstatná skupina tlačítek pro spuštění měření a textová a grafická pole pro zobrazení výsledků, které jsou vodítkem pro konečné umístění pravokomorové stimulační elektrody.

### 11.1 Aplikace mereniQRS

Celá aplikace má jeden uživatelský panel pro kompletní užívání s názvem mereniQRS (obr. 50). Veškeré funkce jsou napsány v programovacím jazyku MATLABu a uloženy do souborů s příponou .m, tzv. m-soubory. Aby používání aplikace bylo možné na pracovní stanici bez programového balíku MATLAB, byla vytvořena samospustitelná aplikace pomocí MATLAB compiler. MATLAB Compiler umožňuje ve spolupráci s ostatními toolboxy kompilovat aplikaci vytvořenou v MATLABu (m-soubor) na samospustitelnou aplikaci (exe-soubor) či na programový element platformy .NET či Java a ten potom použít jako základ externí aplikace. Matlab Compiler používá při kompilaci MATLAB Component Runtime (MCR) což je výpočtové jádro MATLABu. MCR poskytuje sdílení knihoven MATLABu pro komponenty vytvořené MATLAB Compilerem v závislosti na zvolené technologii.



Obr. 50.: Grafické uživatelské rozhraní aplikace mereniQRS

Po spuštění aplikace mereniQRS se nabídne uživateli grafický ovládací panel. Vzhledem k funkčnosti a jednoduchosti byla veškerá komunikace s Bluetooth EKG záznamníkem a jeho nastavení pro měření iniciálně naprogramováno (tabulka 25), stejně jako komunikace se sériovým portem.

Tabulka 25: Příkaz pro nastavení vzorkovací frekvence a počtu kanálů [76]

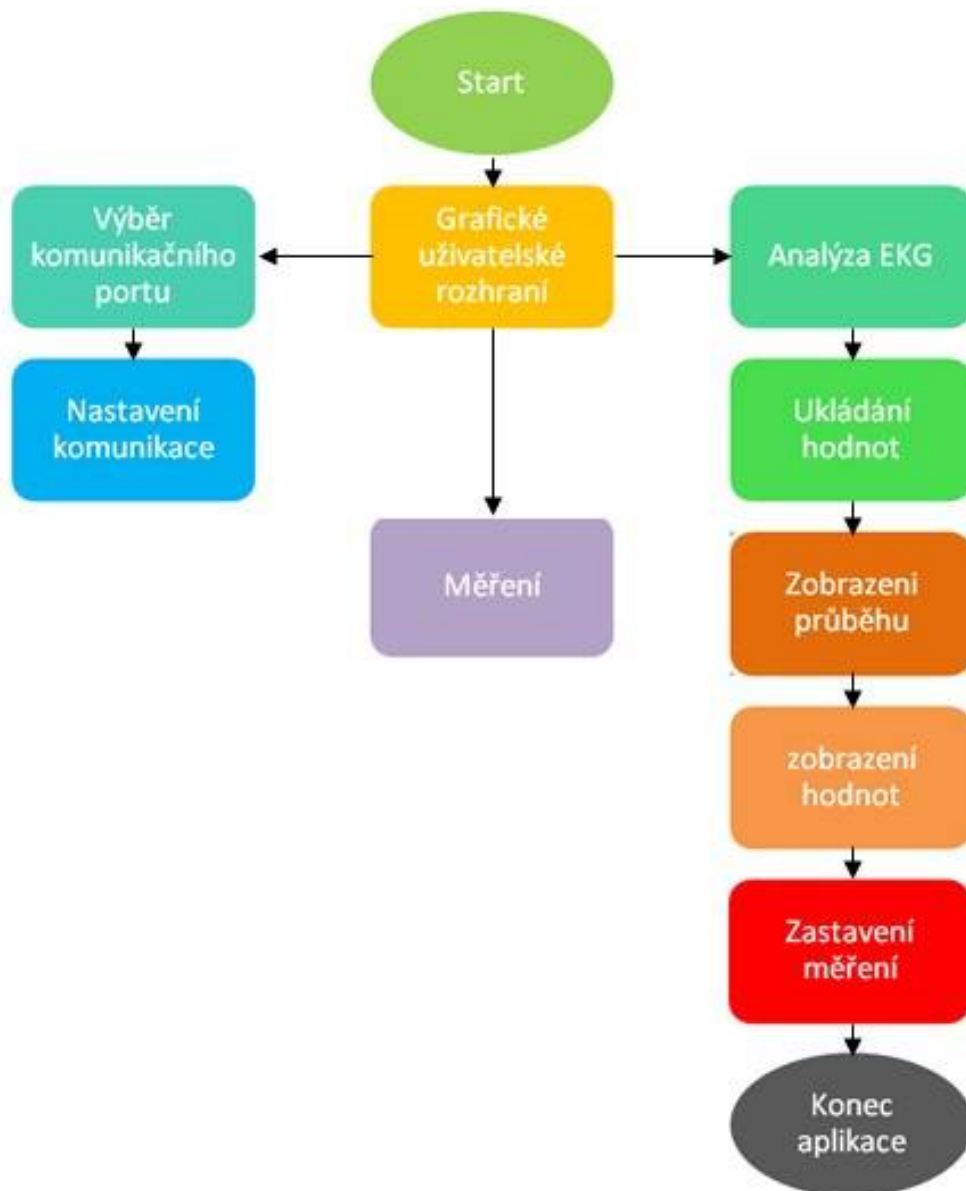
Příkaz	Kanál	Vzorkovací frekvence
0x0901	0x00 – vypnout všechny kanály 0x01 – Přenos kanálu II a III (pro 3 a 6ti svodové EKG) 0x02 – Přenos kanálu II, III, V1, V2, V3, V4, V5, V6 (pro 12ti svodové EKG)	0x01 – 100Hz 0x05 – 500Hz

Byla nastavena vzorkovací frekvence na 500 Hz, zvolen počet svodů pro měření třísvodového EKG signálu. Po kontrole správného nastavení všech parametrů pro měření mohou být spuštěny procesy analýza nebo měření. Na uživateli tedy zůstává jen výběr komunikačního portu z dané nabídky, a spuštění komunikace daným tlačítkem (tabulka 26).

Tabulka 26: Příkaz pro start, nebo stop měření

Příkaz	Start/Stop
0x0905	0x00 – Stop 0x01 – Start

Analýza slouží k zaznamenávání naměřených hodnot šířek QRS komplexů a k zobrazení dosažené nejmenší hodnoty stimulované šířky a samotného tvaru QRS komplexu prostřednictvím grafu. Měření slouží jen k měření a zobrazení hodnot měřené šířky QRS komplexu. Veškerá měření mohou být ukončena tlačítkem stop a aplikace uzavřena tlačítkem konec (obr. 51).

