

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ODHAD DECHOVÉ KŘIVKY ZE ZÁZNAMŮ EKG A PPG

EKG AND PPG DERIVED RESPIRATION ESTIMATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Radek Chmela

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Králík

BRNO 2021



Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Radek Chmela

ID: 203664

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Odhad dechové křivky ze záznamů EKG a PPG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami měření srdeční a dechové aktivity, zaměřte se na snímání EKG, PPG, spirometrii a respirační pletysmografii. 2) Seznamte se s problematikou odhadů dechové křivky ze záznamů srdeční aktivity. Získané teoretické znalosti zpracujte do literární rešerše. 3) Implementujte odhad dechové křivky ze záznamu EKG, výsledek srovnajte s referenčním záznamem dýchání a vhodně vyhodnoťte. K práci využijte databázi "BIDMC PPG and Respiration Dataset". 4) Stejnou databázi použijte pro odhad dechové křivky ze záznamu PPG, výsledek srovnajte s výsledky v bodě 3. 5) Aplikujte algoritmy z bodů 3 a 4 na vlastní naměřená data, výsledky vyhodnoťte a vhodně diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] VARON, Carolina, Sabine VAN HUFFEL a Carolina VARON. ECG-derived respiration for ambulatory monitoring. In: Computing in Cardiology Conference (CinC). 2015, s. 169-172. ISBN 9781509006854. ISSN 2325-8861. doi:10.1109/CIC.2015.7408613

[2] LÁZARO, Jesús, Eduardo GIL, Raquel BAILÓN, Ana MINCHOLÉ a Pablo LAGUNA. Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width. Medical and Biological Engineering and Computing. 2012, , 1-10. ISSN 01400118. doi:10.1007/s11517-012-0954-0

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 28.5.2021

Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá odhadem dechové křivky ze signálů EKG an PPG. První část se zabývá popisem a snímáním elektrické aktivity srdce, fyziologií a metodikou snímání dýchání a fotoplethysmografie. Druhá část pojednává o metodách extrakce informace o dýchacím cyklu ze záznamů EKG a PPG. Třetí část se věnuje algoritmické implementaci a hodnocení jednotlivých postupů pro odhad dechové křivky z obou výše zmíněných signálů na záznamech z webu PhysioNet.

KLÍČOVÁ SLOVA

dechová křivka, EKG signál, odhad dechové křivky z EKG, respirační systém, kardio-vaskulární systém, RSA, vlna R

ABSTRACT

This work deals with the estimation of the respiratory curve from ECG and PPG signals. The first part deals with the description and monitoring of electrical activity of the heart, physiology and methodology of respiratory sensing and photoplethysmography. The second part deals with methods of extracting respiratory cycle information from ECG and PPG recordings. The third part deals with the algorithmic implementation and evaluation of individual procedures for estimating the breath curve from both of the above-mentioned signals on records from the web PhysioNet. In the last part, the algorithms are compared and evaluated.

KEYWORDS

respiratory curve, ECG signal, estimation of respiratory curve from ECG, respiratory system, cardiovascular system, RSA, R - wave

CHMELA, Radek. *Odhad dechové křivky ze záznamů EKG a PPG*. Brno, 2020, 57 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Odhad dechové křivky ze záznamů EKG a PPG“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Martinu Králíkovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	10
1 Kardiovaskulární a respirační systém	11
1.1 Kardiovaskulární systém	11
1.1.1 Anatomie a fyziologie kardiovaskulárního systému	11
1.1.2 Krevní oběh	11
1.1.3 Srdeční cyklus	12
1.1.4 Vznik a šíření srdečního vzruchu a převodní systém srdeční	12
1.1.5 Elektrokardiografie	14
1.2 Respirační systém	16
1.2.1 Anatomie a fyziologie dýchání	16
1.2.2 Metody snímání dýchání	18
1.3 Fotopletysmografie	20
2 Metody odhadu dechové křivky	21
2.1 Výchylka vlny R	21
2.2 Respirační sinusová arytmie	22
2.2.1 Intervalová funkce a intervalový tachogram	22
2.3 Metoda odhadu pomocí výchylky pulzů PPG	23
2.4 Metoda odhadu pomocí vzdáleností pulzů PPG	24
2.5 Empirická modální dekompozice	24
2.5.1 Postup rozkladu	25
2.6 Analýza hlavních komponent	26
2.6.1 Princip metody	26
2.6.2 Výpočet hlavních komponent	27
2.7 Interpolace kubickým splajnem	27
2.8 Hodnocení přesnosti odhadu	28
3 Realizace metod odhadu dechových křivek	30
3.1 Použitá data	30
3.2 Předzpracování signálu	31
3.2.1 Detekce QRS komplexu	31
3.3 Detekce vrcholu vlny PPG	33
3.4 Postup vyhodnocování přesnosti	34
3.4.1 Počet dechových cyklů	35
3.5 Metoda odhadu pomocí výchylky R vlny	36
3.6 Metoda odhadu pomocí RSA	40

3.7	Metoda odhadu pomocí výchylky vlny PPG	43
3.8	Metoda odhadu pomocí vzdáleností vln PPG	46
3.9	Diskuze výsledků	50
3.9.1	Srovnání s odbornými pracemi	51
	Závěr	53
	Literatura	54
	A Obsah elektronické přílohy	57

Seznam obrázků

1.1	Převodní systém srdeční.	13
1.2	Einthovenovy svody	14
1.3	Goldbergovy končetinové svody svody	15
1.4	Záznam EKG	15
1.5	Dýchací soustava	17
2.1	Intevalový tachogram a intevalová funkce	23
2.2	Rozklad signálu na IMF	24
2.3	Postup rozkladu signálu	25
3.1	Graf vstupního EKG signálu	30
3.2	Graf vstupního PPG signálu	31
3.3	Diagram předzpracování signálu EKG	32
3.4	Ukázka detekce QRS	32
3.5	Ukázka detekce PPG vln	34
3.6	Impedance hrudníku	34
3.7	Způsob zisku výchylek R vln	36
3.8	Dechová křivka podle výchylky R vlny	37
3.9	Spektrum splajnu	37
3.10	Odhad dechové křivky metodou výchylky R vlny na vlastních datech	39
3.11	Dechová křivka metodou RSA	41
3.12	Dechová křivka metodou výchylky vlny PPG na vlastních datech	42
3.13	Dechová křivka metodou výchylky vlny PPG	44
3.14	Dechová křivka metodou vzdáleností vln PPG pro vlastní data	45
3.15	Dechová křivka metodou vzdáleností vln PPG	47
3.16	Dechová křivka metodou vzdáleností vln PPG z vlastních dat	48

Seznam tabulek

3.1	Tabulka hodnocení metody výchylky vlny R	38
3.2	Tabulka hodnocení pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí . .	38
3.3	Tabulka hodnocení metody pro pacienty mimo fyziologický rozsah . .	38
3.4	Tabulka hodnocení pro vlastní data metody výchylky R	39
3.5	Tabulka hodnocení metody RSA	41
3.6	Tabulka hodnocení pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí . .	42
3.7	Tabulka hodnocení metody pro pacienty mimo fyziologický rozsah . .	42
3.8	Tabulka hodnocení pro vlastní data metody RSA	43
3.9	Tabulka hodnocení metody výchylky PPG	44
3.10	Tabulka hodnocení pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí . .	45
3.11	Tabulka hodnocení metody pro pacienty mimo fyziologický rozsah . .	45
3.12	Tabulka hodnocení pro vlastní data metody výchylky PPG	46
3.13	Tabulka hodnocení metody vzdáleností vln PPG	47
3.14	Tabulka hodnocení pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí . .	48
3.15	Tabulka hodnocení metody pro pacienty mimo fyziologický rozsah . .	48
3.16	Tabulka hodnocení pro vlastní data metody výchylky PPG	49
3.17	Tabulka celkových chyb pro jednotlivé metody	50

Úvod

Dýchání je společně se srdeční aktivitou základním projevem živého organismu. Respirační systém slouží k výměně dýchacích plynů mezi vnějším a vnitřním prostředím těla, konkrétně příjmu kyslíku a odvodu oxidu uhličitého. Kardiovaskulární systém potom slouží pro distribuci a výměně těchto plynů v těle.

Pro účely sledování těchto dvou tělních systémů byly v minulosti představeny způsoby jejich snímání. Pro kardiovaskulární systém je to primárně metoda elektrokardiografie (EKG), která snímá elektrickou aktivitu srdce. Pro nepřímé snímání srdeční aktivity byla vyvinuta metoda fotopletysmografie (PPG), která snímá změny objemu krve v perifériích těla. Diagnostika respiračního systému je stanovena na základě vyšetření jako je spirometrie, pletysmografie a pneumotachografie.

Přístroje pro snímání dechu jsou svou realizací často náročné a jejich užívání může mít negativní vliv na výsledky vyšetření či pohodlí pacienta. Proto byly představeny algoritmy, které využívají ovlivňování srdeční aktivity dýcháním a představují tak nepřímou měřicí metodu pro snímání respirační aktivity.

Tato práce obsahuje literární rešerši metod, které se zaměřují na způsoby odhadu dechové křivky ze záznamů EKG a PPG.

První část se zaměřuje na popis anatomie a fyziologie respiračního a kardiovaskulárního systému a způsoby snímání jejich aktivit. Druhá část popisuje metody sloužící k odhadu dechové křivky ze záznamů EKG a PPG. Třetí část se zaměřuje na algoritmickou realizaci těchto metod a hodnocení jejich přesnosti. Jako data pro lepší hodnocení jsou použity záznamy z databáze PhysioNet. Pro aplikaci na jiný dataset, s jiným způsobem snímání, byly nahrány dva vlastní pětiminutové záznamy, na kterých byly algoritmy testovány.

1 Kardiovaskulární a respirační systém

Kardiovaskulární a respirační systém společně tvoří základní projevy života organismu. Respirační systém zajišťuje výměnu dýchacích plynů mezi vnitřním a vnějším okolím a kardiovaskulární systém jejich roznášení po těle. Vzhledem k důležitosti těchto dvou procesů je velmi důležité jejich monitorování a regulace[1].

1.1 Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární systém zahrnuje srdce a cévy a zajišťuje distribuci kyslíku do tkání a přenos oxidu uhličitého do plic.

1.1.1 Anatomie a fyziologie kardiovaskulárního systému

Srdce je tvořeno dvěma navzájem oddělenými částmi - pravou a levou. Pravá část má za úkol hnát neokysličenou krev přijatou z těla do plic, levá část rozhání krev do orgánů a periferií těla. Obě části se pak znovu skládají ze dvou dutin - síní a komor. Jednotlivé srdeční prostory jsou do sebe odděleny cípatými chlopněmi (vlevo dvojcípá, vpravo trojcípá). Síně plní funkci pomocné pumpy, která čerpá krev do komor, které představují hlavní zdroj síly, která rozvádí krev do těla [2].

Celé srdce se nachází v dutině hrudní v obalu nazývaném perikard. Na něj pak, přes uzku mezeru vyplněnou tekutinou *liquor pericardii*, která zvyšuje kluzkost mezi vrstvami, navazuje epikard. Srdce je z histologického hlediska tvořeno třemi vrstvami- endokard, myokard a epikard [1].

1.1.2 Krevní oběh

Krevní oběh je realizován pomocí komor a cév. Tepny vždy vedou krev od srdce a v převážné většině jde o krev okysličenou.

Výjimkou je oběh krve mezi srdcem a plícemi. Tepny se dále ve tkáních větví na kapiláry, které fungují jako zásobovač i odebíratel krve s odpadními látkami. Celý systém je možné rozdělit na dva oddíly - malý a velký krevní oběh [1].

Malý krevní oběh

Malý krevní oběh začíná v pravé komoře, která vypuzuje neokysličenou krev do plicního kmene, který se dále větví na levou a pravou plicní tepnu, které rozvádí krev pomocí alveolárního kapilárního systému do alveol.

Kapiláry se pak opět spojují a okysličená krev se vrací zpět do srdce do levé síně plicními žilami. Metabolické nároky plic zajišťuje bronchiální cirkulace, které následně ústí do levého srdce [2].

Velký krevní oběh

Začíná v levé srdeční komoře, která vypuzuje krev do aorty, která se v oblouku rozděluje na čtyři důležité tepny- pravou a levou krkavici a pravou a levou tepnu podklíčovou. Tyto tepny zásobují krví hlavu a horní končetiny.

Za obloukem následuje sestupná část aorty, která se dále dělí na hrudní a břišní aortu. Ty zásobují orgány hrudníku a břicha. Z břišní aorty pak ještě odstupuje společná tepna kyčelní, která vede do dolních končetin. Hlavní funkcí tepen je přenášení dýchacích plynů a metabolitů do tkání (tzv. vnitřní dýchání).

Žilním systémem (horní a dolní dutá žíla) se pak odkysličená krev vrací zpět do pravé předsíně. Aorta a plicní kmen jsou, podobně jako síně a komory, opatřeny poloměsíčitými chlopněmi [2].

1.1.3 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus popisuje děje, které probíhají při jednom srdečním stahu. Cyklus začíná diastolou, kdy je srdce celé relaxováno. Atrioventrikulární (AV) chlopně jsou otevřeny protože je tlak v síních trochu větší než v komorách, podobně tomu je u plicních tepen a aorty [1].

Na začátku cyklu sinoatriální (SA) uzel zahájí systolu síní, a dochází k plnění komor. Systola síní se však podílí na naplnění jen částečně, neboť komory byly plněné při diastole pasivně pomocí venózního tlaku. Depolarizace síní a jejich kontrakce se na elektrokardiogramu (EKG) projeví jako vlna P, jejich repolarizace se pak skrývá v QRS komplexu [1].

Následuje systola komor, při které prudce roste tlak v komorách a AV chlopně se zavírají, jak komorový tlak překročí síňový. Celý tento proces je způsoben depolarizací komor, který se na EKG projeví jako QRS komplex [1].

Následně nastává vypuzení krve z komor, kdy se kvůli tlaku, který je vyšší než tlak v aortě a plicní tepně, otevřou chlopně v obou cévách. Po ejekci krve se komory začínají repolarizovat, což na EKG vede ke vzniku vlny T. Nastává opět fáze diastoly a celý cyklus začíná znovu [1].

1.1.4 Vznik a šíření srdečního vzruchu a převodní systém srdeční

Aby srdce fungovalo správně, je potřeba kontrakce srdeční tkáně. K nim dochází podobně jako u příčně pruhovaného svalu pomocí depolarizace jednotlivých vláken

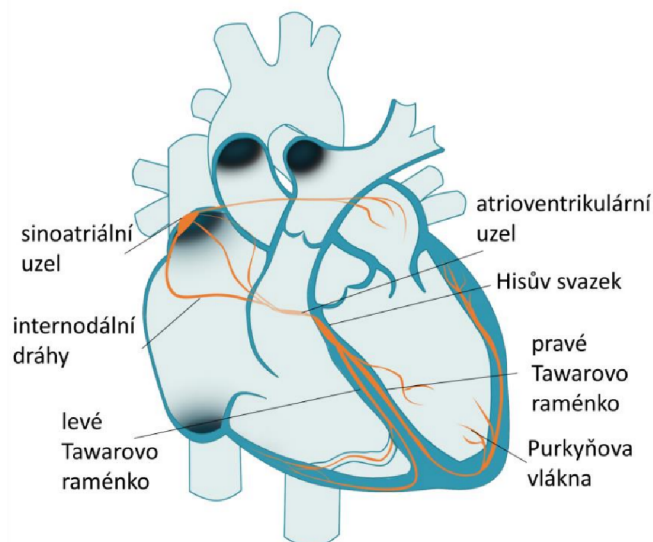
a jejich stahům. K tomuto účelu slouží převodní systém srdeční. Buňky srdeční tkáně by se daly rozdělit na myokard a převodní systém srdeční [3].

Myokard se skládá ze svalových buněk nazývané kardiomyocyty, se a dělí na dva typy - převodní a pracovní. Hlavní funkcí pracovního typu je kontrakce síní nebo komor a čerpání krve ze srdce. Ve své podstatě se tyto buňky velmi podobají svalovým buňkám kosterního svalstva, s tím rozdílem, že jejich kontrakce je mnohem delší [4].

Specializované buňky převodní mají menší počet myofibril (kontraktilních vláken), takže se přímo nepodílejí na srdečním stahu, zato však plní funkci excitačního a konduktivního systému, který zajišťuje rytmický tlukot srdce a jsou součástí převodního systému. Tyto buňky mají i vysoký počet spojů tzv. nexusů [4].

Základní část převodního systému je sinoatriální (SA) uzlík, uložený ve stěně pravé předsíně. Z něj jdou vzruchy do uzlíku atrioventrikulárního (AV), který je lokalizován na hranici pravé předsíně a pravé komory. Z tohoto uzlíku vede síňokomorový svazek, také nazývaný Hissův můstek nebo Hissův svazek, uložený na hranici pravé předsíně a pravé komory. Odtud se pak rozděluje na dvě poloviny, na levé a pravé Tawarovo raménko. Ty se pak u hrotu srdce rozpadají na síť Purkyňových vláken [1].

Rytmus je za normálních okolností určován SA uzlíkem s frekvencí 60-70 úderů/minutu. Pokud dojde k přerušení mezi SA a AV uzlem, stává se hlavním pacemakerem (tj. udavatelem srdečního rytmu) právě AV uzel. V takovém případě klesá tepová frekvence na 50 úderů/min. Pokud se přeruší i tento uzel (kompletní atrioventrikulární blokáda), bijí obě komory 30-40 úderů/minutu.

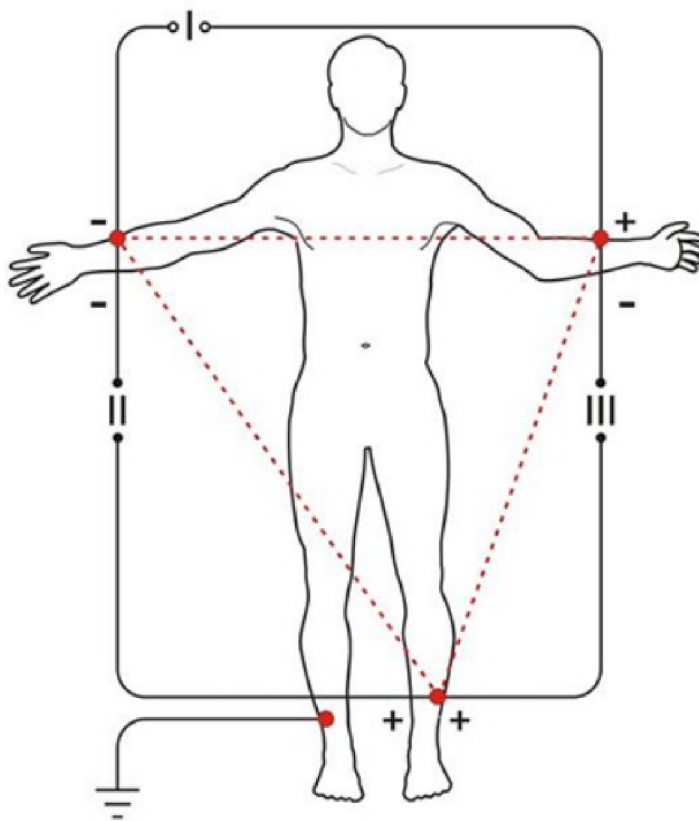


Obr. 1.1: Převodní systém srdeční. [3]

1.1.5 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (EKG) je základním vyšetřením aktivity srdce. Je to neinvazivní vyšetření, které zaznamenává malé změny napětí na povrchu těla, které vznikají místními proudy, jenž jsou způsobeny depolarizačními vlnami myokardu. Výstupem snímání je časový záznam EKG křivky- elektrokardiogram.

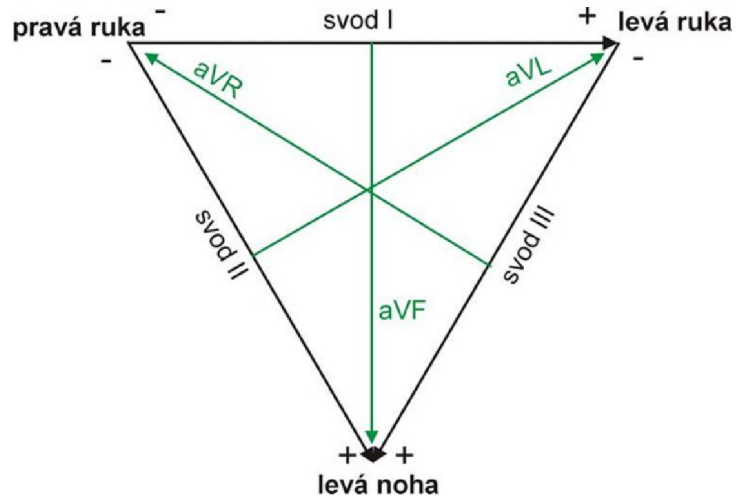
Klasické EKG je měřeno pomocí Einthovenova trojúhelníku. Ten se skládá z elektrod umístěných na pravé paži a levé paži a noze. Svody jsou pak I. (pravá a levá paže), II. (pravá paže a levá noha) a III. (levá paže a noha). Na pomyslném těžišti těchto svodů leží srdce. Jednotlivé svody (ze tří jsou vždy aktivní dva a jejich polarita je známa) pak zaznamenávají rozdíl potenciálů mezi elektrodami a udávají výslednou aktivitu. Velikost měřeného napětí závisí na množství buněk depolarizované svaloviny, a na směru kterým se depolarizace šíří (velikost vektoru). Svody zaznamenávají rozdíl potenciálu mezi elektrodami a tím změří výslednou amplitudu [5].



Obr. 1.2: Rozložení Einthovenových svodů.[5]

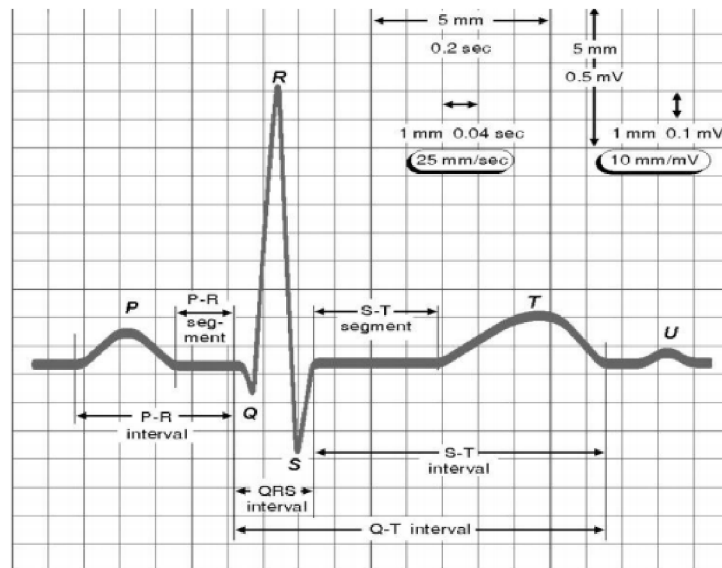
V dnešní době se snímání EKG zdokonalilo a bylo přidáno několik dalších svodů. Vznikají spojením elektrody s Wilsonovou svorkou, což je indiferentní elektroda,

kteřá má vždy nulovou hodnotu. Díky tomuto zapojení je možné určovat skutečnou velikost potenciálů. Tímto způsobem se dá získat 9 dalších svodů. Jsou to tři Goldbergovy končetinové (aVR, aVL, aVF) a šest unipolárních hrudních svodů (V1, V2, V3, V4, V5, V6) [5].



Obr. 1.3: Zapojení Golbergových svodů.[5]

Pro popis EKG záznamu se používá několik lokalit, které jsou diagnosticky významné. Jde o vlny a kmity, které jsou způsobeny elektrickou aktivitou srdce při srdečním cyklu. Jedná se o tyto části: vlna P, komplex QRS, vlna T a vlna U.



Obr. 1.4: Standartní popis fyziologického EKG.[6]

1.2 Respirační systém

Dýchací soustava zajišťuje výměnu plynů mezi tělem a okolním prostředím. Složí k okysličování krve a k uvolňování a odvodu oxidu uhličitého z těla. Její sekundární funkce je tvorba a modulace hlásek [1].

1.2.1 Anatomie a fyziologie dýchání

Respirační systém lze z funkčního hlediska rozdělit na dýchací cesty a respirační část.

Dýchací cesty

Jsou systém trubek, kterými vdechovaný vzduch proudí do těla, resp. do plic. Z hlediska položení jednotlivých částí dýchacích cest se dají rozdělit na část horní a dolní.

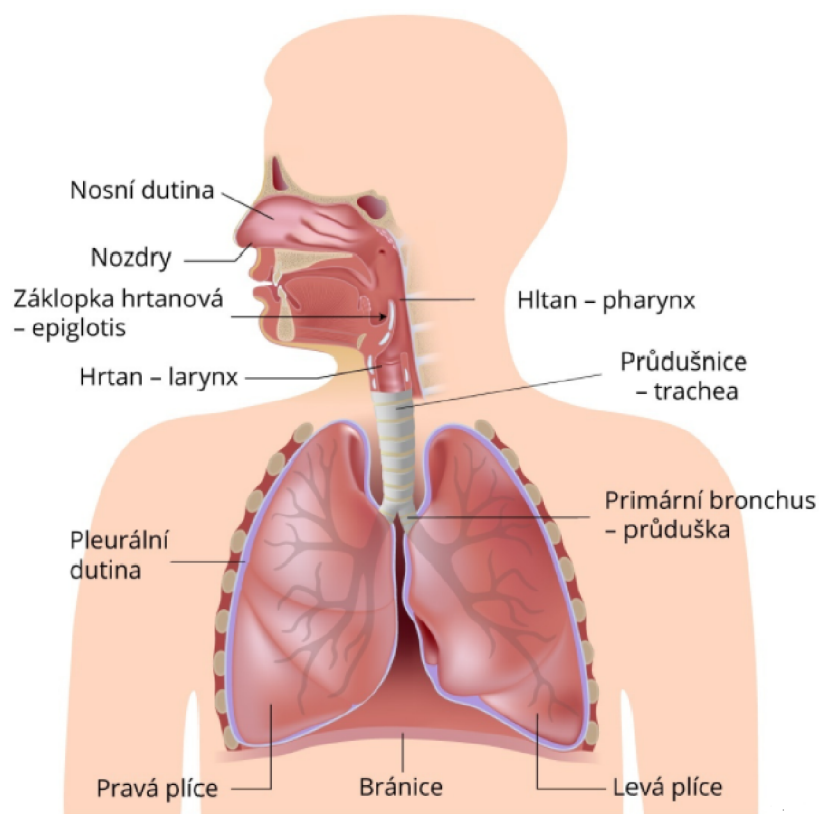
Horní cesty dýchací začínají nosem, pokračují dutinou nosní, která začíná nosními dírkami a nosní přepážkou je rozdělena na dvě symetrické části. Z hlavní dutiny odstupují dutiny paranasální. Povrch je pokryt sliznicí, která se dělí na část dýchací a v horní části na část čichovou. Dýchací sliznice je vysoce prokrvena a má za úkol předehřívat a zvlhčovat vzduch. Na dutinu nosní navazuje nosohltan, který ústí do dolní části dýchacích cest [4].

Dolní cesty začínají hrtanem, který je tvořen souborem pohyblivě spojených chrupavek, u nichž nejvýznamnější je štítná, prstencová, hlasivková a hrtanová příklopka. Na hrtan navazuje průdušnice, což je 10-12 cm dlouhá trubice vyztužená chrupavkami a vystlána epitelem. Rozděluje se u čtvrtého hrudního obratle na dvě průdušky, které se zanořují do plic [2].

Plíce

Plíce jsou párový orgán, ve kterém dochází k realizaci vnějšího dýchání. Průdušky, které vstupují do plic se dále dělí na menší svazky, které vedou do jednotlivých laloků, od sebe oddělených hlubokými zářezy. Vlastním místem výměny plicních plynů jsou plicní sklípky, jejichž stěna je tvořena jednou vrstvou buněk, opředených hustou sítí vlásečnic [2].

Na povrchu plic je, podobně jako na srdci, tenká blána poplicnice, která přechází v pohrudnici. Mezi těmito dvěma blánami je štěrbina vyplněná tekutinou, která zabraňuje tření obou listů o sebe při dýchání [7].



Obr. 1.5: Anatomie dýchacího systému.[1]

Plicní ventilace

Pojmem plicní ventilace se rozumí proces výměny vzduchu mezi plicemi a vnějším prostředím. Každý cyklus má dvě fáze, nádech a výdech.

Nádech je aktivní proces, při kterém se zvětšuje objem hrudní dutiny v důsledku pohybu bránice směrem dolů do dutiny břišní. Žebra jsou roztahována do stran pomocí mezižebních svalů. Vzduch je pak v důsledku podtlaku nasáván dýchacími cestami do plic. Pomocné dýchací svaly pomáhají v případech, kdy je odpor dýchacích cest nebo plicní ventilace velmi velká [1].

Výdech je, při normálních podmínkách, proces pasivní. Smršťující se plíce za sebou táhnou hrudní stěnu, která je i sama tlačena zpět pomocí gravitace. Částečně se na výdechu podílí i elasticita plic. Výsledkem je zmenšení hrudního objemu a vytlačení vzduchu ven do vnějšího prostředí. Při velké ventilaci pomáhají i mezižební a břišní svaly [8].

Regulace dýchání

Dýchání je regulovááno centrálním generátorem dechového rytmu v prodloužené míše. Tento nastavuje základní dechový rytmus a řídí dýchací svaly.

Mozkový kmen v pontu a prodloužené míše obsahuje difúzní skupiny respiračních neuronů, které společně tvoří hlavní dechový pacemaker. Prodloužená mícha funguje jako sběrnice, která poskytuje vstupy do pneumotachického centra, a zároveň jako distributor výstupů.

Dalším systémem regulace jsou chemoreceptory, které zjišťují parciální tlaky dýchacích plynů. Chemoreceptory se dají rozdělit na centrální a periferní. Centrální jsou neurony uložené v oblasti prodloužené míchy. Periferní jsou umístěny v karotických a aortálních tělíkách, což jsou malé struktury uložené ve společných krčních arteriích a v karotickém oblouku [1].

Poruchy dýchání

Jako poruchy dýchání se označují periody, ve kterých je rytmické dýchání, které je řízeno respiračním centrem v prodloužené míše a chemickými detekčními mechanismy, nahrazeno změněným dýcháním s apnoickými pauzami.

Jedním z nejčastějších poruch je spánková apnoe, kdy dochází k dočasné zástavě dechu v důsledku obstrukce dýchacích cest či poruchou nervovou. Dalším příkladem je Cheynesovo-Stokesovo dýchání, které charakterizuje postupné zvyšování dechového objemu i frekvence a jejich následné snižování až k apnoické pauze. Tato porucha se objevuje převážně u pacientů se srdečním selháním či pneumonie [8].

1.2.2 Metody snímání dýchání

Snímání a zaznamenávání dechové činnosti je velmi důležitou součástí diagnostických vyšetření. Pomáhá odhalit řadu respiračních poruch jako je například obstrukční a restriční porucha dýchání, spánková apnoe a jiné. Při snímání se nejčastěji sleduje dechová frekvence, tlaky a objemy dýchacích plynů a saturace krve kyslíkem [9].

Spirometrie

Spirometrie je fyziologický test měřící objem vzduchu, který vyšetřovaný vdechuje či vydechuje. Patří k základním interním vyšetřovacím metodám obdobně jako např. měření krevního tlaku či záznam EKG. K základnímu vyšetření patří měření klidových (tzv. statických) i dynamických objemových parametrů. Mezi základní měřené parametry patří klidová inspirační, potažmo expirační dechová kapacita (IVC nebo EVC), dále pak expirační rezervní objem a reziduální objem [11].

Spirometr se skládá ze zvonu pohyblivě uloženého ve vodní komoře. Plyn, který je vydechován pacientem, je odváděn do zvonu nad vodní hladinou. Nádechem a výdechem se zvon pohybuje nahoru a dolů a tím je možné odvodit objem vzduchu.