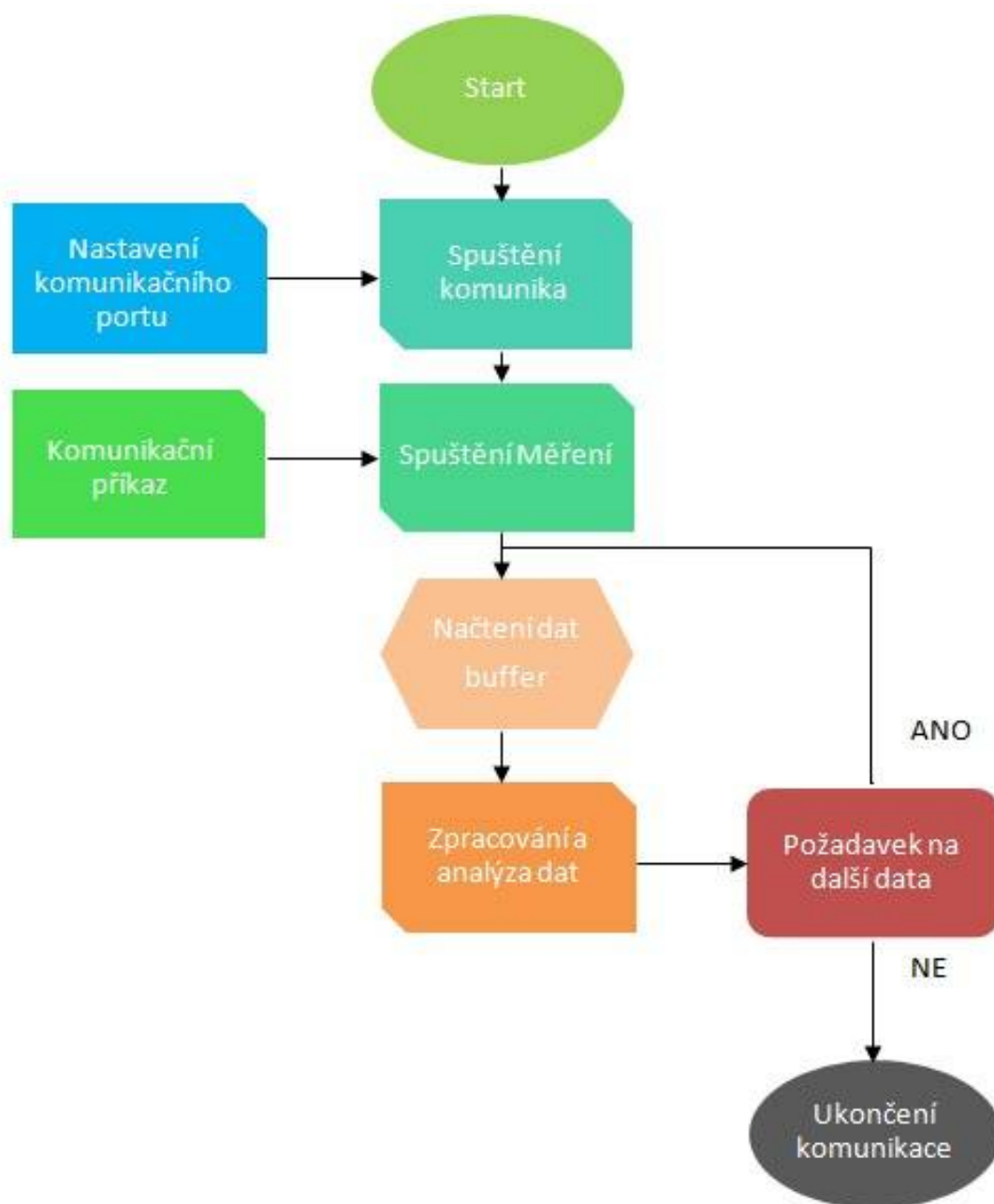


Obr. 51.: Schéma grafického uživatelského rozhraní

## 11.2 Komunikace a přenos dat

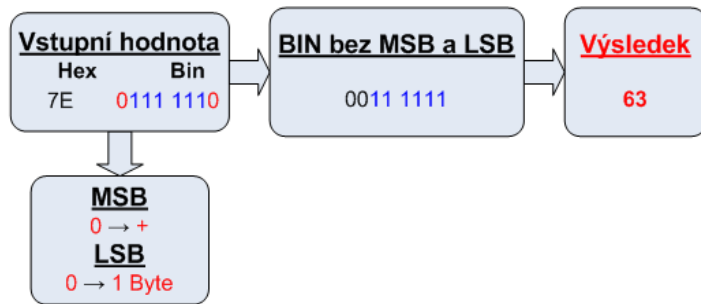
Bluetooth EKG záznamník přenáší data po paketech nepřetržitě od doby zahájení měření až do vyslání příkazu pro ukončení měření. Data jsou ukládána ve vstupním bufferu a postupně analyzovaná až po ukončení měření. Za účelem zpracování dat v reálném čase jsou ze zásobníku algoritmem vybírány datové bloky o velikosti dvou desetín sekundy. Nežli se do zásobníku načte další blok dat, algoritmus zpracovává vybraný blok dat. Po dokončení analýzy je pro zpracování vybrán další blok dat. Ten je vybrán, jen pokud je již v zásobníku k dispozici dostatečné množství dat, jinak algoritmus čeká na jejich načtení (obr. 52).





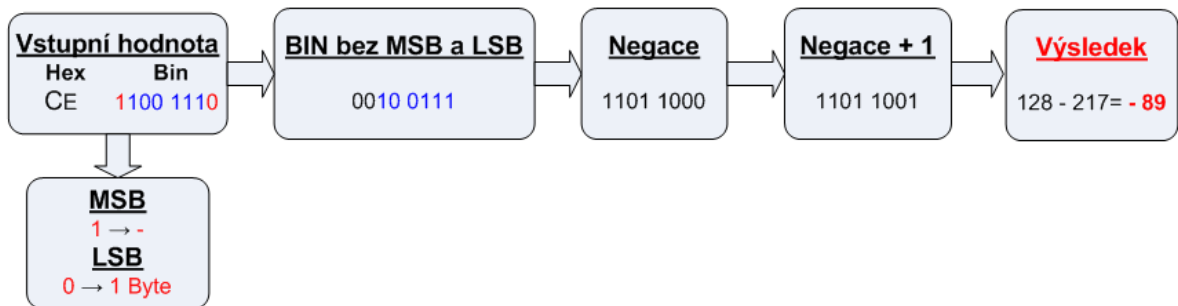
Obr. 52.: Schéma komunikace se záznamníkem

Přijatá data obsažená v paketech jsou v hexadecimálním tvaru, které je nutné převést na bytové hodnoty. Naměřená hodnota má délku jednoho, nebo dvou byte. Pro rozlišení, zda je hodnota patnácti, nebo sedmi bitová se používá maskovací bit. Je to nejnižší bit v prvním byte. Je-li jeho hodnota 0, je hodnota dat délky 1byte. Je-li jeho hodnota 1, je hodnota dat délky 2byte. V programu je tedy nutné nejprve načíst první byte a otestovat jeho maskovací bit. Je-li jeho hodnota 1, načíst další byte a tuto 15ti bitovou sekvenci převést dle tabulky na decimální hodnotu. V datovém bloku se posuneme o tyto 2byte a testujeme znovu první byte. Takto se postupuje až do konce datového bloku. Pokud je hodnota maskovacího bitu v prvním byte nula, je převeden přímo tento byte na decimální hodnotu a posune se pouze o 1byte (obr. 53).



Obr. 53.: Převod hodnot na decimální hodnotu [78]

Pro kódování záporných čísel je použit doplňkový kód. Při použití tohoto kódu je záporné číslo zaznamenáno jako binární negace (záměna všech 0 za 1) původního čísla zvětšená o jedničku. Úvodní bit má opět význam znaménka (obr. 54).



Obr. 54.: Převod záporných hodnot na decimální hodnotu [78]

Abychom získali údaj o velikosti naměřeného signálu, bylo nutné hodnoty přepočítat na jednotky milivoltu. Prostřednictvím firmy Corscience je k dispozici kalibrační výpočet

$$y[mV] = x * 2,63 \cdot 10^{-3}, \quad (34)$$

kde  $x$  je vstupní naměřená převedená bezrozměrná hodnota,  $y$  je naměřená hodnota vyjádřená v milivoltech.[75]

## 12 Klinické měření

Vytvořená aplikace byla navrhována ve spolupráci s doktorem Jiravským z Nemocnice Podlesí a.s., pro účely implantace stimulační elektrody do pravé komory u pacientů indikovaných k trvalé kardiostimulaci. Aplikace by měla být vedoucím nástrojem pro konečné vhodné umístění elektrody na základě mapování hodnot šířek stimulovaného QRS komplexu v reálném čase. Za nejvhodnější místo by měla být vybrána poloha vedoucí k nejužšímu stimulovanému QRS komplexu. Cílem bylo tedy dosáhnout fyziologické aktivace obou komor jak u nativního zdravého srdce a předejít tak rozvoji srdečního selhání.

### 12.1 Postup implantace s vyhodnocování šířky QRS komplexu

Navržená aplikaci byla otestována při reálném implantačním zákroku. Samotné nasazení aplikace v klinické praxi je však podmíněno dlouhodobému testování a správnému výběru pacientů. Implantace s využitím aplikace byla provedena u pacienta s anamnézou AV blokády III. stupně na elektrofyziologickém sále v Nemocnici Podlesí Třinec.

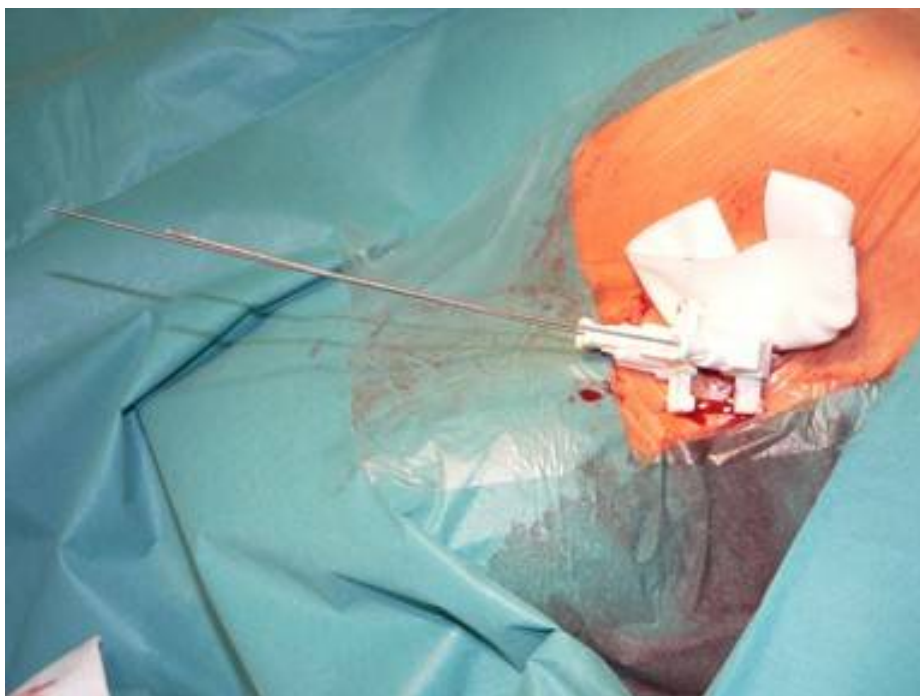
Příprava implantace probíhala jako při běžném kardiostimulačním výkonu. Pro snímání EKG záznamu bylo použito povrchových plovoucích elektrod. Jedná se o elektrody II.druhu. Kovová část elektrody, která je tvořena stříbrem nebo slitinou stříbra niklu, je pokryta tenkou vrstvičkou špatně rozpustné soli AgCl, která brání styku kovu s elektrolytem. Pro zvýšení vodivosti mezi elektrodou a pokožkou využívají elektrody vodivostního gelu, který obsahuje například chlorid sodný NaCl nebo chlorid draselný KCl a slouží jako solný můstek. Dále tento gel zároveň tvoří nutný elektrolyt elektrody.

Po napojení EKG záznamníku bylo připraveno sterilní operační pole a pacient byl zarouškován (obr. 55).



Obr. 55.: Sterilní operační pole

Výkon začal podáním analgosedace, a místním znecitlivěním v cílové oblasti umístění trvalého kardiostimulátoru. Seldingerovou metodou bylo zpřístupněno žilní řečiště, tzn., byla provedena punkce podklíčkové žíly jehlou, přes niž se zavedl vodící drát a po něm následně dilatátor se zavaděčem (obr. 56).



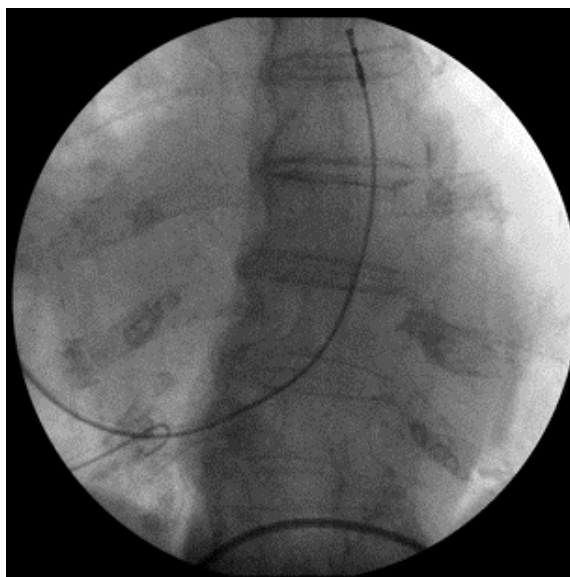
Obr. 56.: Zpřístupnění žilního řečiště Seldingerovou metodou

V případě komplikací při punkci jehlou je možné podáním kontrastní látky provést angiografii zmíněné žíly a zobrazit její průběh (obr. 57).



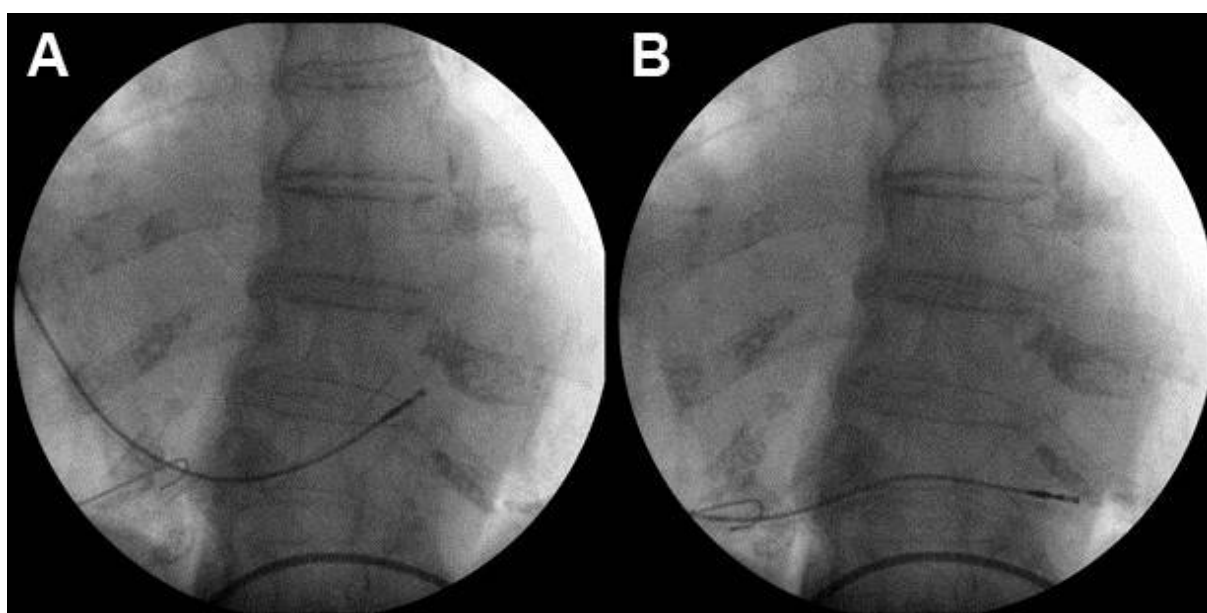
Obr. 57.: Angiografie podklíčkové žíly

Po odstranění vodícího drátu a dilatátoru byla přes zavaděč a pod skiaskopickou kontrolou zavedena stimulační elektroda přes horní dutou žílu, pravou síň a trikuspidální chlopeň až do výtokového traktu pravé komory (obr. 58).



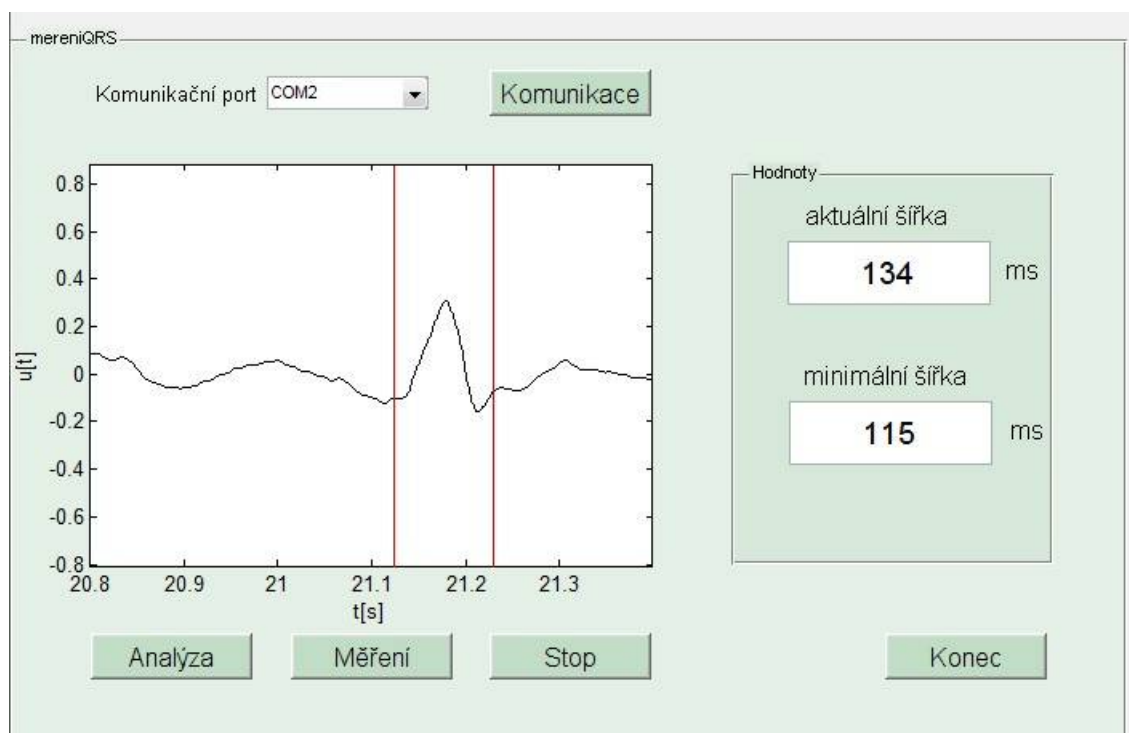
Obr. 58.: Elektroda ve výtokovém traktu pravé komory

Poté byla provedena vlastní metodika měření. Do elektrody byl vsunut přetvarovaný zavaděcí drát (stylet), který natvaruje i samotnou poddajnou elektrodu. Pomocí externího stimulačního a měřicího zařízení byla přes stimulační elektrodu spuštěna bipolární stimulace o stanoveném výdeji 4 V a šířce pulsu 0,5 ms. Frekvence stimulace byla stanovena na hodnotu o 30 tepů za minutu větší než nativní frekvence pacienta. Srdeci jsme tedy dočasně vnutili frekvenci 110/min., tuto frekvenci jsme také určili jako minimální frekvenci pro další měření. Při takto nastavených podmínkách jsme spustili měření aplikací a začali vyhodnocovat šířku QRS komplexu. Operátor v další fázi opatrně stahoval elektrodu přes septum pravé komory až k jejímu hrotu, kdy bylo zastaveno vyhodnocování a stimulace (obr. 59).