Uzavřený spirometr však není vhodný pro delší měření, neboť je vzduch v uzavřené soustavě a dochází k nárůstu koncentrace oxidu uhličitého[13].

Pletysmografie

Pletysmografie je metoda zjišťování změn objemů částí těla. Nejčastěji jsou pro vyšetření dýchání měřeny změny objemů plic a hrudníku. Výstupem je pletysmografická křivka, která znázorňuje časově proměnné změny objemu daného úseku krevního řečiště.

Přístroj na měření se nazývá pletysmograf a z hlediska způsobu měření se dají rozdělit na a pneumatické, fotoelektrické, kapacitní, impedanční a piezoelektrické [11].

Kapacitní pletysmograf převádí změny v objemu na změny kapacity kondenzátoru, který je použit jako snímač.

Impedanční pletysmograf, neboli reograf, měří prokrvení tkáně změnami v impedanci tkáně[11, 13].

Fotoelektrický pletysmograf využívá odraz, absorpci a rozptyl infračerveného světla, což jsou příznaky, které se mění při změnách objemů kapilár. Tento typ je však velmi náchylný na okolní světlo a pohyb a používá se spíše na měření prokrvení tkáně[11, 13].

Indukční pletysmograf je realizován jako pás izolovaných cívek, které jsou umístěné na hrudník a břicho pacienta. V závislosti na dechové aktivitě se mění indukčnost těchto cívek, což vede ke vzniku křivky, která odpovídá nádechu a výdechu[11, 13].

Pneumatické pletysmografy jsou hermeticky uzavřené komory, do kterých se vkládá měřená část těla. V komoře je definovaný tlak a snímač tlaku převádí změny na elektrický signál. Díky změnám v objemu končetiny se mění i tlak a tím se vytváří objemové křivka[11, 13].

Jednou metodou měření objemů plic je i celotělový pletysmograf. Pacient je umístěn do uzavřené komory, kde je mu přes náústek přiváděn vzduch. Princip měření změn je pak stejný jako u pneumatického pletysmografu[11].

Pneumotachografie

Pneumotachografie slouží primárně k měření objemového průtoku. Pneumotachograf je rozměrově malé zařízení, které měří rychlost proudu vzduchu trubicí o daném

průměru. Objem je vypočítán jako integrál objemového průtoku za čas. Pneumotachografy se dělí na tři základní typy, které jsou založeny na měření rozdílů tlaků, měření otáček a měření teploty.

Tato metoda je preferovanější možností, protože pacient dýchá čerstvý vzduch [11].

1.3 Fotopletysmografie

Fotopletysmografie (PPG, z anglického photoplethysmography) je metoda snímání změn objemu krevního řečiště a současně je možné sledovat vývoj saturace krve kyslíkem. Je založená na spektrofotometrii a pletysmografii.

Měřicí přístroj se skládá ze snímače, který je možné přiložit například na prst ruky. Snímač je tvořen fotodiodou a fotodektorem umístěným proti diodě. Dioda emituje světlo, které prochází vrstvou cév a dopadá na fotodetektor. Tento měří intenzitu dopadnutého světla a mění ho na elektrický signál.

Vzhledem k tomu, že světlo je krví absorbováno silněji než okolní tkání, mohou být změny průtoku krve detekovány senzory PPG jako změny intenzity světla. Tyto změny se pak projeví jako kolísání elektrického signálu.

Napěťový signál z PPG je úměrný množství krve protékající cévami. Pomocí této metody lze detekovat i malé změny objemu krve, i když ji nelze použít ke kvantifikaci množství krve.

Saturace krve kyslíkem je pak měřena pomocí různé absorpance oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu.

Tato neinvazivní metoda je velmi často používána v klinické praxi na jednotkách intenzivní péče a vyšetření spojené se srdeční činností [12].

2 Metody odhadu dechové křivky

Odhad dechové křivky ze signálu EKG je založen na předpokladu interference dějů dýchání a srdeční činnosti. Tato působení zapříčiňují změny ve frekvenční a amplitudové oblasti signálu EKG. Tyto změny jsou způsobeny změnami objemu hrudníku při dýchání, což má za následek změny impedance a vzájemnou polohou jednotlivých elektrod.

Změny popsané výše se využívají pro vytvoření dechové křivky pomocí EKG signálu, tzv. EDR (z anglického EKG derived respiration).

Důvodem snahy vytvoření takového záznamu dýchání je minimalizace senzorů, které je potřeba připojit na pacienta. Společné záznamy EKG a dýchání se například tvoří při polysomnografii, kdy je velké množství senzorů nežádoucí, neboť může docházet k obstrukci pohybu pacienta [10].

Pomocí navržených algoritmů může tedy docházet ke snímání pouze jednoho signálu a druhý pouze dopočítávat. Případně lze respirační křivku odhadnout i u záznamů, u kterých nebyla snímána a v průběhu diagnózy se stala potřebnou.

Podobně jako u signálu EKG jsou změny vyvolané dechovým cyklem patrné v signálu PPG. Při výdechu parasympatický nervový systém ovlivňuje flexibilitu cév, což má za následek změny v morfologii PPG křivky. Metody odhadu dechové křivky jsou založeny na změnách v šířce vlny, výšce vlny a vzdálenostmi mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami.

Získávání přesného respiračního signálu a frekvence z pulzního oxymetru má velký význam v případech, kdy je nutné vědět, zda je nízká saturace kyslíkem způsobena nízkou respirační frekvencí nebo je výsledkem nízkého stupně výměny plynů v plicích, který může představovat nebezpečný fyziologický stav.

Metody odhadu dechové křivky ze signálu PPG jsou analogie metod odhadu za signálu EKG, neboť vlna v signálu PPG je přímou odezvou R vlny v signálu EKG, jen časově posunutou.

2.1 Výchylka vlny R

Tato metoda se zakládá na pohybu hrudníku při dýchání, což způsobuje změny geometrie snímajících elektrod, což má za následek rotaci vektoru srdeční osy. Zároveň se mění impedance hrudníku kvůli nasávání a vydechování vzduchu.

Tyto faktory mají za následek změny v morfologii ve snímaném EKG, konkrétně změnu výchylky v oblasti QRS [14].

Při postupu analýzy je v první řadě velmi důležité správně detekovat komplexy QRS. Postup detekce je popsán v části 3.2.1. Následně se u každé pozice zjistí hodnota výchylky R vlny vůči P-R intervalu. Po akvizici obou těchto dat následuje

intepolační proces, při kterém se odhadne průběh vývoje křivky [15]. Tento je popsán v části 2.7.

Při této metodě je velmi důležité signál zbavit šumu, neboť rušení by mohlo mít zásadní vliv na odhadovanou křivku ať už v oblasti frekvenční nebo amplitudové. Pokud by například impulzní šum moduloval výchylku R vln, snadno by docházelo ke změně výchylky dechové křivky. Případně by šumovým působením mohlo docházet k falešným detekcím R vln, což by vedlo ke značnému znehodnocení odhadované křivky. Postup předzpracování dat je popsán v části 3.2.

2.2 Respirační sinusová arytmie

Respirační sinusová arytmie je nepravidelnost srdečního rytmu. Jejím projevem je zrychlení srdeční frekvence při nádechu a zpomalení při výdechu.

Srdeční cyklus je ze normálních okolností udáván hlavním srdečním pacemakerem, tj. sinoatriálním uzlem. Nicméně, je ovlivňován i bloudivým nervem, který je ovládán dýchacím centrem. Tímto vlivem dochází ke změnám uvedeným výše.

Metoda odhadu pomocí RSA se zakládá na analýze variabilitě srdečního rytmu, což jsou fluktuace způsobené dýcháním. V ideální případě by se měřili intervaly mezi aktivacemi SA uzlu, tzn. vlny P. Nicméně detekce vlny P je komplikovaná, kvůli menšímu napětí a velkému frekvenčnímu překryvu s QRS komplexem. Proto se detekují právě komplexy QRS a měří se délka intervalu mezi jednotlivými R vlnami (RR intervaly). Podmínkou samozřejmě je, že R vlny jsou spouštěné SA uzlem s přítomností P vlny, a že se tedy jedná o sinusový rytmus [15]. Takovéto vzdálenosti mezi R vlnami se pak označují jako NN intervaly (z anglického normal to normal).

2.2.1 Intervalová funkce a intervalový tachogram

Jako reprezentace pro variabilitu srdečního rytmu je možné použít intervalový tachogram, který vyjadřuje posloupnost po sobě jdoucím NN intervalů. Intervalový tachogram je vypočítán jako rozdíl poloh detekovaných komplexů QRS v časových okamžicích:

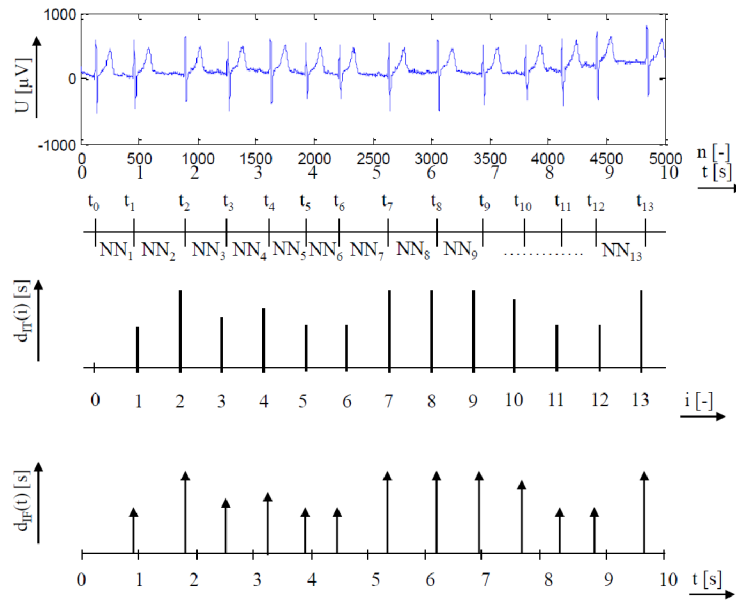
$$d_{IT}(i) = t_i - t_{i-1},$$

kde $d_{IT}(i)$ je intervalový tachogram, t_i je okamžik detekce QRS a t_{i-1} je okamžik výskytu předešlého QRS. Tímto výpočtem se však ztrácí časová informace. Pro získání okamžitých tepových frekvencí je nutné intervalový tachogram vyjádřit převrácenou hodnotou.

Pro HRV vyjádřenou v časové oblasti slouží intervalová funkce, která zobrazuje neekvidistantní hodnoty intervalů NN. Intervalová funkce je počítána pomocí impulzní funkce $\delta(t - t_i)$,

$$d_{IF} = \sum_{i=1}^N (t_i - t_{i-1} - 1) \delta(t - t_i) = \sum_{i=1}^N d_{IT}(i) \delta(t - t_i),$$

kde d_{IF} je intervalová funkce, N je počet vzorků, $d_{IT}(i)$ je intervalový tachogram, t_i je okamžik výskytu komplexu, t_{i-1} je okamžik výskytu předcházejícího komplexu. Pro získání okamžité tepové frekvence je opět potřeba intervalovou funkci vyjádřit jako převrácenou hodnotu [16].



Obr. 2.1: Intervalový tachogram $d_{IT}(i)$ a intervalová funkce $d_{IF}(i)$. [16]

2.3 Metoda odhadu pomocí výchylky pulzů PPG

Metoda odhadu pomocí výchylky pulzů, neboli PAV (z anglického pulse amplitude variability), má podobný základ jako metoda odhadu pomocí výchylky vlny R ze signálu EKG.

Při nádechu dochází kvůli vyššímu nitro-hrudnímu tlaku ke snížení vypuzovaného objemu krve z levé srdeční komory a tím ke snížení výchylky vlny PPG. Opačný jev pak nastává při expiraci.

2.4 Metoda odhadu pomocí vzdáleností pulzů PPG

Metoda odhadu pomocí vzdáleností pulzů, neboli PRV (z anglického pulse rate variability), přímo vychází z metody odhadu pomocí vzdáleností R vln ze signálu EKG.

Díky působení parasymptiku na autonomní činnost srdce je měněna perioda, za kterou srdce vypuzuje krve do krevního řečiště. Díky těmto změnám mají i vlny PPG od sebe různou vzdálenost.

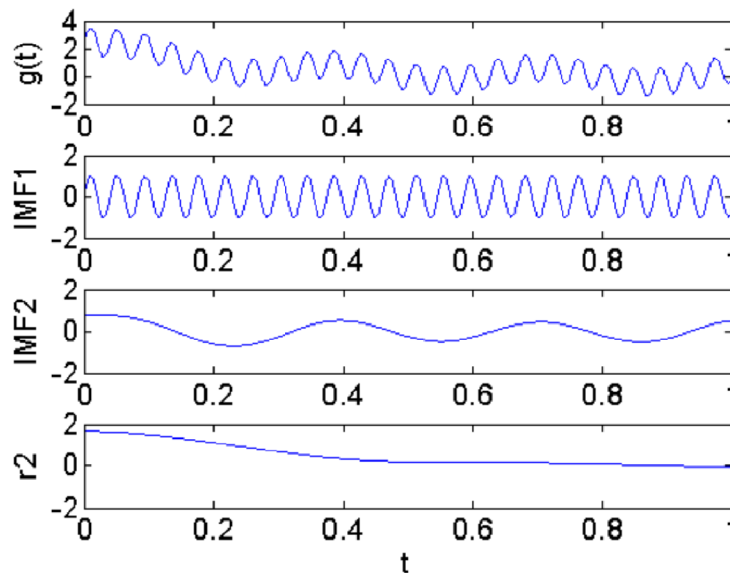
2.5 Empirická modální dekompozice

Empirická modální dekompozice, neboli EMD (z anglického Empirical Mode Decomposition), je metoda, která slouží k rozkladu nestacionárního nelineárního signálu. Jejím principem je rozklad vstupních na jednotlivé modální funkce (IMF, z anglického Intrinsic Mode Function), které představují složky signálu v různých frekvenčních pásmech, jejichž sumou je výsledný vstupní signál. Každá IMF má obsahovat fyzikálně smysluplný kmitočet, a proto splňovat dvě podmínky [17]:

- stejný počet průchodů nulou jako je suma počtu lokálních maxim a minim (nebo rozdíl maximálně o jedna)

- symetrie obálek lokálních maxim a minim vůči nulové střední hodnotě

Příklad rozkladu signálu na jednotlivá IMF je na obrázku xy.



Obr. 2.2: Ukázka rozkladu náhodného signálu na IMF. [18]

2.5.1 Postup rozkladu

Při postupu rozkladu signálu se předpokládá, že vstupní signál má alespoň dva lokální extrémy (tj. maximum a minimum) a charakteristické časové rozmezí je definované jako časová prodleva mezi extrémy.

Při postupu rozkladu se vychází z definice IMF, což znamená nalezení lokálních extrémů signálu $s(t)$. Z nich se následně vytvoří obálky. Ty jsou vytvořeny interpolací jednotlivých lokálních maxim a minim. Z nich se následně spočítá střední hodnota $m(t)$ ze vztahu:

$$m(t) = \frac{e_{min}(t) + e_{max}(t)}{2},$$

kde e_{min} a e_{max} jsou obálky extrémů.