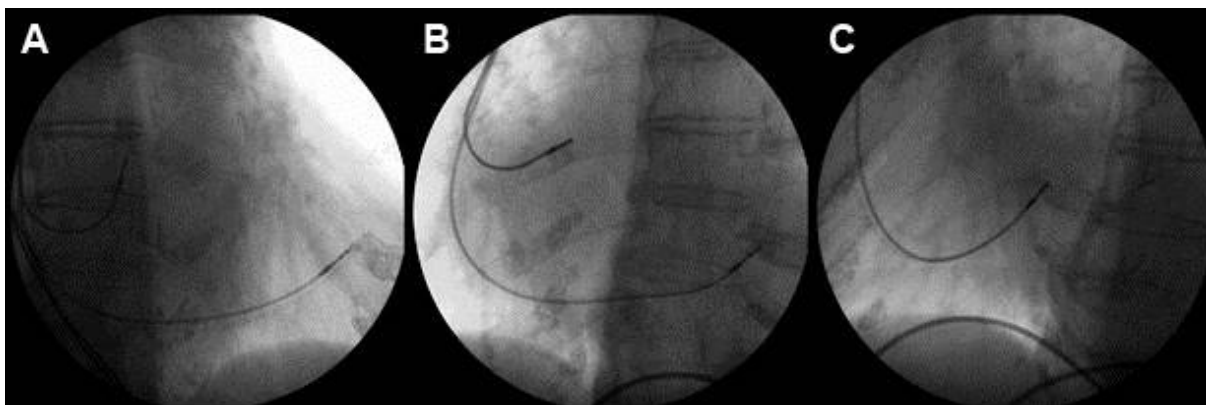
Obr. 59.: A – Septum pravé komory srdeční, B – Hrot pravé komory srdeční.

Během manipulace s elektrodou se samozřejmě měnila i šířka QRS komplexu a to v závislosti na pozici elektrody a stimulovaném myokardu. Po zastavení, aplikace zobrazovala výsledný tvar QRS komplexu s minimální naměřenou šířkou, a v textových polích hodnoty minimální a poslední změřené šířky QRS komplexu (obr. 60).



Obr. 60.: Vyhodnocování prostřednictvím aplikace

Na operátrovi bylo opět umístit elektrodu do výtokového traktu a zopakovat tentýž postup s tím rozdílem, že aplikace nebyla spuštěna pro analyzování, ale jen na měření. Aplikace tedy jen zobrazovala hodnoty šířek QRS komplexů, kdy cílem operátora bylo přiblížit se elektrodou místu s nejužší stimulovanou šířkou QRS komplexu. Po dosažení vhodného místa byla elektroda aktivním místem zafixována k myokardu. Následně bylo nutné zkontrolovat skiaskopicky různé projekce (obr. 61), zda elektroda neleží v blízkosti přední stěny pravé komory srdeční, kde by hrozila možnost penetrace případně perforace do perikardu a dále zkontrolovat stimulační parametry: hodnotu impedance, stimulační práh, citlivost snímání intrakardiálního záznamu.



Obr. 61.: A – levá šikmá projekce, B – zadopřední projekce, C – pravá šikmá projekce.

Po překontrolování a zavedení síňové elektrody, byly konce elektrod zafixovány k fascii a následně připojeny ke generátoru. Rána byla zašita podkožním stehem a přelepena. Stimulační systém byl pak přeprogramován dle indikačních kritérií a zkontrolován externím programátorem (obr. 62), výkon tak ukončen a pacient předán na lůžkové oddělení.



Obr. 62.: Kontrola a programování kardiostimulátoru

Celá implantace dopadla podle plánů, kdy se nám podařilo nalézt vhodné místo pro stimulaci. Během konečné fáze umístění elektrody jsme sice nedosáhli místa se změřeným nejúžším stimulovaným QRS komplexem, ale alespoň jsme se co nejvíce přiblížili dané hodnotě. Pomocí aplikace jsme tak podle naší strategie dosáhli nejvíce možné napodobení fyziologické aktivace srdce.

## 12.2 Rozsah hodnot šířek stimulovaných QRS komplexů

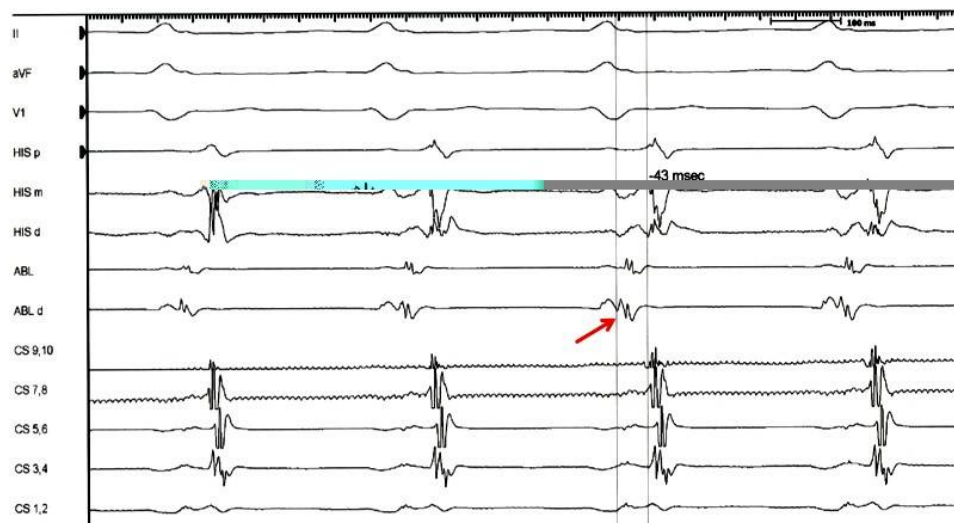
Pro nejpřehlednější zobrazení rozsahu hodnot šířek stimulovaných QRS komplexů při klinickém měření, jsme využili možnosti vytvoření 3D anatomické mapy pravé komory srdeční pomocí systému CARTO 3.

CARTO 3 je systém k získávání, analýze, a zobrazení anatomických a elektroanatomických map lidského srdce. Poskytuje zobrazení polohy katétru v reálném čase, na pozadí konstruované trojrozměrné srdeční mapy.

Pro vytváření map systém využívá magnetická pole, která jsou vytvořena prostřednictvím lokační podložky umístěné pod patientským stolem pro získávání přesných dat o pozici katétru. Samotné katétrů jsou vybavené pasivním lokačním čidlem. Čidlo, které se používá pro výpočet lokace na základě definovaného vytvořeného magnetického pole, poskytuje informace v reálném čase. Elektroanatomické mapy jsou konstruovány získáváním bodu za bodem. Trojrozměrné srdeční mapy představují anatomickou strukturu dutiny, která je mapována. Povrch této struktury je automaticky vytvořen a spojuje všechny získané body. Zobrazení barev v mapě je vytvářeno prostřednictvím atributů vybraných uživatelem, jako jsou LAT (local activation time – lokální aktivační čas), bipolární voltáž, unipolární voltáž, impedance.

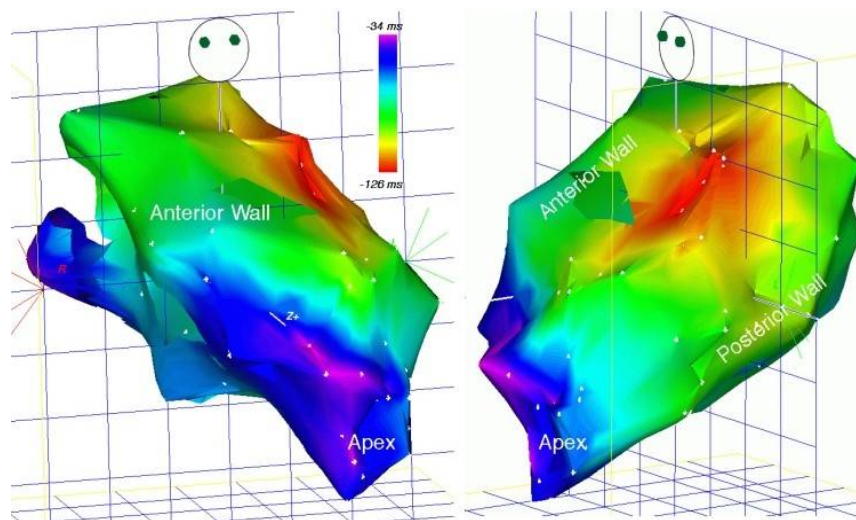
Pro vytvoření naší trojrozměrné mapy pravé komory srdeční jsme použili zobrazení barev prostřednictvím lokálního aktivačního časování. Toto zobrazení se využívá pro

vyhledání nejčasnější lokální elektrické aktivity v daném srdečním oddíle. Tato vlastnost je důležitá při hledání ložisek nepravidelné srdeční aktivity, supraventrikulárních nebo komorových tachykardií. Postup tohoto hledání spočívá v porovnávání lokální aktivity a pevně stanovené reference (obr. 63).



Obr. 63.: Měření lokální časnosti vůči stanovené referenci

Výsledkem je tak věrná anatomická rekonstrukce srdečního oddílu v barevném spektru s nejčasnější aktivitou v barvě červené (obr. 64).



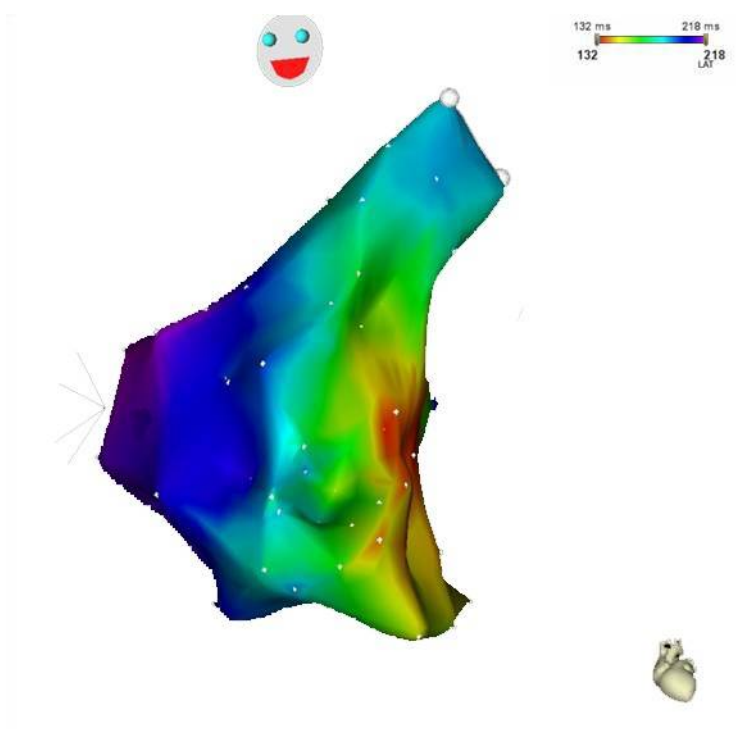
Obr. 64.: Nejčasnější zmapovaná aktivita v levé komoře srdeční

Další užitečnou vlastností systému Carto je možnost zobrazit v pohybu postup šíření elektrické potenciálu po srdečním oddíle, což je opět často využíváno při výkonech v elektrofyziologické laboratoři.

Naše měření a vytváření anatomické rekonstrukce pravé komory srdeční s hodnotami stimulovaných šířek QRS komplexů probíhalo stejně jako provedení výše uvedené aktivační mapy. Kardiolog se pohyboval speciálním katérem po pravé komoře srdeční a při kontaktech se stěnou oddílu byly zaznamenány jednotlivé body mapy s tím rozdílem, že lokální aktivita nebyla anotována k referenci, ale byla každému bodu přiřazena hodnota stimulované šířky QRS komplexu, změřená navrženou aplikací (obr. 65). Barevné spektrum názorně zobrazilo rozložení hodnot šířek stimulovaných QRS komplexů po celé pravé komoře srdeční, a



v tomto případě prokázalo nejlepší stimulační místo v střední části septa, tedy místo označené červenou barvou symbolizující nejmenší změřenou šířku QRS komplexu.



Obr. 65.: Rozložení stimulovaných šířek QRS komplexů v pravé komoře srdeční

## 13 Závěr

Poruchy srdečního rytmu představují dnes jednu z velmi častých potíží nemocných a v případě maligních arytmii nejčastější příčinu náhlých úmrtí. Pro léčbu těchto poruch a potlačení symptomatických bradyarytmii se stala trvalá kardiostimulace suverénní léčebnou metodou. Výhoda kardiostimulace v léčbě bradyarytmii ve srovnání s farmakoterapií spočívá hlavně v její spolehlivosti a minimu nežádoucích účinků. Cílem moderní kardiostimulace je nejen odstranění samotné bradyarytmie, ale co nejlepší napodobení fyziologické funkce srdce, kdy je především enormní snaha o zachování synchronní aktivace obou komor srdečních. Z tohoto hlediska je největší úsilí věnováno na umístění elektrody v pravé komoře srdeční, respektive hledání nejvhodnějšího místa pro trvalou kardiostimulaci.

Disertační práce se zaměřila na vývoj systému pro vyhodnocování polohy elektrody v reálném čase podle stimulované šířky QRS. Tento parametr byl pro tuto práci rozhodující faktor, označující nejvhodnější pozici pro trvalou stimulaci. Čili cílem bylo dosáhnout místo s nejužší stimulovanou šířkou QRS komplexu, kdy byl předpoklad nejlepší aktivace obou komor srdečních.

V rámci disertační práce bylo řešeno několik cílů, které byly stanoveny před započítím zkoumání problému. Jejich realizace je v následujících odstavcích zhodnocena, včetně případných nedostatků.

Dříve než započali veškeré přípravy, bylo nutné nastudovat danou problematiku jak v oblasti získání EKG signálu a jeho zpracování, tak v oblasti následného použití tedy v kardiologii. Tyto oblasti jsou široce popsány v podobě odborných publikací, článků, referenčních příruček, jejichž rešerší jsem se zabýval a každý použitý zdroj náležitě ocitoval.

Dalším realizovaným důležitým bodem před úvahami o zpracování EKG signálu bylo navrzení a realizace měřicího řetězce. Jelikož samotné testování bylo plánované přímo na elektrofyziologických sálech, bylo nutné sestavit zdravotnický elektrický systém tak, aby plně vyhovoval svému účelu a navíc podléhal požadavkům na bezpečnost stanovených českými technickými normami. Proto jsem navrhl a realizoval měřicí systém využívající bezdrátový bluetooth EKG záznamník napájený bateriemi. Mezi počítačem zpracovávajícím data a záznamníkem byla nastavena obousměrná bezdrátová komunikace, což plně pokrývá dle norem požadavky na bezpečnost a současně kopíruje trend moderní doby, využívající bezdrátovou komunikaci.

Zpracování EKG signálu je velmi rozšířené a dosti opublikované téma, kterým se zabývá mnoho vědeckých pracovišť. Je popsáno mnoho metod analýzy EKG signálu, využívajících různých matematických či statistických algoritmů. Každé řešení přináší různý pohled na analýzu EKG signálu, proto řada významných prací ověřuje své řešení na standardizovaných databázích obsahujících rozsáhlé knihovny EKG signálu. Řešitelům tyto knihovny tak přinášejí možnost porovnávat se mezi sebou, hodnotit a optimalizovat své výsledky. Mnoho prací je založeno na podobných postupech i má práce se opírá o metody již dříve publikované, ve svém konečném řešení jsem však využil vlastní přístupy postavené na mých zkušenostech získaných během práce na elektrofyziologických sálech v Nemocnici Podlesí Třinec.

Pro vyhodnocování šířky stimulovaného QRS komplexu jsem vytvořil aplikaci s přístupným grafickým uživatelským rozhraním, disponující jednoduchostí a snadným ovládním ve vývojovém prostředí MATLAB. MATLAB ve velké míře podporuje práci s vlnkovými funkcemi, jsou zde implementované knihovny obsahující komunikační protokoly, knihovny pro práci se signály a vlnkovou transformací. Celá aplikace má jeden

uživatelský panel pro kompletní užívání s názvem mereniQRS. Veškeré funkce jsou napsány v programovacím jazyku MATLABu a uloženy do souborů s příponou. m, tzv. m-soubory. Po spuštění aplikace mereniQRS se nabídne uživateli grafický ovládací panel. Vzhledem k funkčnosti a jednoduchosti byla veškerá komunikace s Bluetooth EKG záznamníkem včetně jeho nastavení pro měření iniciálně naprogramována, stejně jako komunikace se sériovým portem.

Srdcem aplikace a jádrem disertační práce byl navržený algoritmus pro zpracování EKG signálu v reálném čase a jeho analýzu. Výsledky celého zpracování tedy algoritmem vyhodnocované stimulované šířky QRS tvoří pak důležitou zpětnou vazbu pro nalezení vhodné pozice stimulační elektrody. Navržený algoritmus pro analýzu byl postavený na předzpracování EKG signálu diskrétní vlnkovou transformací s využitím analýzy o více úrovních, kdy analyzovaný signál prochází kaskádou filtrů dle Mallatova dekompozičního schématu. Koeficienty pro filtry byly odvozené od vlnkové funkce. Výběr vlnkové funkce závisí na typu aplikace a na vlastnostech analyzovaného signálu. V této práci jsme po testování několika typů vlnkových funkcí, zvolili vlnkovou funkci Daubechies 6. Součástí předzpracování vlnkovou transformací byla úloha úpravy koeficientů tvrdým prahováním a vhodná volba úrovně rozkladu, tak aby výsledný frekvenční rozsah upraveného signálu obsahoval podstatné složky pro analýzu EKG. Na předpracování signálu navazovala metodika prahování upraveného signálu pro detekci QRS komplexů. Bylo navrženo adaptabilní prahování, tak aby detektor reagoval na elektrokardiografické změny. Pro výpočet šířek QRS komplexů jsem postupně identifikoval významné body QRS komplexů s využitím matematických funkcí a následně určili pozice začátků a konců QRS komplexů.