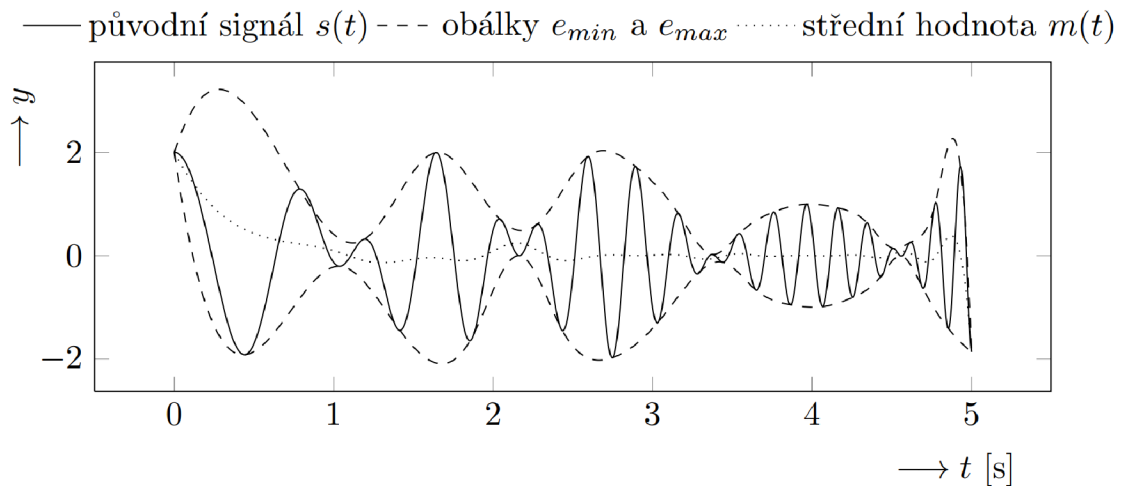
Střední hodnota se následně odečte od signálu $x(t)$. Tímto krokem vznikne první složka signálu $h(t)$

$$h_1(t) = s(t) - m_1(t).$$

V ideálním případě bychom $h_1(t)$ označili jako IMF, nicméně většinou tato složka nesplňuje podmínky IMF a proto se proces opakuje až do splnění podmínek:

$$h_{ik}(t) = h_{i(k-1)}(t) - m_{ik}(t),$$

kde k označuje index iterace a i index vypočítané IMF.



Obr. 2.3: Ukázka postupu rozkladu signálu $s(t)$. [19]

Tento proces by šlo teoreticky opakovat až do chvíle, kdy by velikost signálu $h_{ik}(t)$ byla nulová. V takovém případě by se ale ztratila část informací obsažených ve velikosti IMF složky. Proto se zavádí kritéria, při kterých je iterační proces terminován [19].

Jedním z možných kritérií zastavení iteračního procesu je odhad směrodatné odchylky, která se počítá vztahem:

$$\sigma = \sum_{t=0}^T \left[\frac{|h_{k-1}(t) - h_k(t)|^2}{h_{k-1}^2(t)} \right].$$

Doporučená hodnota pro směrodatnou odchylku σ je 0,2- 0,3. Jakmile se dosáhne směrodatné odchylky σ , označí se $h_k(t)$ jako IMF $c(t)$ a pokračuje se v dekompozici.

Jinou možností kritéria je hodnocení fluktuace střední hodnoty. V něm se zavádí dvě prahové hodnoty θ_1 a θ_2 . Pro účely tohoto kritéria zavádíme modul módu $a(t)$ definovaný jako:

$$a(t) = \frac{e_{max}(t) - e_{min}(t)}{2},$$

a pro funkci ohodnocení pak vztah

$$\delta(t) = \left| \frac{m(t)}{a(t)} \right|$$

Iterace se přeruší pokud $\delta(t) < \theta_1$ pro část signálu od délce $(1-\alpha)$ a $\delta(t) < \theta_2$ pro zbylou část signálu. Doporučené hodnoty jsou $\alpha \approx 0,05$, $\theta_1 \approx 0,05$ a $\theta_2 \approx 10\theta_1$ [19].

Po splnění podmínek stanovených pro IMF se získá první složka

$$c_i(t) = h_{ik}(t).$$

Následně je tato odečtena od původního signálu a vzniká reziduum $r_i(t)$. Iterační proces je opakován do doby, kdy $r_i(t)$ neobsahuje další oscilační složky, což se projeví jako monotónnost rezidua. Další možností ukončení procesu je zanedbatelná velikost vypočítané komponenty nebo rezidua.

Původní signál je tedy možné zpětně získat sečtením jednotlivých IMF. V případě extrakce respiračního signálu předpokládáme prokreslení dechové křivky do signálu EKG či PPG.

2.6 Analýza hlavních komponent

Analýza hlavních komponent je metoda, která se zakládá na analýze morfologických změn v EKG signálu. Tyto změny způsobené dýcháním jsou popsány jednotlivými komponentami a je z nich možné odhadnout průběh dýchací křivky [20].

2.6.1 Princip metody

PCA (z anglického Principal Component Analysis) je metoda, která využívá redukce vstupních příznaků. Cílem je zjednodušení popisu skupiny znaků, které jsou

navzájem lineárně závislé a tudíž korelované [21]. Metoda tedy lineárně transformuje původní znaky na nové nekorelované a tudíž lineárně nezávislé proměnné, tzv. hlavní komponenty. Základní vlastností hlavních komponent je jejich rozptyl, což je míra variability. Všechny hlavní komponenty jsou seřazeny podle důležitosti, tj. podle rozptylu, od největšího k nejmenšímu. Komponenta s nejvyšším rozptylem má nejvyšší důležitost a popisuje největší část variability dat. Informace, která není obsažena v první komponentě je zastoupena v další. Hlavní komponenty jsou na sebe navzájem kolmé [22].

2.6.2 Výpočet hlavních komponent

První krok metody PCA je standardizace datového souboru. To je provedeno odečtením průměru, což má za následek nulovou střední hodnotu a jednotkový rozptyl. Tím se data posunou do počátku kartézské soustavy souřadnic a vznikne centrovaná matice.

Následuje výpočet kovarianční matice mezi všemi dimenzemi dat, čímž dostaneme rozptyl mezi dimenzemi. Vzorec pro výpočet kovarianční matice je:

$$\text{cov}(X) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X}) - (Y_i - \bar{Y})}{n - 1}$$

X a Y jsou dimenze mezi kterými je počítána kovariance. Pokud by se výsledek rovnal 0, znamená to, že mezi dimenzemi není lineární závislost. Vzniklá matice je vždy čtvercová, což znamená, že má n řádků a n sloupců. Obecný zápis takovéto matice by potom byl:

$$C = \begin{pmatrix} \text{cov}(X, X) & \text{cov}(X, Y) \\ \text{cov}(Y, X) & \text{cov}(Y, Y) \end{pmatrix}.$$

Dalším krokem je výpočet vektorů vlastních hodnot. Tyto vektory jsou na sebe vždy kolmé. Jejich seřazením dostaneme velikosti variability, která je popsána danou hlavní komponentou.

Předposledním krokem je výběr hlavních komponent. Začíná se komponentou s nejvyšší prioritou, tedy s nejvyššími hodnotami ve vektoru vlastních čísel (tj. nejvyšší variabilitou dat). Počet komponent závisí na počtu dimenzí vstupních dat. Variabilita klesá s každou další komponentou.

Poslední krok PCA je zpětný zisk dat. To je provedeno pomocí vynásobení původní centrované matice s hlavním vektorem [23].

2.7 Interpolace kubickým splajnem

Interpolace kubickým splajnem je zásadní krok pro vytvoření dechové křivky při použití výše uvedených metod. Kubický splajn je v podstatě soustava polynomů

třetího stupně počítaná v na sebe navazujících úsecích [24]. Díky tomu je vytvořena aproximace spojitého průběhu funkce v jinak diskrétních bodech. Kubický splajn má pak na jednotlivých intervalech $\langle x_i, x_{i+1} \rangle$, kde $i = 0, 1, \dots, n - 1$ definici

$$S(x) = \sum_{i=1}^n S_i(x)$$

kde,

$$S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3,$$

kde a_i, b_i, c_i, d_i jsou koeficienty splajnu [25].

V používané verzi MATLABu je je možné tento krok odhadu realizovat funkcí *spline*.

2.8 Hodnocení přesnosti odhadu

Při realizaci každé metody jsou počítány parametry, které popisují přesnost odhadu metod. Tyto metody se převážně zakládají na detekci dechových cyklů u jednotlivých odhadů a porovnávání této vypočtené hodnoty vůči realitě. Mezi základní veličiny určené k tomuto účelu patří směrodatná odchylka a střední kvadratická chyba.

Směrodatná odchylka

Směrodatná odchylka určuje s jak velkou mírou jsou hodnoty odchýleny od průměru hodnot. Je rovna odmocnině rozptylu a má vzorec:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2},$$

kde N je počet vzorků, x_i jsou vstupní vzorky a \bar{x} je aritmetický průměr hodnot x . V prostředí MATLAB je směrodatná odchylka realizována funkcí *std*.

Absolutní chyba

Absolutní chyba měření je statistická veličina, která vyjadřuje odchylku změřené veličiny od skutečné hodnoty. Je počítána jako POI absolutní hodnota rozdílu těchto dvou veličin

$$\delta = |A - a|$$

, kde A je reálná hodnota a a je hodnota spočítaná měřením.

Pearsonův korelační koeficient

Korelační koeficient dvou náhodných proměnných je měřítkem jejich lineární závislosti. Pokud má každá proměnná N skalárních pozorování, pak je Pearsonův korelační koeficient definován jako:

$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right),$$

kde μ_A je průměr a σ_A je směrodatná odchylka signálu A, a μ_B je průměr a σ_B je směrodatná odchylka signálu B.

Pearsonův korelační koeficient nabývá hodnot od -1 do 1, kdy -1 symbolizuje nepřímou úměru mezi signály, 1 pak přímou lineární závislost. Nula značí nezávislost mezi signály. [29]

3 Realizace metod odhadu dechových křivek

V této kapitole je rozebráno programové řešení a výsledky odhadů dechové křivky z EKG a PPG. V první části je popsán postup předzpracování signálu a hodnocení přesnosti odhadu jednotlivých metod.

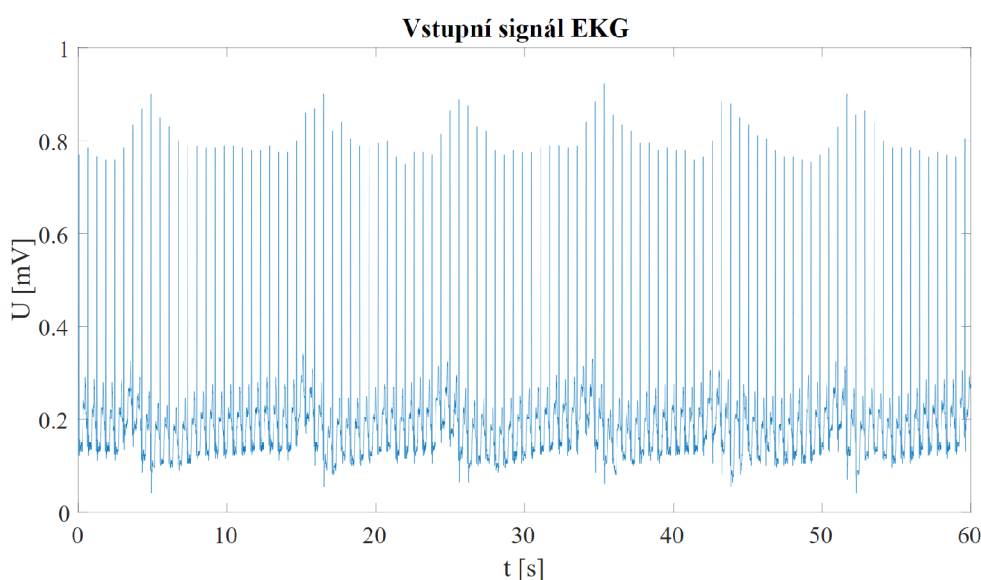
Ve druhé části jsou popsány postupy získání dechových křivek pomocí jednotlivých metod. Jako reference je použita křivka změn impedance hrudníku, což odpovídá plnění a vyprazdňování plic, společně s dvěma posloupnostmi pozic dechových cyklů.

Jako program pro realizaci algoritmů, bylo vybráno prostředí MATLAB R2020a.

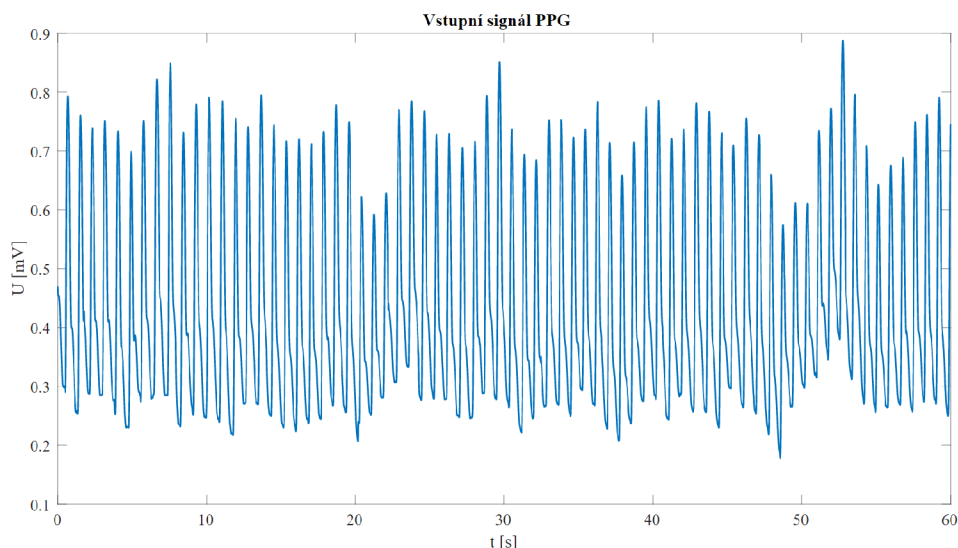
3.1 Použitá data

Použitá data byla získána ze serveru *BIDMC PPG and Respiration Dataset* z portálu PhysioNet. Záznamy signálů byly pořízeny u kriticky nemocných pacientů v nemocnici Beth Israel Deaconess Medical Centre (Boston, MA, USA) a původně byly určeny pro výzkumnou práci *Toward a Robust Estimation of Respiratory Rate From Pulse Oximeters* [26].

Data obsahují záznam EKG, PPG a dýchání od 53 pacientů. Tyto signály jsou vzorkovány 125 Hz. Fyziologické parametry jako RR intervaly a saturace krve kyslíkem jsou vzorkovány 1 Hz. Dále byli pověřeni dva anotátoři, kteří na základě impedanční křivky zaznamenali dechové cykly. Jednotlivé záznamy mají délku osmi minut. Ukázka vstupního signálu EKG je na obrázku 3.1, signálu PPG pak na obrázku 3.2.



Obr. 3.1: Ukázka vstupního EKG signálu.



Obr. 3.2: Ukázka vstupního PPG signálu.

Pro testování na vlastních datech byl systémem BIOPAC zaznamenán signál snímáný v kontrolovaných podmínkách. Tento záznam byl vzorkován frekvencí 500 Hz a jeho součástí byly signály EKG, snímáný z druhého svodu s pásmovou propustí 0,05-150 Hz, PPG, snímáný z pravého ukazováčku, a signál hrudního úsilí, snímáný respiračním pásem umístěným přes hrudník. U těchto dat byl jako referenční vektor počtu dechů použit záznam hrudního úsilí a z něj vyčtený počet vrcholů.

Pro lepší hodnocení metod byli pacienti rozděleni do dvou skupin. Toto rozdělení se zakládalo na počtu dechů za minutu a šlo o rozlišení pacientů s fyziologickým rozsahem dechu a mimo něj. Toto rozmezí je mezi 16 a 20 dechy za minutu. Z celého datasetu bylo 42 pacientů v rozsahu fyziologických hodnot a 11 s dechovou frekvencí nižší.

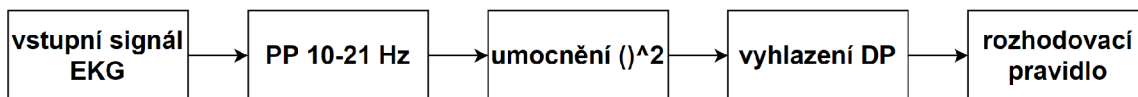
3.2 Předzpracování signálu

Předzpracování signálu bylo částečně provedeno již při jeho získávání. Byly tedy potlačeny šumové složky a v signálu jsou viditelné QRS komplexy. Pro přehlednější zobrazení byl použit úsek signálu o délce jedné minuty.