Pro vývoj a testování algoritmu pro detekci QRS komplexu a nalezení jeho hranic byli použity EKG signály z dostupné databáze CSE (The Common Standards for Electrocardiography). Jedná se o mezinárodní projekt podporovaný Evropskou Unií s myšlenkou sjednotit standardy v měřících procedurách, v ohodnocení a zdokonalení diagnostických klasifikací EKG programů. Databáze CSE umožňuje vzájemné porovnávání prací zabývajících se analýzou EKG signálů. Algoritmus prezentovaný v této práci byl otestován na dvou databázích: MIT-BIH arrhythmia databáze a QT databáze. Výsledky testování ukázaly spolehlivost detekce QRS komplexů na obou zmíněných databázích. Bylo dosaženo senzitivity v rozmezí 99,6 – 99,8%, což splňuje podmínku pro nasazení v online klinických databázích. Schopnost lokalizace hranic QRS komplexů byla ověřena na QT databázi. Tato databáze obsahuje reference významných bodů EKG křivky definovaných kardiologií a automatizovanými klasifikačními programy. Dle CSE doporučení je úkolem rozměřování algoritmu dosažení, co nejmenší průměrné odchylky programových výsledků a CSE referencí a směrodatná odchylka by neměla převýšit určité limity. Navržený algoritmus splnil stanovená kritéria pro nalezení konce QRS komplexu, pro nalezení začátku QRS komplexu limit minimálně překročil ostatně jako ostatní porovnávané práce. Celé testování prokázalo možnost nasadit aplikaci v navrženém řetězci měření a vyhodnocování polohy stimulační elektrody.

Využití aplikace bylo plánováno pro primární lékařské účely. Proto bylo podstatné zaimplementovat použití aplikace v rámci operačního výkonu. Sestavený řetězec jsme společně s doktorem Jiravským úspěšně odzkoušeli v rámci několika implantací trvalého kardiostimulátoru na elektrofyzilogických sálech v Nemocnici Podlesí a.s. v Třinci. Kdy jsme postupovali podle stanovené strategie, a umístili stimulační komorovou elektrodu do vhodných pozic v závislosti na stimulované šířce QRS komplexu. Implantace probíhali podle představ a bez vážných komplikací.

Skvělého výsledku se nám podařilo dosáhnout během složitého elektrofyziologického výkonu. Prostřednictvím moderního mapovacího systému Carto 3, otestované aplikace a vytvořeného měřicího řetězce se nám podařilo vytvořit trojrozměrnou anatomickou mapu pravé komory srdeční v barevné škále. Tato škála názorně zobrazuje rozložení stimulovaných šířek QRS komplexů na trojrozměrném modelu, který se může stát podkladem pro další zkoumání a výuku kardiologů. Výsledek v daném případě jasně odkryl vhodnou stimulační pozici jako střední septum pravé komory srdeční.

V rámci této disertační práce byl vytvořen systém, který by se mohl stát nástrojem k dosažení lepších stimulačních výsledků, a mohl by tak zabránit v částečné míře progresi srdečních onemocnění, které léčba trvalou kardiostimulací občas způsobuje. Samotné zavedení systému do lékařské praxe, však vyžaduje nepodmínečně řadu klinických testování.

## Literatura

- [1] Trojan S. a kolektiv: Lékařská fyziologie, Grada Publishing, Praha 1999.
- [2] Nováková Z., Novák M.: Fyziologie převodního systému srdečního, mechanismy vzniku arytmií, Praktické lékařství 2007; 3(5)/225.
- [3] Penhaker M., Imramovský M., Tiefenbach P., Kobza F.: Lékařské diagnostické přístroje - učební texty. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Ostrava, 2004 ISBN: 80-248-0751-3
- [4] DiMarco JP., Philbrick JT.: Use of ambulatory electrographic (Holter) monitoring. Ann Intern Med 1990; 113: 53-68.
- [5] Gregoratos G., Cheitlin MD, Connil A. et al.: ACC/AHA guidelines for implantation of cardiac pacemakers and antiarrhythmia device: a report of the ACC/AHA Task Force on Practice Guidelines (Committee on Pacemakers Implantation). J AM Coll Cardiol 1998; 31:1175-206
- [6] Durrer D., van Dam RT., Freud GE., Janse MJ., Meijler FL., Arzbaecher RC.: Total excitation of the isolated human heart. Circulation 1970; 41:899-912.
- [7] Aaronson KD, Schwartz JS., Chen TM., Wong KL., Goin JE., Manchoni DM.: Development and prospective validation of a clinical index to predict survival in ambulatory patients referred for cardiac transplant evaluation. Circulation 1997; 95: 2660-2667
- [8] Murdoch DR., Love MP., Robb SD. et al.: Importance of heart failure as a cause of death. Changing contribution to overall mortality and coronary heart disease mortality in Scotland 1979-1992, Eur Heart J 1998;19:1829-1835.
- [9] Štejfá M. a kolektiv: Kardiologie, 3. přepracované a doplněné vydání, Grada Publishing, Praha 2007
- [10] Firemní literatura, Vitatron, Referenční příručka. 2002
- [11] Lefflerová K., Kautzner J.: Alternativní místo stimulace pravé komory srdeční. Interv Akut Kardiol 2007; 6(4): 135–138
- [12] Furman S., Schwedel JB.: An intracardiac pacemaker for Stokes-Adams seizure. N Eng J Med 1959; 261: 943–48.
- [13] Rosenquist M., Isaaq K., Botvinick EH., et al.: Relative importance of activation sequence compared to atrioventricular synchrony in left ventricular function. Am J Cardiol 1991; 67: 148–56.
- [14] Prinzen FW., Cheriex EM, Delhaas T, et al. Asymmetric thickness of the left ventricular wall resulting from asynchronous electrical activation. A study in patients with left bundle branch block and in dogs with ventricular pacing. Am Heart J 1995; 130: 1045–1053.
- [15] Thambo JB., Bordachar P., Garrigue S., et al.: Detrimental ventricular remodeling in patients with congenital complete heart block and chronic right ventricular apical pacing. Circulation 2004; 110: 3766–3772.
- [16] Abdomian GE.: Myofibrillar disarray produced in normal hearts by chronic electrical pacing. Am Heart J 1986; 112: 79–83.

- [17] Lefflerová K. a spol.: Vliv stimulace septa nebo hrotu pravé komory na echokardiografické parametry dyssynchronie. *Cor Vasa* 2008; 50(4):149-154
- [18] Victor F., Leclercq C., Mabo P., et al.: Optimal Right Ventricular Pacing Site in Chronically Implanted Patients. *J Am Coll Cardiol* 1999; 33: 311–16.
- [19] Tse HF, Yu CM, Wong KK, et al. Functional abnormalities in patients with permanent right ventricular pacing. The effect of sites of electrical stimulation. *J Am Coll Cardiol* 2002; 40: 1451–58.
- [20] Kolátek J.: Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simulačních modelů, Diplomová práce. ČVUT Praha 2010
- [21] Pindor J.: Šířka QRS komplexu u vzorků povrchového a intrakardiálního EKG při biventrikulární stimulaci (zpracování dat), Diplomová práce. VŠB-TUO Ostrava 2008
- [22] Svatoš J.: Biologické signály I (Geneze, zpracování a analýza), skripta, ČVUT Praha, 1992.
- [23] Vician T.: Artefakty při snímání biosignálů a metody ich eliminácie, Diplomová práce, Žilina 2007
- [24] Fejtová M., Eck V.: Systém Cardiac 112.2 a jeho použití v kardiologii, Výzkumná zpráva, 2002
- [25] Hejda T.: Waveletová transformace, vybrané partie matematiky, ČVUT Praha, 2010.
- [26] Procházka A., Hošťálková E., Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace, *Automatizace* 2007; 6: 397–401
- [27] Kozumplík J.: Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů, Habilitační práce, VUT Brno, 2004
- [28] Alfaouri M., Daqrouq K.: ECG signal denoising by wavelet transform thresholding, *American Journal of Applied Sciences* 5 (3): 276-281, 2008
- [29] Kozumplík J.: Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG, Brno 2005
- [30] Lefflerová K., Kautzner J.: Alternativní místo stimulace pravé komory srdeční, *Interv Akut Kardiol* 2007; 6(4): 135-138
- [31] Smělý T.: Klasifikace signálu EKG, Diplomová práce, Brno, 2008
- [32] Kollátorová H.: EKG a EEG – výukový materiál, Praha 2009
- [33] Sedmera D.: Development of cardiac conduction system in mammals with a focus on the anatomical, functional and medical/genetical aspects, *Journal of APPLIED BIOMEDICINE*, Volume 5 (2007)
- [34] Kozumplík, J., Kolář, R.: Wavelet Denoising of Electrocardiograms. In: *Analysis of Biomedical Signals and Images*, 16th International EURASIP Conference BIOSIGNAL 2002. Brno, Vutium Press, 2002, pp. 220 – 222.
- [35] Sedláček, M., Šmíd R.: *Matlab v měření*. Dotisk 1. vydání, Praha: Vydavatelství ČVUT 2005, ISBN 80-01-02851-8
- [36] Misiti M., Misiti Y., Oppenheim G., Poggi JM.: *Wavelet toolbox for use with MATLAB*, MathWorks, 1996
- [37] Alfaouri M., Daqrouq K. (2008) ECG signal denoising by wavelet transform thresholding, *American Journal of Applied Sciences* 5 (3): 276-281

- [38] Hillock RJ., Mond Hg.: Pacing the Right Ventricular Outflow Tract Septum – Are We There Yet?, *Asia Pacific Cardiology*, 2007;1:57-9
- [39] Vardas EP., Aurcchio A., Blanc JJ. Et al.: Guidelines for cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy, *Eur Heart J*, 2007; 28:2256-2295
- [40] Baller D, Wolpers HG, Zipfel J, Bretschneider HJ, Hellige G. Comparison of the effects of right atrial, right ventricular apex and atrioventricular sequential pacing on myocardial oxygen consumption and cardiac efficiency: a laboratory investigation. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1988 Apr; 11(4):394-403.
- [41] Johnson L, Simon MA, Pinsky MR, Shroff SG. Insights into the effects of contraction dyssynchrony on global left ventricular mechano-energetic function. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2009 Feb; 32 (2):224-33.
- [42] Stellbrink C, Auricchio A, Diem B, et al. Potential benefit of biventricular pacing in patients with congestive heart failure and ventricular tachyarrhythmia *Am J Cardiol* 1999;83:143D-150D.
- [43] Nahlawi M, Waligora M, Spies SM, Bonow RO, Kadish AH, Goldberger J. Left ventricular function during and after right ventricular pacing. *J Am Coll Cardiol*. 2004;44:1883–1888.
- [44] Schwaab B, Frohlig G, Alexander C, et al., Influence of right ventricular stimulation site on left ventricular function in atrial synchronous ventricular pacing, *J Am Coll Cardiol*, 1999;33: 317–23.
- [45] Bourke JP, Hawkins T, Keavey P, et al., Evolution of ventricular function during permanent pacing from either right ventricular apex or outflow tract following AV-junctional ablation for atrial fibrillation, *Europace*, 2002;4:218–19.
- [46] Schwaab B, Kindermann M, Frohlig G, et al. Septal lead implantation for the reduction of paced QRS duration using passive-fixation leads. *PACE*, 2001; 24: 28-33.
- [47] Flevari P, Leftheriotis D, Fountoulaki K, et al, Long-term nonoutflow septal versus apical right ventricular pacing : Relation to left ventricular dyssynchrony. *PACE*, 2009; 32: 354-362.
- [48] Muto C, Ottaviano L. Canciello M, et al. Effect of pacing the right ventricular mid-septum tract in patients with permanent atrial fibrillation and low ejection fraction. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 2007; 18: 1032-1036.
- [49] Cano O, Osca J, Sancho-Tello MJ. Et al. Comparison of effectiveness of right ventricular septal pacing versus right ventricular apical pacing. *Am J Cardiol*, 2010; 105(10): 1426-32.
- [50] Mallat, S., 1989, A theory of multi resolution signal decomposition, the wavelet representation: *IEEE Trans. pattern analysis and machine intelligence*, 11, 674493.
- [51] Bracewell, R., 1986, *The Fourier transform and its applications*: McGraw-Hill Publ. Co.
- [52] J. B. Allen, Application of the short-time Fourier transform to speech processing and spectral analysis, *Proc. IEEE ICASSP-82*, s. 1012-1015, 1982.
- [53] Flandrin, P., 1989, Some aspects of nonstationary signal processing with emphasis on time-frequency and time-scale methods, in Combes, J. M., Grossmann, A., and Tchamitchian, P., Eds., *Wavelets time-frequency methods and phase space*: Springer-Verlag, 68-98.

- [54] O. Rioul and M. Vetterli. Wavelets and signal processing. IEEE SP Magazine, pages 14–38, October 1991.
- [55] G. Strang and T. Nguyen. Wavelets and Filter Banks. Wellesley-Cambridge Press, second edition, 1997. ISBN 0-9614088-7-1.
- [56] Mallat SG., A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., 1998, 674–93 chapter 3/chapter 7
- [57] Mallat SG., A Wavelet Tour of Signal Processing (San Diego, CA: Academic), 1998
- [58] Köhler BU, Hennig C. and Orglmeister R., The principles of software QRS detection IEEE Eng. Med. Biol., 2002, 42–57
- [59] Agante, PM., Marques de Sa, JP.: ECG noise filtering using wavelets with soft-thresholding methods. Computers in Cardiology 1999, pp. 535-538.
- [60] Umamaheswara RG., Muralidhar M., Varadarajan S., ECG De-Noiseing using improved thresholding based on Wavelet transform, JCSNS, VOL.9, September 2009
- [61] SMĚRNICE EVROPSKÉHO PARLAMENTU A RADY o uplatňování práv pacientů v přeshraniční zdravotní péči, Brusel 2008
- [62] Vejrosta V., Konstrukce zdravotnických elektrických přístrojů, aplikace požadavků mezinárodních a evropských norem, Praha 2001, ISBN: 80-02-01460-X
- [63] Kaláb P., Steinbauer M., Bezpečnost v elektrotechnice, Brno 2011
- [64] ČSN IEC 479-1:1998 Účinky proudu na člověka a domácí zvířectvo. Část 1: Obecná hlediska
- [65] Meduna V., Ochrana před úrazem elektrickým proudem. Ostrava : VŠB– Technická univerzita, 1998.
- [66] Meduna, V., Bezpečnost práce v elektrotechnice. 1. vyd. Ostrava : VŠB– Technická univerzita, 1993.
- [67] Homolka F., Použití technických norem ve zdravotnictví – oblast zkušebnictví a působnosti EZÚ Praha, ČVUT FBMI 2007
- [68] ČSN EN 60601-1-1:01 Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost – Skupinová norma: požadavky na bezpečnost zdravotnických elektrických systémů.
- [69] The Official Bluetooth ® Technology Info Site. Bluetooth SIG, Inc. © 2009
- [70] The Official Bluetooth ® Technology Info Site: Specification Documents. Bluetooth SIG, Inc. © 2009
- [71] Kammer, D., McNutt, G., SENESE, B., BRAY, J. Bluetooth Application Developer's Guide: The Short Range Interconnect Solution. Rockland: Syngress Publishing, Inc., 2002. 520 s. ISBN: 1-928994-42-3.
- [72] Thompson, T., et al. Bluetooth Application Programming with the Java APIs Essentials Edition. San Francisco: Morgan Kaufmann, 2008. 304 s. ISBN 0-12-374342-7.
- [73] Kovář J.: Ovládání počítače prostřednictvím mobilního telefonu, Diplomová práce. VUT Brno 2009
- [74] Tkáč, J.: Jak na Bluetooth v rekordním čase. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, a.s., 2005. ISBN 80-247-1081-1.



- [75] User manual BT12 – Electrocardiograph with radio transmission. Erlangen (Německo): Corscience GmbH & Co KG, 2005.
- [76] BlueECG Corscience transmission protocol V07, Corscience GmbH & Co KG, Erlangen 2005
- [77] Vašíčková Z.: Virtuální diagnostický přístroj pro monitorování a simulaci EKG, Diplomová práce. VŠB-TUO Ostrava 2007
- [78] Habrman R., Měření a zpracování 12-ti kanálového telemetrického EKG, Bakalářská práce. VŠB-TUO Ostrava 2007
- [79] Moody GB., Mark RG. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *IEEE Eng in Med and Biol* 20(3):45-50 (May-June 2001). (PMID: 11446209)
- [80] 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
- [81] Sahambi J S, Tandon S M and Bhatt R K P 1997a Using wavelet transforms for ECG characterization: an on-line digital signal processing system *IEEE Eng. Med. Biol.* 77–83
- [82] Daubechies, I.: Ten Lectures on Wavelets. Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM), CBMS Series, April 1992.
- [83] Rieder P., Nossek JA.: Implementation of orthogonal wavelet transforms and their applications. *IEEE*, pages 489–498, 1997.
- [84] Pindor, J., Penhaker, M., Cernohorsky, J., Korpas, D., Vancura, V.: Evaluation of effect cardiac resynchronization therapy, *MECBME 2011*, Article number 5752120, Pages 279-282
- [85] Pindor, J., Jiravský, O., Srovnal, V., Penhaker, M.: Real time mapping QRS duration based on wavelets, *Przeglad Elektrotechniczny*, Volume 87, Issue 9 A, 2011, Pages 312-315
- [86] Pindor, J., Korpas, D., Penhaker, M.: ECG width intervals detection using mathematical methods, 9th IFAC Workshop on Programmable Devices and Embedded Systems, Volume 9, Issue PART 1, 2009, Pages 294-297,
- [87] Laguna P., Mark RG., Goldberger AL., Moody GB.: A Database for Evaluation of Algorithms for Measurement of QT and Other Waveform Intervals in the ECG. *Computers in Cardiology* 24:673-676 (1997).
- [88] Willems JL., Arnaud P., Bemmen JH., Degani R., Macfarlane PW., Zywiez Chr.: Common Standards for Quantitative Electrocardiography: Goals and Main Results, *Meth. Inform. Med.* 29 (1990), 263-271.
- [89] Official Journal of the European Communities. 1980; L78: 4-28.
- [90] Willems JL, Arnaud P, Degani R, Macfarlane PW, van Bommel JH, Zywiez Chr. Protocol for the Concerted Action Project "Common Standards for Quantitative Electrocardiography". 2nd R&D programme in the field of Medical and Public Health Research of the EEC (80/344/EEC), CSE Ref. 80-06-00. Leuven: Acco Publ, 1980.
- [91] Willems JL, Arnaud P, van Bommel JH, Bourdillon PJ, Degani R, Denis B, Harms FMA, Macfarlane PW, Mazzocca G, Meyer J, Ritsema van Eck ill, Robles de Medina EO,