3.2.1 Detekce QRS komplexu

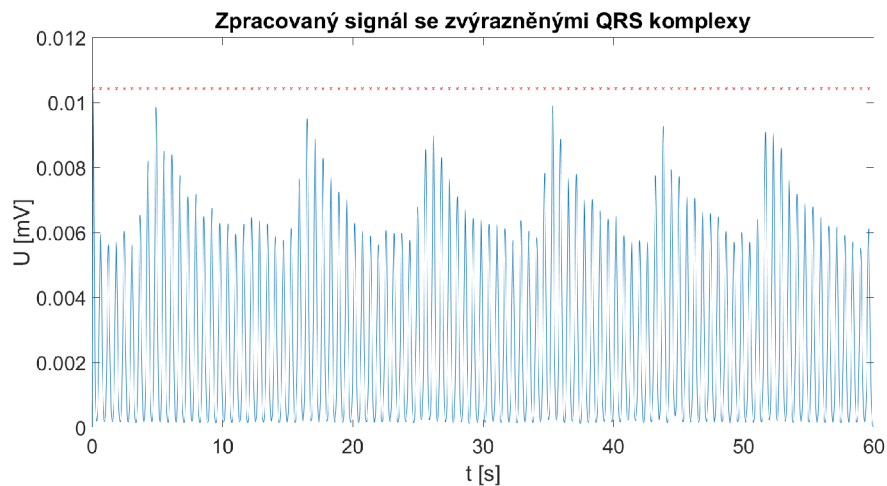
Pro metody diskutované v této práci je velmi důležité správně detekovat QRS komplexy. Jako nejjednodušší a zároveň spolehlivá se ukázala metoda detekce QRS založená na odhadu kvadrátu obálky filtrovaného signálu [27]. Její algoritmické schéma

je zobrazeno na obrázku 3.3.



Obr. 3.3: Digram detekce QRS komplexů v signálu.

Na původní EKG signál, byla nejprve použita pásmová propust s mezními frekvencemi 10 a 21 Hz. To má za následek zvýraznění QRS komplexů a potlačení ostatních složek v signálu. Následně byl filtrovaný signál umocněn, čímž se maximálně zviditelnili QRS oblasti. Filtrace dolní propustí má za následek vyhlazení a potlačení jednotlivých peaků v signálu. Jako poslední krok bylo použito rozhodovací pravidlo, které pomocí prahu, který byl nastaven na 35 procent maximální výchylky v signálu, určilo pozice QRS komplexů. Ukázka detekce R vlny ve zpracovaném signálu je na obrázku 3.4, kde červené body nad peaky v signálu označují místa detekce R vln. Z pozic těchto detekcí byly posléze ve vstupním signálu odečteny výchylky vlny R.



Obr. 3.4: Ukázka detekce R vln ve zpracovaném signálu.

Nicméně tento velmi zjednodušený algoritmus nebyl dostatečně spolehlivý, a proto byla použita jiná verze tohoto algoritmu. Pro nejpřesnější výsledky byl vybrán kód s plnou implementací algoritmu navrhnutém v původní práci *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. Detailní popis jednotlivých kroků je popsán v komentářích kódu algoritmu. Tento v prvním kroku převzorkuje vstupní signál vzorkovací frekvencí 200 Hz. Následně je filtrován pásmovou propustí v oblasti 5-15 Hz, kvůli

potlačení driftu a myopotenciálů. Potom je signál derivován a umocněn pro zvýraznění dominantních peaků. Posléze je signál vyhlazen plovoucím průměrovacím filtrem (MWI, z anglického moving window integrator) pro potlačení šumu. Následně jsou na signál aplikována pravidla, která zajišťují vysokou přesnost algoritmu a minimalizují počet falešně pozitivních a negativních detekcí.

Prvním z nich je fiduciální značka. Komplex QRS odpovídá vzestupné hraně integračního průběhu. Doba trvání náběžné hrany je stejná jako šířka komplexu QRS. Fiduciální značku pro časové umístění komplexu QRS lze určit z této náběžné hrany jako místo maximálního vzestupu nebo jako peak R vlny.

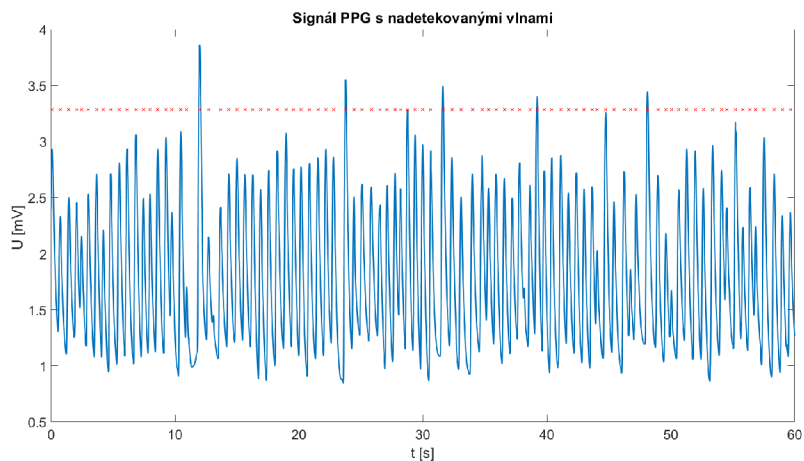
Dalším pravidlem je neustálé měnění prahové hodnoty detekce tak, aby byla vždy nad hodnotou šumu signálu. Díky filtraci, která má za následek zlepšení poměru signálu k šumu, je možné používat nižší hodnoty prahů. Aby byl peak v signálu klasifikován jako QRS komplex, musí tento překročit jeden ze dvou prahů. První z nich je používán při první analýze signálu. Druhý je pak použit při zpětném hledání peaku. Tento searchback je aplikován pokud interval R-R přesáhne určitou dobu. Ta je průběžně přepočítávána, aby se co nejlépe přizpůsobovala proměnlivé srdeční frekvenci.

Poslední pravidlo je identifikace T vln. Pokud je R-R interval menší než 360 ms, je učiněn úsudek, zdali je právě detekovaný peak QRS komplex nebo jestli jde o vlnu T. Je to z toho důvodu, že latence dvou po sobě jdoucích QRS komplexů musí být aspoň 200 ms, což je refrakterní fáze srdečního svalu. Pokud je maximální vzestup detekované vlny menší než polovina vzestupu vlny R předešlého cyklu, je tato vlna identifikována jako vlna T. V opačném případě je zaznamenán QRS komplex [27].

Kompletní implementace tohoto algoritmu byla převzata z práce *Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS Detector* [28].

3.3 Detekce vrcholu vlny PPG

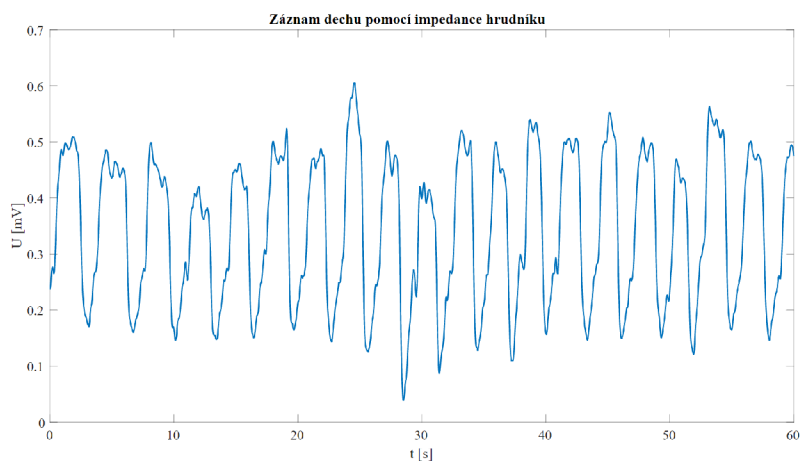
U metod založených na odhadu dechové křivky ze signálu PPG je důležité správně zaznamenávat vlny PPG. Pro tento účel byla použita jednoduchá funkce, která detekuje vlny v signálu a následně zapisuje jejich pozici a amplitudu, jenž je v prostředí MATLAB realizována funkcí `findpeaks`. Minimální výška vlny musela přesahovat 35 procent maximální výchylky signálu a dvě vlny od sebe musely být vzdáleny minimálně 0,4 vteřiny, což by mělo zabránit detekci náhodných zákmitů v signálu. Ukázka detekce v jedné minutě úseku je zobrazena na obrázku 3.5.



Obr. 3.5: Ukázka detekce R vln v signálu PPG.

3.4 Postup vyhodnocování přesnosti

Při realizaci každé metody jsou počítány parametry, které popisují přesnost odhadu. Jako referenční signál je použita křivka impedance, která zobrazuje hrudní úsilí a která byla také považována za vzor pro tvar dechové křivky, měřená současně se záznamem EKG a referenční vektor pozic nádechu. Křivka impedance je zobrazena na obrázku 3.6.



Obr. 3.6: Ukázka minutového záznamu impedance hrudníku.

Mezi odhadem a křivkou impedance byla počítána korelace. Její průměrné hodnoty jsou zapsány u každé metody.

3.4.1 Počet dechových cyklů

Pro úspěšný odhad dechové křivky je jedním ze základních parametrů správný odhad dechové frekvence. Poskytnuté záznamy o délce 8 minut byly rozděleny na úseky o délce jedné minuty, a z těchto byly přes algoritmy výše zmíněných metod odhadnuty křivky dechové aktivity. Následně byla spočítána průměrná dechová frekvence za celou dobu měření a byla porovnána s průměrnou dechovou frekvencí referencí. Jako poslední byly porovnány vektory obsahující počet dechových cyklů v minutových úsecích proti počtu cyklů z referenční množiny a z nich byly počítány statistické veličiny směrodatná odchylka a absolutní chyba.

Dechová frekvence úseků signálu byla počítána pomocí dvou způsobů. Prvním bylo odhadnutí počtu pomocí vrcholů v křivce splajnu. Vrcholy musely mít vyšší hodnotu než je směrodatná odchylka celého splajnu a mezi dvěma po sobě jdoucími peaky musely uběhnout alespoň dvě vteřiny. Tento interval byl zvolen z důvodu nízké pravděpodobnosti takto vysoké dechové frekvence.

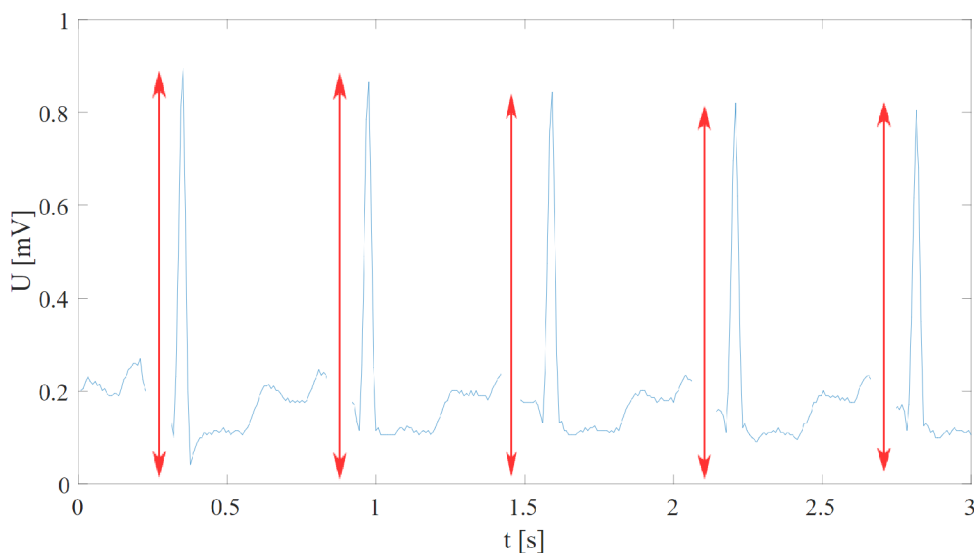
V této křivce byly algoritmicky nadetekovány maximální výchylky a jejich počet byl potom brán jako dechová frekvence.

Druhým z nich je odhad pomocí spekter splajnů úseků. Ve spektru byla nalezena frekvence s největší amplitudou a tato byla použita jako dechová frekvence úseku. Spektrum jednotlivých úseků bylo vytvořeno jako Fourierova transformace úseků. V prostředí MATLAB je tento krok možné udělat funkcí *fft*.

3.5 Metoda odhadu pomocí výchylky R vlny

Při aplikaci této metody byly v upraveném signálu nadetekovány komplexy QRS. Následně se počítala výchylka vlny R. Způsob zisku výchylky vlny R je naznačen na obrázku 3.5. U pozic komplexů byla v signálu změřena výška výchylky R vlny proti nejnižšímu bodu v okně následujícím 0,08 sekundy po něm. Na velikosti těchto vln byl aplikován kubický splajn, za pomoci kterého byla vykreslena výsledná odhadovaná křivka. Ukázka minutového záznamu je zobrazena na obrázku 3.8. Červené tečky v grafu značí pozice nadetekovaných R vln společně s jejich výchylkami.

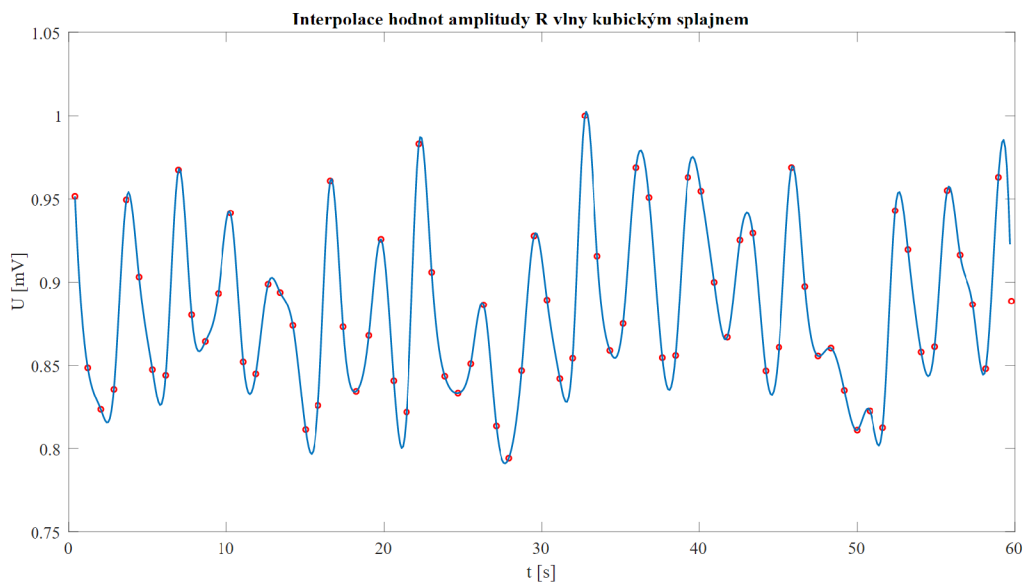
Splajn měl vzorkovací frekvenci 125 Hz, a tedy celková délka spektra byla 7500 vzorků. Dechová frekvence se tedy dala snadno odhadnout jako harmonická složka s největší výchylkou. Ukázka užitečné části spektra splajnu je zobrazena na obrázku 3.9. Je vidět že dominantní frekvence se nachází na 0,30, což odpovídá 18 dechům za minutu, což je správná dechová frekvence, pro tento záznam.