- Zywietz Chr.: Establishment of a reference library for evaluating komputer ECG measurement programs. *Comp Biomed Res* 1985; 18: 439-57.
- [92] The CSE working party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European Heart Journal*, Vol. 6, No. 10, pp. 815-825, 1985.
- [93] Afonso VX, Tompkins WJ, Nguyen TQ, Luo S: ECG beat detection using filter banks. *Trans Biomed Eng* 1999, 2:192-201
- [94] Pan J, Tompkins W: A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng* 1985, 32:230-236.
- [95] ANSI/AAMI EC57: Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms (AAMI recommended Practice/ American National Standard), 1998.
- [96] Laguna, P.; Jané, R.; Caminal, P.: Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *Comput. Biomed. Res.*, Vol. 27, No. 1, pp. 45-60, 1994.
- [97] Martínez, JP.; Almeida, R.; Olmos, S.; Rocha, AP.; Laguna, P.: A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.
- [98] LI, C.; ZHENG, C.; TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28, 1995.
- [99] Taddei A., Biagini A., et al.: The European ST-T database: Development, distribution and use, *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1991, pp. 177-180.
- [100] Moody GB., Mark RG.: Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program, *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society Press, 1982, pp. 39-44.
- [101] Christov I. et al.: Comparative study of morphological and time-frequency ECG descriptors for heartbeat classification, *Medical Engineering & Physics* 28 (2006), 876–887

## Seznam publikací autora

### Články v impaktovaných časopisech, typ dokumentu Meeting Abstract:

- [A1] Sknouril L., Fiala M., Dorda M., Wojnarova D., Bulkova V., Gorzolka J., Pindor J., Szymczek H., Holec B., Januska J., Branny M.: SIX- AND 12-MONTH IMPROVEMENT OF ECHOCARDIOGRAPHIC PARAMETERS AFTER CATHETER ABLATION OF LONGSTANDING PERSISTENT ATRIAL FIBRILLATION, JOURNAL OF CARDIOVASCULAR ELECTROPHYSIOLOGY, 2009, vol. 20: S24-S25 – impakt faktor: 3,293
- [A2] Fiala, M ; Wichterle, D ; Bulkova, V; Sknouril, L; Chovancik, J; Nevralova, R; Pindor, J; Januska, J: IMPROVEMENT IN OBJECTIVE PARAMETERS AFTER ABLATION OF LONG-VERSUS SHORT-LASTING LONG-STANDING PERSISTENT ATRIAL FIBRILLATION, JOURNAL OF CARDIOVASCULAR ELECTROPHYSIOLOGY, 2011, vol. 22, S22-S22 – impakt faktor: 3,293
- [A3] Fiala, M ; Wichterle, D ; Bulkova, V; Sknouril, L; Chovancik, J; Nevralova, R; Pindor, J; Januska, J: BENEFIT FROM LONG-STANDING PERSISTENT ATRIAL FIBRILLATION ABLATION IN PATIENTS WITH LARGE LEFT ATRIUM, JOURNAL OF CARDIOVASCULAR ELECTROPHYSIOLOGY, 2011, vol. 22, S21-S21 – impakt faktor: 3,293

### Články v impaktovaných časopisech:

- [A4] Pindor, J., Jiravský, O., Srovnal, V., Penhaker, M.: Real time mapping QRS duration based on wavelets, Przegląd Elektrotechniczny, Volume 87, Issue 9 A, 2011, Pages 312-315. – impakt faktor: 0,242

### Články v recenzovaném časopise z databáze Scopus:

- [A5] Bulková, V., Fiala, M., Haman, L., Chovančík, J., Škňouřil, L., Havránek, S., Pindor J., Duda, J., Gorzolka, J., Ivanová, K., Pařízek, P.: Improvement of quality of life after ablation of longstanding persistent versus paroxysmal atrial fibrillation: Results of 2-year follow-up, Vnitřní Lekarství, 2011, 57 (5), s. 456-462.
- [A6] Fiala, M. , Chovančík, J., Wojnarová, D., Bulková, V., Pindor, J., Szymczek, H., Lábrová, R., Toman, O., Januška, J., Špínar, J.: Characterization of residual coronary sinus-related tachycardia during ablation of longstanding persistent atrial fibrillation, Vnitřní Lekarství, 2011 57(1), s. 33-42.
- [A7] Fiala, M. , Chovančík, J., Pindor, J., Szymczek, H., Wojnarová, D., Bulková, V., Gorzolka, J., Vavřík, D., Krawiec, Š., Januška: Immediate and long-term efficacy and safety of catheter ablation of right anteroseptal atrio-ventricular accessory pathways, 2012, Cor et Vasa 54 (1) , pp. e8-e15

### **Články v ostatních časopisech:**

- [A8] Pindor, J., Korpas D., Penhaker M.: Determination width of QRS complex using wavelet transformation, *Lékař a technika - biomedicínské inženýrství a informatika*, YBERC 2008, 8.-10.7.2008, Ostrava: ČLS JEP; České vysoké učení technické v Praze, 2008, strana 215, ISSN 0301-5491
- [A9] Chovančík J., Fiala M., Pindor J., Bulková V., Szymeczek H., Neuwirth R., Jiravský O., Krawiec Š., Vavřík D., Januška, J.: Recidivující arytmie, arytmogenní zdroje a výsledky opakované ablace u pacientů s primární dlouhotrvající perzistentní fibrilací síní, *Intervenční a akutní kardiologie*. 2010, roč. 9, Suppl. A, A11. ISSN: 1213-807

### **Články ve sborníku konferencí z databáze ISI Proceedings:**

- [A10] Augustynek M., Pindor J., Penhaker M., Korpas D.: Detection of ECG Significant Waves for Biventricular Pacing Treatment, 2010 SECOND INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER ENGINEERING AND APPLICATIONS: ICCEA 2010, PROCEEDINGS, International Conference on Computer Engineering and Applications ICCEA, 2010, VOL 2: 164-167

### **Články ve sborníku konferencí z databáze Scopus:**

- [A11] Pindor, J., Penhaker, M., Cernohorsky, J., Korpas, D., Vancura, V.: Evaluation of effect cardiac resynchronization therapy, *MECBME 2011*, Article number 5752120, Pages 279-282
- [A12] Pindor, J., Korpas, D., Penhaker, M.: ECG width intervals detection using mathematical methods, 9th IFAC Workshop on Programmable Devices and Embedded Systems, Volume 9, Issue PART 1, 2009, Pages 294-297

### **Články ve sborníku konferencí:**

- [A13] Pindor, J., Jiravský, J., Branný, M., Srovnal, V., Penhaker, M.: Mapování šířky QRS komplexu v reálném čase v průběhu implantace pravokorové elektrody, XIX. výroční sjezd ČKS, 2011.
- [A14] Pindor, J., Korpas D., Vančura V., Penhaker M.: Determination width of QRS complex at samples of ECG signal during biventricular pacing using wavelet transformation, *Intervenční a akutní kardiologie*, VII.Slovenské a české sympóziu o arytmiách a kardiostimulaci, 8.-10.2.2009, Žilina: SOLEN s.r.o; 2009, vol. 2009, no. Suppl. A, strana A32, ISBN 978-80-254-3902-9
- [A15] Fiala, M., Chovančík, J., Pindor, J., Bulková, V., Szymeczek, H., Krawiec, Š., Vavřík, D., Januška, J.: Left atrial voltage and volume characteristics at repeat ablation for longstanding persistent atrial fibrillation. In *The 10th International Dead Sea Symposium on Cardiac Arrhythmias and Device Therapy*, Tel Aviv. 2010.
- [A16] J. Chovančík, M. Fiala, D. Wojnarová, J. Gorzolka, V. Bulková, J. Pindor, R. Neuwirth, O. Jiravský, J. Januška, M. Branný.: Lokalizované zdroje reziduální tachyarytmie při reablaci pro původní chronickou fibrilaci. *Supplementum Cor et*

Vasa. Abstrakta XVII. výročního sjezdu ČKS Brno, Česká republika : Česká kardiologická společnost, 2009, 1s. ISSN 0010-8650. 2009.

- [A17] M. Fiala, D. Wichterle, V. Bulková, J. Chovančík, J. Šimek, J. Gorzolka, J. Pindor, D. Wojnarová, M. Branny: Organizace a ukončení chronické fibrilace síní ablací. Supplementum Cor et Vasa. Abstrakta XVII. výročního sjezdu ČKS Brno, Česká republika : Česká kardiologická společnost, 2009, 1s. ISSN 0010-8650. 2009.
- [A18] M. Fiala, J. Chovančík, D. Wojnarová, V. Bulková, J. Gorzolka, J. Pindor, R. Neuwirth, R. Nevřalová, J. Januška, M. Branny: Perimitrální reentry jako residuum ablace chronické fibrilace síní a význam epikardiální ablace v srdečním žilním systému k dosažení úplné perimitrální blokády. Supplementum Cor et Vasa. Abstrakta XVII. výročního sjezdu ČKS Brno, Česká republika : Česká kardiologická společnost, 2009, 1s. ISSN 0010-8650. 2009.