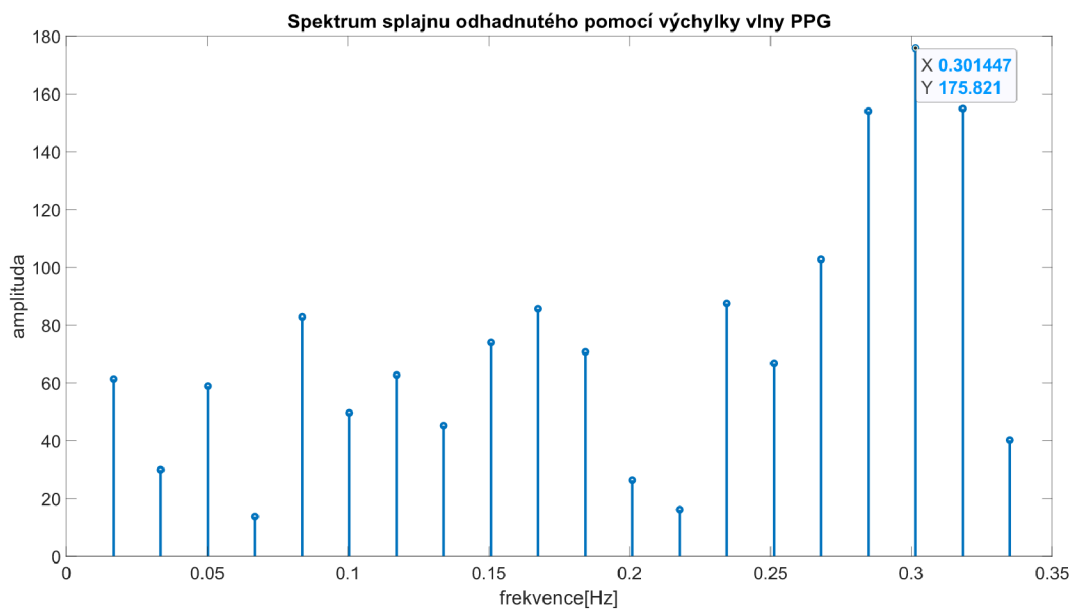
Obr. 3.7: Způsob zisku výchylek R vln

Hodnocení metody

V odhadnuté křivce metodou modulace výchylky vlny R byly pomocí spektra splajnu odhadnuty počty dechových cyklů a tyto byly porovnány s počtem cyklů uvedených podle dvou referenčních záznamů a počtem dechových cyklů vypočítaných podle spektra a vrcholů referenčního záznamu impedance. Záznamy byly pořizovány po úseku jedné minuty. Porovnání proběhlo způsobem odečtení odhadnutých a zaznamenaných hodnot a byly vypočítány koeficienty směrodatná odchylka a absolutní



Obr. 3.8: Odhad dechové křivky metodou změn výchylky R vlny



Obr. 3.9: Spektrum úseku splajnu

chyba v úsecích signálu. Hodnoty průměrných absolutních chyb detekce dechových cyklů jsou zobrazeny v tabulce 3.1.

Tab. 3.1: Tabulka hodnocení metody výchylky vlny R

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	0,9	0,75	0,12
AE pomocí vrcholů	2,13	1,96	2,53
AE pomocí spektra	2,15	1,97	2,48

Nejnižší hodnoty těchto parametrů byly mezi odhadem dechové frekvence pomocí vrcholů splajnu a záznamem druhého anotátora a to $\text{std} = 0,75$ a $\text{AE} = 1,96$. Průměrná dechová frekvence u všech záznamů byla přibližně 17,5 dechů za minutu, frekvence odhadovaných křivek pak byla 18 dechů za minutu. V odhadnuté křivce jsou viditelné nádechy a výdechy pacienta a je tedy srovnatelná s dechovou křivkou zaznamenanou pomocí impedance 3.6. Průměrná korelace mezi těmito dvěma signály je však nízká a to 0,1429.

Pro porovnání univerzálnosti metody byly spočítány statistické koeficienty pro pacienty s dechovou frekvencí ve fyziologickém rozsahu a mimo něj. Průměrné hodnoty jsou zobrazeny v tabulkách 3.2 a 3.3.

Tab. 3.2: Tabulka hodnocení pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,13	1,06	1,14
AE pomocí vrcholů	1,39	1,35	1,9
AE pomocí spektra	1,43	1,38	1,82

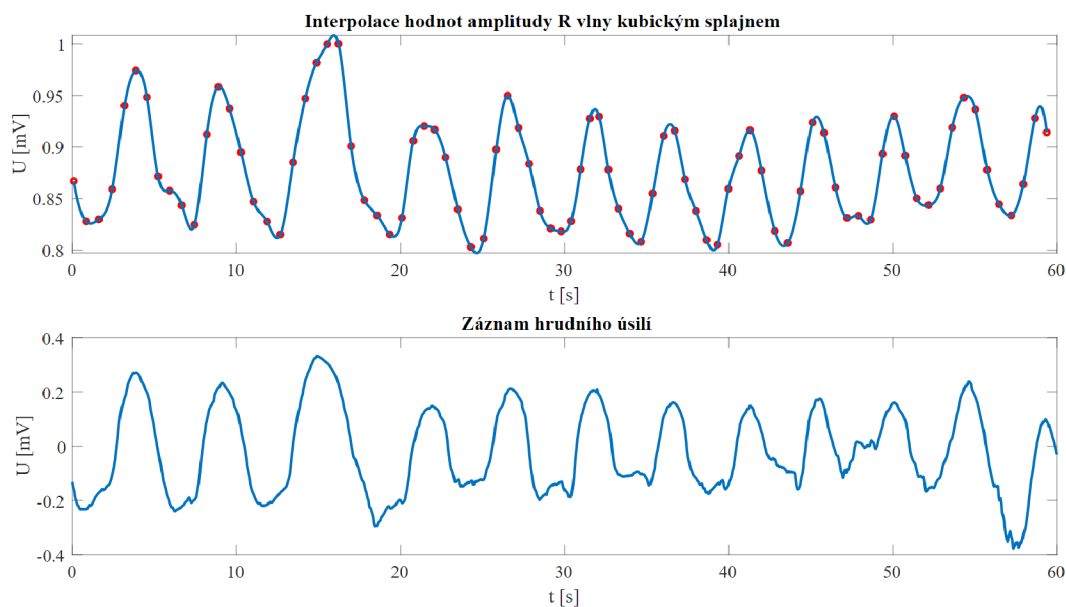
Tab. 3.3: Tabulka hodnocení metody pro pacienty mimo fyziologický rozsah

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	2,02	1,49	2,19
AE pomocí vrcholů	4,97	4,58	5,07
AE pomocí spektra	4,58	3,96	4,66

Nejvyšší chyba pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí byla přibližně 6 dechů za minutu. U pacientů mimo fyziologický rozsah byla maximální chyba přibližně 13 dechů za minutu.

Vlastní data

Při aplikaci na vlastní naměřená data byl postup vyhodnocování stejný. Jako referenční vektor počtu dechů byly použity hodnoty vypočítané nezávislým hodnotitelem z křivky hrudního úsilí. Hodnoty statistických parametrů jsou zapsány v tabulce 3.4. Ukázka odhadu společně se záznamem hrudního úsilí je na obrázku 3.10.



Obr. 3.10: Odhad dechové křivky na vlastních datech

Tab. 3.4: Tabulka hodnocení pro vlastní data metody výchylky R

	odhad/anotace	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,58	1
AE pomocí vrcholů	1,40	3,40
AE pomocí spektra	0,80	0,20

Nejnižší hodnoty statistických koeficientů byly mezi odhadem dechové frekvence pomocí spektra splajnu a záznamem hrudního úsilí, a to $\text{std} = 1$ a $\text{AE} = 0,2$. Průměrná dechová frekvence odhadu byla přibližně 13,5 dechů za minutu, referenčních záznamů pak 13,5 dechů za minutu. Průměrný korelační koeficient byl 0,6315, což poukazuje na jistou lineární závislost mezi signály.

Shrnutí

Křivka odhadnutá pomocí metody výchylky vlny R byla porovnána se záznamem impedance hrudníku. Při vizuálním porovnávání tvaru je vidět podobnost těchto dvou křivek a v odhadu jsou jasně viditelné nádechy a výdechy pacienta. Při korelační analýze byly výsledky spoluproměnlivosti nízké. Je to z důvodů časového posunu křivek a také proto, že kolísání výchylek nemusí dosahovat změn dostatečně velkých a tím nedochází k viditelnému kolísání odhadu.

Metoda měla poměrně nízkou celkovou chybovost v počtu dechů za daný časový úsek a proto by nejspíše mohla být použita v klinické praxi. Pro přesnější výsledky by bylo možné použít průměr odhadu dechových cyklů ze spektra a pomocí výchylek splajnu. U pacientů s dechovou frekvencí mimo fyziologický rozsah metoda vykazuje vyšší odchylky od referencí, které se pak projevují na vyšší celkové chybovosti.

Při aplikaci na vlastní naměřená data měla metoda nižší chybovost a to z důvodu dechové frekvence bližší fyziologickému rozsahu a tedy menší odchylku při odečítání dechové frekvence.

Při aplikaci na vlastní data měla metoda celkově lepší výsledky. U odhadu dechových cyklů pomocí vrcholů měla metoda nízkou chybovost u referenčního vektoru, ale vysokou u odhadu pomocí vrcholů záznamu hrudního úsilí. Toto je způsobeno chybnou detekcí peaků tohoto signálu.

3.6 Metoda odhadu pomocí RSA

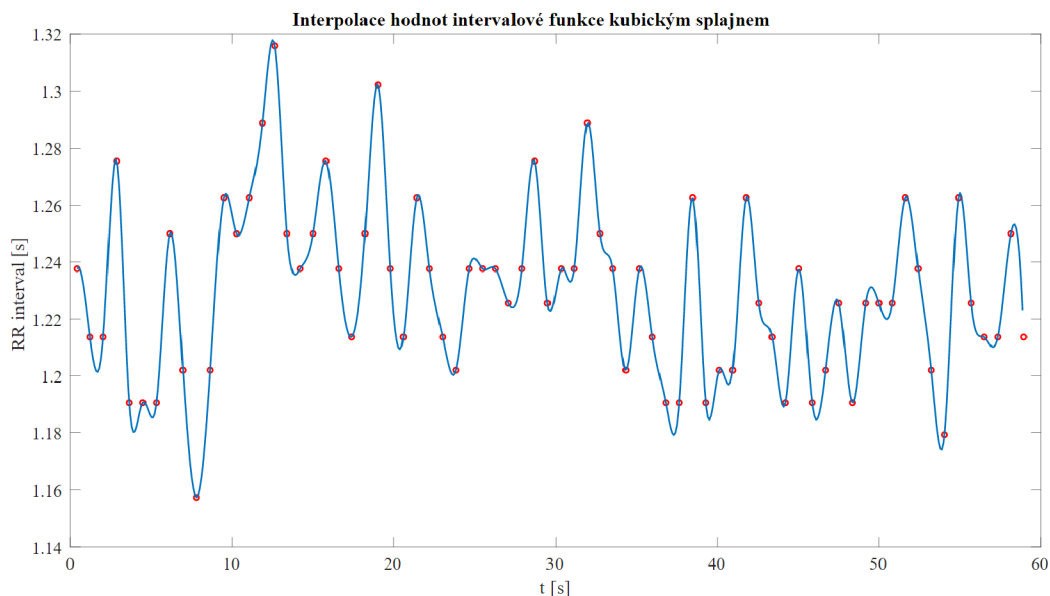
Metoda EDR založená na RSA se je postavena na analýze HRV (z anglického heart rate variability).

Analýza HRV je realizována pomocí pozic QRS komplexů, které byly následně přepočítány na intervaly R-R a byl sestaven inverzní intervalový tachogram. Z tachogramu byla posléze vytvořena inverzní intervalová funkce. Z těchto hodnot byla následně interpolací kubickým splajnem vytvořena křivka, která představuje odhad dechové aktivity. Výsledná křivka je zobrazena na obrázku 3.11.

Hodnocení metody

Ve výsledném splajnu byla pomocí analýzy spektra nalezena dominantní frekvence u každého desetivteřinového úseku. Výsledné počty dechových cyklů byly porovnány s anotacemi poskytnutého signálu. Následně byly spočítány hodnoty směrodatné odchylky a střední kvadratické chyby. Průměrné hodnoty těchto parametrů jsou zaznamenány v tabulce 3.5.

Nejnižší hodnoty těchto parametrů byly mezi odhadem a záznamem druhého anotátora a to $std = 1,46$ a $AE = 2,34$. Průměrná dechová frekvence u všech záznamů



Obr. 3.11: Odhad dechové křivky metodou RSA

Tab. 3.5: Tabulka hodnocení metody RSA

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,52	1,46	1,45
AE pomocí vrcholů	2,48	2,34	2,84
AE pomocí spektra	2,56	2,43	2,78

byla přibližně 17 dechů za minutu, frekvence odhadovaných křivek pak byla 17,5 dechu za minutu. Z odhadnuté křivky jsou viditelné nádechy a výdechy pacienta a je tedy srovnatelná s dechovou křivkou zaznamenanou pomocí impedance (obrázek 3.6). Průměrná korelace mezi odhadem dechové křivky a impedančním záznamem dechu byla potom 0,0018, což značí prakticky žádnou lineární závislost mezi těmito dvěma signály.

Pro vyhodnocení použitelnosti byla metoda aplikována na sety pacientů s dechovou frekvencí ve fyziologickém rozsahu a mimo něj. Statistické hodnoty jsou zobrazeny v tabulkách 3.6 a 3.7.

Je zřejmé, že u pacientů v rozmezí fyziologických hodnot dechu má metoda lepší výsledky. Nejvyšší chyba u těchto pacientů je přibližně 6 dechů za minutu, u pacientů mimo fyziologický rozsah je to 12 dechů za minutu.

Tab. 3.6: Tabulka hodnocení pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí

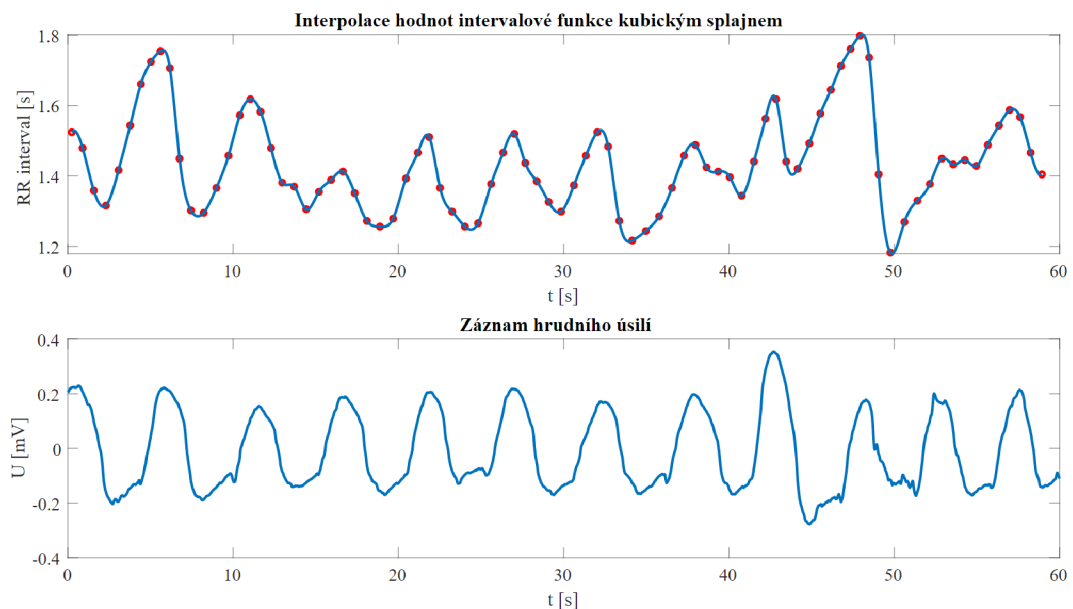
	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,23	1,17	1,28
AE pomocí vrcholů	1,86	1,84	2,27
AE pomocí spektra	1,98	1,95	2,21

Tab. 3.7: Tabulka hodnocení metody pro pacienty mimo fyziologický rozsah

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,59	1,26	2,05
AE pomocí vrcholů	4,82	4,25	5
AE pomocí spektra	4,64	4,12	4,16

Vlastní data

Při aplikaci na vlastní data probíhalo hodnocení stejně jako u dat z portálu Physi-oNet. Hodnoty statistických koeficientů jsou v tabulce 3.8. Ukázka odhadu dechové křivky společně se záznamem hrudního úsilí je zobrazen na obrázku 3.12.



Obr. 3.12: Odhad dechové křivky na vlastních datech

Tab. 3.8: Tabulka hodnocení pro vlastní data metody RSA

	odhad/anotace	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	0,55	1,64
AE pomocí vrcholů	1,40	3,80
AE pomocí spektra	2,20	3,20

Nejnižší hodnoty byly dosaženy u odhadu dechových cyklů pomocí vrcholů a referenčním anotačním záznamem, a to $\text{std} = 0,55$ a $\text{AE} = 1,4$. Korelační koeficient byl 0,2571, a korelace mezi těmito dvěma záznamy je tedy poměrně nízká.

Shrnutí

Křivka odhadnutá pomocí metody vzdáleností vln R byla porovnána se záznamem impedance hrudníku. Při vizuálním porovnávání tvaru je vidět podobnost těchto dvou křivek a v odhadu jsou viditelné nádechy a výdechy pacienta.

Metoda neměla vysokou celkovou chybovost, současně ale není ani příliš přesná a pro implementaci do klinické praxe je tedy spíše nevhodná. Při získávání dechové frekvence by ke zlepšení mohlo dojít při použití jiného způsobu odečtení nebo při posunu pásma detekce.

Při aplikaci na vlastní naměřená data měla metoda nižší chybovost. Toto je způsobeno menší databází a současně, hlavně u metody odhadu pomocí spektra, menší odchylkou od fyziologického rozsahu dechu.

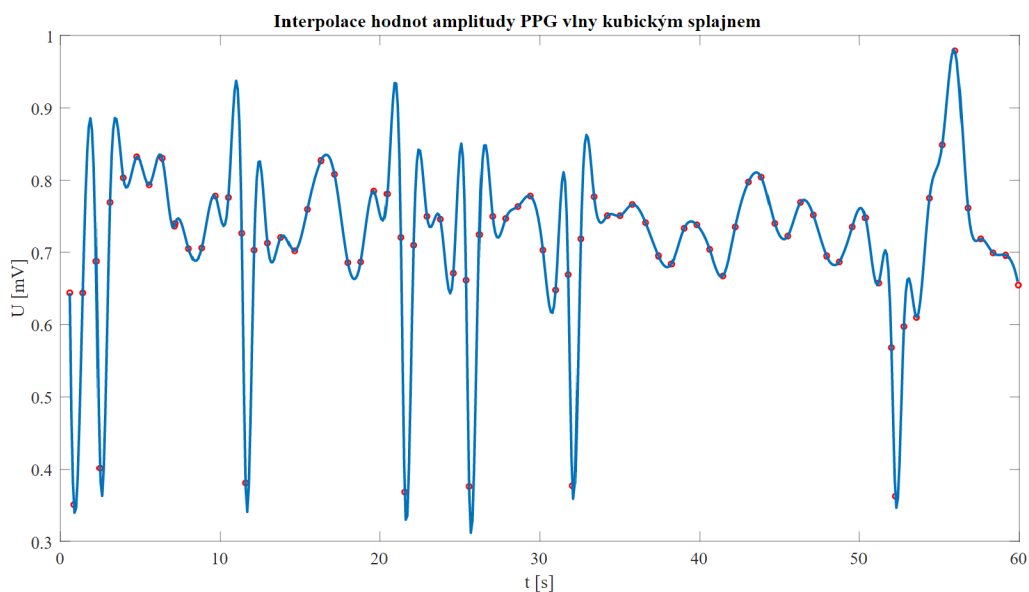
3.7 Metoda odhadu pomocí výchylky vlny PPG

Metoda odhadu pomocí výchylky vlny PPG je analogií metodě výchylky vlny R v signálu EKG.

U metody výchylky vlny PPG byly v signálu nalezeny polohy těchto vln a následně odečtena jejich reálná hodnota v signálu. Poté byl na získaný soubor výchylek aplikován kubický splajn, který vytvořil odhad dechové křivky. Ukázka minutového záznamu tohoto odhadu je zobrazena na obrázku 3.13.

Hodnocení metody

Z odhadnuté křivky bylo následně vypočítáno spektrum, ve kterém byla vybrána dominantní dechová frekvence v intervalu fyziologických hodnot. Tato hodnota byla posléze porovnána s referenčním záznamem. V tabulce 3.9 jsou vypsány koeficienty hodnocení pro tuto metodu.



Obr. 3.13: Odhad dechové křivky metodou výchylky vlny PPG

Tab. 3.9: Tabulka hodnocení metody výchylky PPG

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,33	1,13	1,05
AE pomocí vrcholů	2,45	2,28	2,87
AE pomocí spektra	2,52	2,35	2,81

Metoda dosahovala nejlepších hodnot mezi odhadem a záznamem druhého anotátora a to $\text{std} = 1,13$ a $\text{AE} = 2,28$. Průměrná dechová frekvence byla 19 dechů za minutu oproti průměru anotátorů 17,5 dechů za minutu. V křivce jsou viditelné dechové cykly a je poměrně podobná signálu impedance (obrázek 3.6). Průměrná korelace odhadů a dechové křivky pomocí impedance byla $-0,0689$, což reflektuje nízkou lineární závislost těchto dvou signálů.

Pro lepší zhodnocení univerzálnosti metody byly vypočítány statistické koeficienty pro pacienty s dechovou frekvencí v rozsahu fyziologických hodnot a mimo ně. Tyto hodnoty jsou zapsány s v tabulkách 3.10 a 3.11.

Je vidět, že metoda má větší úspěšnost na pacientech s dechovou frekvencí v rozmezí fyziologických hodnot. Nejvyšší odchylka od reference u těchto pacientů je 4,5 dechu za minutu. U podlimitních pacientů je to 13,37 dechu za minutu.

Tab. 3.10: Tabulka hodnocení pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí

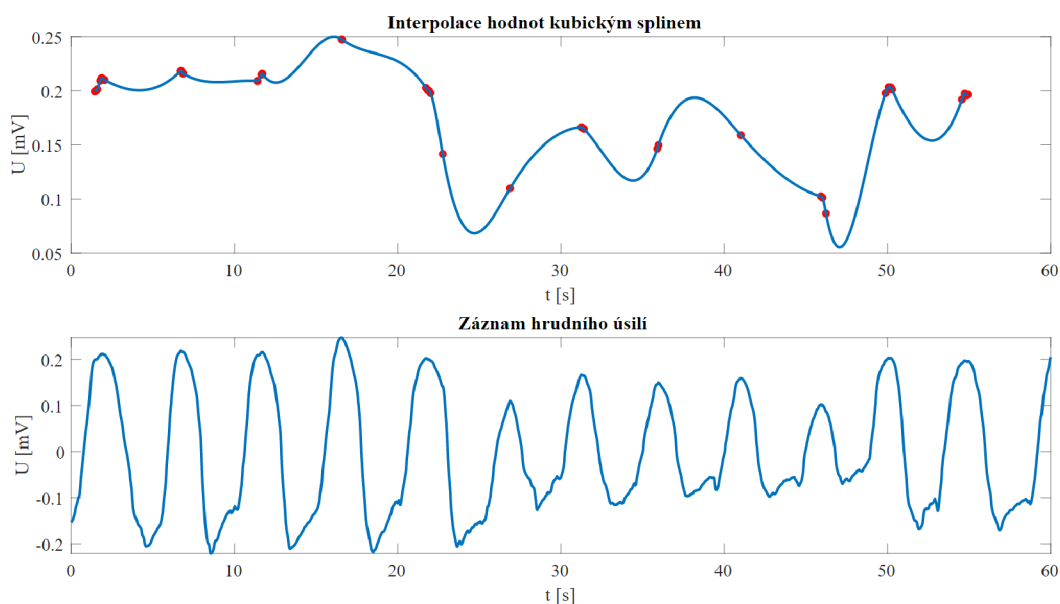
	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,12	1,07	1,10
AE pomocí vrcholů	1,63	1,61	2,17
AE pomocí spektra	1,75	1,72	2,12

Tab. 3.11: Tabulka hodnocení metody pro pacienty mimo fyziologický rozsah

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,85	1,53	1,86
AE pomocí vrcholů	5,56	4,83	5,53
AE pomocí spektra	5,23	4,56	5,07

Vlastní data

Při aplikaci na vlastní data probíhalo hodnocení stejně jako u dat z portálu Physio-Net. Hodnoty statistických koeficientů jsou v tabulce 3.12. Ukázka odhadu dechové křivky společně se záznamem hrudního úsilí je zobrazen na obrázku 3.14.



Obr. 3.14: Odhad dechové křivky pro vlastní data

Tab. 3.12: Tabulka hodnocení pro vlastní data metody výchylky PPG

	odhad/anotace	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,87	0,89
AE pomocí vrcholů	4	1,60
AE pomocí spektra	6,80	7,80

Nejnižších hodnot dosahovala metoda odhadu dechové frekvence pomocí vrcholů splajnu a vrcholů záznamu hrudního úsilí, a to $\text{std} = 0,89$ a $\text{AE} = 1,6$. Korelační koeficient mezi odhadem a hrudním úsilím je 0,2334.

Shrnutí

Křivka odhadu pomocí výchylky vlny PPG byla porovnána s naměřeným záznamem impedance, který sloužil jako referenční křivka. Při vizuálním porovnání je vidět podobnost obou křivek. V odhadu jsou viditelné nádechy i výdechy pacienta a chybovost detekce dechových cyklů je poměrně nízká. V křivce jsou zároveň však viditelné velké výchylky, které sice nijak neovlivňují detekci dechových cyklů, současně ale nenesou prakticky žádnou informaci o skutečné dechové aktivitě. Příčinou by mohlo být špatné určení peaků v signálu PPG.

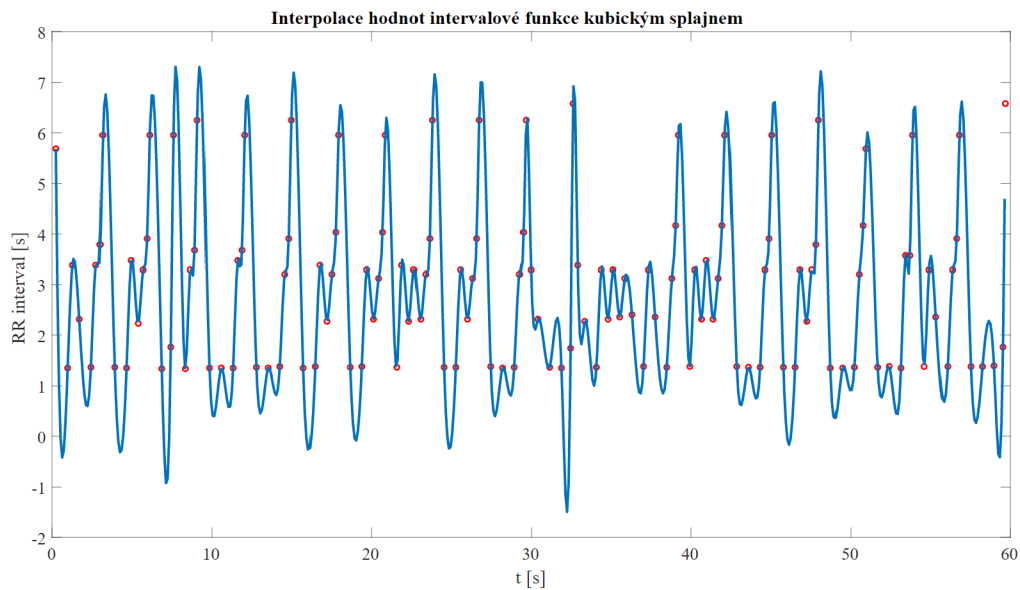
Korelace referenčního signálu a odhadu není vysoká a proto je metoda spíše vhodná pro hodnocení pravidelnosti dýchání než pro hodnocení kvality dechové aktivity.

3.8 Metoda odhadu pomocí vzdáleností vln PPG

Tato metoda je analogií metody založenou na RSA. Jejím základem je detekce vrcholů vln PPG. Následně byl vypočten intervalový tachogram, ze kterého byla posléze vypočítána inverzní intervalová funkce. Z hodnot této funkce byla pomocí interpolace vytvořena křivka, která představuje odhad křivky dechové. Ukázka této křivky je na obrázku 3.15.

Hodnocení metody

Z odhadnuté křivky bylo následně vypočítáno spektrum, ve kterém byla vybrána dominantní dechová frekvence v intervalu fyziologických hodnot. Tato hodnota byla posléze porovnána s referenčním záznamem. V tabulce 3.13 jsou vypsané koeficienty hodnocení pro tuto metodu.



Obr. 3.15: Odhad dechové křivky metodou vzdáleností vln PPG

Tab. 3.13: Tabulka hodnocení metody vzdáleností vln PPG

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,32	1,22	1,79
AE pomocí vrcholů	2,83	2,62	3,20
AE pomocí spektra	4,18	2,62	1

Metoda dosahovala nejlepších hodnot mezi odhadem a záznamem druhého anotátora a to $\text{std} = 1,22$ a $\text{AE} = 2,54$. V křivce jsou viditelné dechové cykly a je poměrně podobná křivce impedance (obrázek 3.6). Korelační koeficient byl 0,0378, což poukazuje na nízkou míru lineární závislosti mezi signály.

Pro lepší zhodnocení univerzálnosti metody byly vypočítány statistické koeficienty pro pacienty s dechovou frekvencí v rozsahu fyziologických hodnot a mimo ně. Tyto hodnoty jsou zapsány s v tabulkách 3.14 a 3.15.

U pacientů s dechovou frekvencí má metoda nižší chybovost u detekce pomocí vrcholů. U odhadu frekvence ze spektra splajnu pak má metoda srovnatelné výsledky na pacientech s fyziologickou dechovou frekvencí a pacientech mimo ni. Nejvyšší chyba u fyziologických pacientů je 7,25 dechu za minutu, u podlimitních pacientů pak 12,38 dechu za minutu.

Tab. 3.14: Tabulka hodnocení pro pacienty s fyziologickou dechovou frekvencí

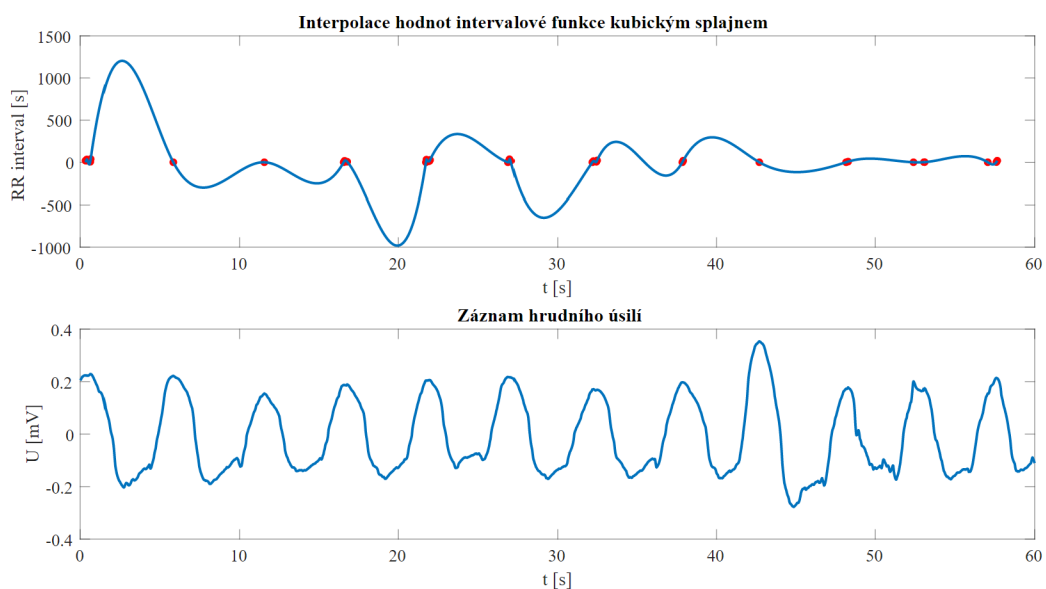
	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,09	1,06	1,13
AE pomocí vrcholů	1,66	1,65	2,10
AE pomocí spektra	4,91	4,99	0

Tab. 3.15: Tabulka hodnocení metody pro pacienty mimo fyziologický rozsah

	odhad/anotace 1	odhad/anotace 2	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,82	1,39	2,13
AE pomocí vrcholů	5,66	4,95	5,61
AE pomocí spektra	4,32	4,16	0

Vlastní data

Při aplikaci na vlastní data probíhalo hodnocení stejně jako u dat z portálu Physio-Net. Hodnoty statistických koeficientů jsou v tabulce 3.12. Ukázka odhadu dechové křivky společně se záznamem hrudního úsilí je zobrazen na obrázku 3.16.



Obr. 3.16: Odhad dechové křivky z vlastních dat

Tab. 3.16: Tabulka hodnocení pro vlastní data metody výchylky PPG

	odhad/anotace	odhad/hrudní úsilí
směrodatná odchylka	1,30	1,52
AE pomocí vrcholů	2,80	1,20
AE pomocí spektra	6,20	7,20

Nejlepších výsledků metoda dosahovala u odhadu dechové frekvence pomocí vrcholů a to $\text{std} = 1,52$ a $\text{AE} = 1,20$. Korelační koeficient mezi odhadem a záznamem hrudního úsilí byl 0,1146.

Shrnutí

Křivka odhadnutá metodou vzdáleností vln PPG byla porovnána s referenční dechovou křivkou impedance hrudníku. Po vizuální stránce jsou si křivky podobné a v odhadu je možné vidět nádechy a výdechy pacienta. Některé úseky signálu mají vyšší frekvenci a může zde docházet k falešným detekcím cyklů, případně by při analýze mohly tyto úseky být klasifikovány jako abnormální dechová aktivita. Tyto úseky jsou spojené pravděpodobně s chybnou detekcí vln PPG, potažmo špatným přepočtem inverzní intervalové funkce.

Zároveň byl porovnáván počet dechových cyklů splajnu a počet cyklů podle dvou anotátorů. Jako přesnější se ukázala metoda odhadu pomocí výchylek odhadnutého signálu, a to s odchylkou kolem 2,5 dechu za minutu.

3.9 Diskuze výsledků

Výsledkem realizace výše popsaných metod byly odhady dechových křivek. Jako referenční signály pro hodnocení dechové frekvence byly použity vektory s polohou jednotlivých dechových cyklů, ze kterých byla vypočtena dechová frekvence úseku, a záznam hrudní impedance. Jako hlavní parametr hodnocení byl vybrán odhad dechové frekvence a korelace se záznamem hrudního úsilí. Pro tento účel byl vybrán Pearsonův korelační koeficient, který udává míru lineární závislosti mezi signály. Tato statistická veličina byly počítána pro každý minutový úsek signálů. Jako nejlepší se ukázala metoda odhadu pomocí výchylky R vlny ze signálu EKG s korelací 0,1429.

Dalším parametrem hodnocení byla přesnost odhadu dechové frekvence. Pro tento účel se opět ukázala jako nejpřesnější metoda výchylky vlny R s absolutní chybou přibližně 2 dechy za minutu. Průměrné chyby pro jednotlivé metody jsou zapsány v tabulce 3.17.

Tab. 3.17: Tabulka celkových chyb pro jednotlivé metody

metoda	průměrná chyba vrcholů	průměrná chyba spektra
výchylka vlny R	2,21	2,20
RSA	2,55	2,59
výchylky vlny PPG	2,53	2,56
vzdálenost vlny PPG	2,88	2,77

Z tabulky 3.17 je vidět, že způsob získu dechové frekvence pomocí spektra a pomocí vrcholů má podobnou absolutní chybu. Pro rychlejší a méně náročnou analýzu je však vhodnější získ pomocí vrcholů, kvůli menší výpočetní náročnosti.

Pro lepší zobrazení univerzálnosti metod byly počítány výše zmíněné statistické hodnoty pro pacienty s dechovou frekvencí v rozsahu fyziologických hodnot a pacienty mimo tento rozsah. Je to z důvodu způsobu získu dechové frekvence jako peaku v odhadu křivky, jehož vzdálenost je nastavena na 2 vteřiny, a pak na způsob získu ze spektra odhadu, ve kterém byl vybráno právě fyziologické rozpětí dechu.

U pacientů kteří mají normální dechovou frekvenci jsou odchylky od referencí nižší než u podlimitních pacientů. Výjimkou je metoda odhadu pomocí vzdáleností vlny PPG kdy jsou hodnoty u odhadu pomocí spektra podobné. Tyto poměrně velké rozdíly jsou způsobeny tím, že při odhadu pomocí peaků ze spaljnu dochází k

detekci náhodného zákmitu. Tento nedostatek by bylo možné potlačit změnou okna pro detekci nebo lepším nastavením prahu pro určení maxima.

U určení frekvence ze spektra splajnu je hlavní příčinou špatného odhadu počtu dechových cyklů rozsah, ve kterém je hledáno maximum. U pacientů s nižší dechovou frekvencí je nalezen dominantní kmitočet zpravidla ve vyšších hodnotách. Mohou to být náhodné pohyby pacienta, které se prokreslují do záznamu EKG nebo PPG, ze kterého je odhad určován. Tento nedostatek byl částečně eliminován rozšířením oblasti detekce maxima spektra na rozsah od 5 do 20 dechů za minutu. Tento krok sice snížil celkovou chybovost a je tedy z pohledu použitelnosti lepší, nicméně u pacientů s fyziologickou frekvencí ojediněle dochází k zaznamenání nižší frekvence než je skutečnost. I přesto, že je pásmo detekce navrženo tak, aby do něj spadali všichni pacienti, záznamy s dechovou frekvencí mimo fyziologický rozsah výrazně snižují celkovou chybovost.

Odchyly u pacientů s dechovou frekvencí mimo fyziologický rozsah pak poměrně výrazně zhoršují celkové odchyly i přesto, že těchto pacientů je podstatně méně.

3.9.1 Srovnání s odbornými pracemi

Carolina Varon a kolektiv

V roce 2020 publikoval kolektiv Caroliny Varon článek popisující několik metod odhadu dechových křivek. Jako data pro testování algoritmů byly použity tři typy záznamů. První byl pro stresovou situaci a byl označen jako *Drivers*. Druhý byl pro klidové situaci při sledování filmu *Fantasia*. Třetí byl pro spánek. Jednou z metod pro odhad dechové křivky byla výchylka vlny R. Pro tuto metodu vycházel Pearsonův korelační koeficient byl přibližně 0,7965, průměrná celková chyba se pak pohybovala kole tří dechů za minutu. Tato hodnota však byla výrazně ovlivněna datasetem *Drivers*, kdy se subjekty hodně pohybovaly [10].

Jesus Lazaro a kolektiv

V roce 2012 byla publikována práce na téma odhadu dechové křivky pomocí šířky pulzu PPG kolektivem Jesuse Lazara. Data pocházela ze 17 dobrovolníků, kteří 4 minutu seděli, 5 minut seděli s nakloněnou hlavou do 70° a 4 minuty opět seděli rovně. Průměrná chyba u této metody byla přibližně 0,17 dechu za minutu [30].

Schmidt M. a kolektiv

V roce 2017 byl publikován článek kolektivem Marcuse Schmidta popisující postup odhadu dechové křivky pomocí metod RSA a výchylky vlny R. Jako data byly

použity záznamy od pacientů trpících schizofrenií. U metody odhadu pomocí RSA byla korelace rovna 0,8334. U metody odhadu pomocí R vlny pak 0,9648 [31].

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo vytvoření metod odhadu dechové křivky ze signálu EKG a PPG. Algoritmy těchto metod mají za účel snížit počet přístrojů sledující životní pochody pacienta při dlouhodobém monitorování, kdy je současně žádoucí sledovat srdeční i respirační aktivitu. Dalším podnětem pro vytvoření těchto postupů je možnost dopočítávání dechové křivky zpětně u pacientů, u kterých respirační úsilí nebylo zaznamenáváno.

Před realizací metod odhadu byla vypracována literární rešerše na téma daného problému. Tato část se zabývá anatomii a fyziologií respiračního a kardiovaskulárního systému a metod snímání jejich aktivity. Ve druhé části byly představeny základní metody odhadu dechové křivky ze záznamu EKG a PPG. Pro každý signál byly v praktické části použity dvě metody.

Třetí, praktická, část se zabývá algoritmickou implementací dvou metod popsaných v teoretické části. Pro signál EKG byly vybrány metody odhadu pomocí výchylky vlny R a vzdálenosti vln R, pro signál PPG pak jejich analogie, výchylka vlny PPG a vzdálenost vln PPG. Jako prostředí pro implementaci algoritmů byl vybrán MATLAB 2020a. Záznamy použité pro testování algoritmů byly získány z databáze PhysioNet. Odhadnuté křivky byly hodnoceny pomocí referenčních signálů, přiložených u záznamů, což byly dva vektory značící pozice nádechů a vektor hrudní impedance. Jako koeficienty přesnosti odhadu byly zvoleny Pearsonův korelační koeficient, směrodatná odchylka a absolutní chyba. Jako nejpřesnější byla vyhodnocena metoda odhadu na základě výchylky R vlny.

Po aplikaci na poskytnutou databázi, byly algoritmy otestovány na vlastních datech, které se skládaly z II. svodu signálu EKG, záznamu PPG z pravého ukazováčku a záznamu dýchacího úsilí snímaného pomocí pásu umístěného přes hrudník. Na těchto datech byla také nejpřesnější metoda výchylky R vlny ze signálu EKG.

Metody celkově neměly příliš vysokou chybovost, současně však u některých záznamů selhávají a proto by se daly vylepšit změnou parametrů detekce dechových cyklů, případně úpravou způsobu získání odhadu dechové křivky.

Literatura

- [1] WARD, Jeremy P. T. a R. W. A. LINDEN. *Physiology at a glance.*, 2nd ed. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell Pub., 2008. At a glance series (Oxford, England). ISBN 978-1-4051-7723-8.
- [2] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [3] ČIHÁK, Radomír, Rastislav DRUGA a Miloš GRIM. *Anatomie 3*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-1132-4.
- [4] ČECH, Svatopluk a Drahomír HORKÝ. *Histologie a mikroskopická anatomie pro bakaláře*. 2., přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2011. ISBN 978-80-210-5544-5.
- [5] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [6] CECIL, Russell L., Lee GOLDMAN a Andrew I. SCHAFER. *Goldman's Cecil medicine*. 24th ed. Philadelphia: Elsevier/Saunders/, c2012. ISBN ISBN 978-1-4377-1604-7.
- [7] GRIM, Miloš, Ondřej NAŇKA a Ivan HELEKAL. *Atlas anatomie člověka*. Praha: Grada, 2017. ISBN 978-80-247-4156-7.
- [8] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-247-1963-4.
- [9] BERRY, Richard B. *Fundamentals of sleep medicine*. Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders, c2012. ISBN 978-1-4377-0326-9.
- [10] VARON, C., MORALES, J., LÁZARO, J. et al. *A Comparative Study of ECG-derived Respiration in Ambulatory Monitoring using the Single-lead ECG*. Sci Rep 10, 5704 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-62624-5>
- [11] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [12] ALLEN, John. *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*. Physiological Measurement [online]. 2007, 28(3), R1-R39 [cit. 2021-01-05]. ISSN 0967-3334.

- [13] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I.* Brno: CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 80-85867-63-x.
- [14] MOODY et al GB. *Derivation of respiratory signals from multi-lead ecgs* . Proc Computers in cardiology 1985; 12(1985):113–116.
- [15] HELFENBEIN, Eric, Reza FIROOZABADI, Simon CHIEN, Eric CARLSON a Saeed BABAEIZADEH. *Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: A review*. Journal of Electrocardiology [online]. 2014, 47(6), 819-825. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2014.07.020. ISSN 00220736.
- [16] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*, elektronická skripta VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012.
- [17] HUANG, N. E. et al. *The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis*. Proceedings of the Royal Society A Mathematical Physical and Engineering Sciences. 1998, 454, 1971, s. 903–995. ISSN 13645021.
- [18] HONG, Ying-Yi, Ti-Hsuan YU a Ching-Yun LIU. *Hour-Ahead Wind Speed and Power Forecasting Using Empirical Mode Decomposition*. Energies [online]. 2013, 6(12), 6137-6152. ISSN 1996-1073.
- [19] RILLING, G. et al. *On empirical mode decomposition and its algorithms*. In IEEE-EURASIP Workshop on Nonlinear Signal and Image Processing NSIP, 3, s. 8–11, 2003.
- [20] LANGLEY, P., E.J. BOWERS a A. MURRAY. *Principal Component Analysis as a Tool for Analyzing Beat-to-Beat Changes in ECG Features: Application to ECG-Derived Respiration*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online]. 2010, 57(4), 821-829. ISSN 0018-9294.
- [21] RONZHINA, Marina *Analýza hlavních komponent*. Přednáška. Brno: VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018.
- [22] MILITKÝ, Jiří *Analýza hlavních komponent - PCA*. Přednáška. Katedra textilních materiálů, Technická Universita, Liberec, 2018.
- [23] SMITH, Lindsay I. *A tutorial on Principal Components Analysis*. New Zealand: University of Otago, Department of Computer Science, 2002.
- [24] VYSKOČIL, Jiří *Kubický spline*. Přednáška, Katedra fyzikální elektroniky, FJFI - ČVUT Praha, 2017.

- [25] NAJZAR, Karel. *Základy teorie splinů*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 8024612879.
- [26] PIMENTEL, Marco A. F., Alistair E. W. JOHNSON, Peter H. CHARLTON, Drew BIRRENKOTT, Peter J. WATKINSON, Lionel TARASSENKO a David A. CLIFTON. *Toward a Robust Estimation of Respiratory Rate From Pulse Oximeters*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online]. 2017, 64(8), 1914-1923 [cit. 2020-12-11]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2016.2613124
- [27] PAN, Jiapu a Willis J. TOMPKINS. *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online]. 1985, BME-32(3), 230-236. ISSN 0018-9294.
- [28] SEDGHAMIZ, Hooman, *Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS detector*. 2014. DO 10.13140/RG.2.2.14202.59841.
- [29] FISHER, Ronald Aylmer. *Statistical methods for research workers*. 13th ed., rev. Edinburgh: Oliver and Boyd, 1958. Biological monographs and manuals.
- [30] LÁZARO, Jesús, Eduardo GIL, Raquel BAILON, Ana MINCHOLÉ a Pablo LAGUNA. *Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width*. Medical and Biological Engineering and Computing [online]. 2013, 51(1-2), 233-242 [cit. 2021-5-26]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-012-0954-0
- [31] Schmidt M, Schumann A, Müller J, Bär KJ, Rose G. *ECG derived respiration: comparison of time-domain approaches and application to altered breathing patterns of patients with schizophrenia*. *Physiol Meas*. 2017 Apr;38(4):601-615. doi: 10.1088/1361-6579/aa5feb. Epub 2017 Feb 10. PMID: 28186496.

A Obsah elektronické přílohy

```
/chmela_radek_BP_priloha ..... kořenový adresář přiloženého souboru
├── Odhad dechové křivky ze signálů EKG a PPG..... složka obsahující skripty
│   ├── pan_tompkin.m..... skript Pan-Tompkin s plnou implementací
│   ├── vychylka_R.m.... skript pro výpočet dechové křivky pomocí výchylky R vlny
│   ├── RSA.m..... skript pro výpočet dechové křivky pomocí RSA
│   ├── vychylka_PPG.m... skript pro výpočet dechové křivky pomocí výchylky PPG
│   │   vlny
│   ├── vzdalenost_PPG.m.... skript pro výpočet dechové křivky pomocí vzdálenosti
│   │   PPG vlny
│   ├── limit.mat..... několik signálů pacientů s fyziologickou dechovou frekvencí
│   ├── pod_limit.mat..... několik signálů pacientů s dechovou frekvencí mimo
│   │   fyziologický rozsah
│   ├── README.txt ..... textový soubor, který popisuje způsob získu signálů a jejich
│   │   vlastnosti
│   └── vlastni_data..... složka obsahující realizaci skriptů na vlastních datech
│       ├── pan_tompkin.m ..... skript Pan-Tompkin s plnou implementací
│       ├── vychylka_R_vlastni.m..... skript pro výpočet dechové křivky pomocí
│       │   výchylky R vlny
│       ├── RSA_vlastni.m ..... skript pro výpočet dechové křivky pomocí RSA
│       ├── vychylka_PPG_vlastni.m.... skript pro výpočet dechové křivky pomocí
│       │   výchylky PPG vlny
│       ├── vzdalenost_PPG_vlastni.m... skript pro výpočet dechové křivky pomocí
│       │   vzdálenosti PPG vlny
│       ├── record1.mat..... záznam 1 ze systému BIOPAC
│       ├── record2.mat..... záznam 2 ze systému BIOPAC
│       ├── pocty1.mat..... vektor s počty dechových cyklů pro záznam 1
│       ├── pocty2.mat..... vektor s počty dechových cyklů pro záznam 2
│       └── readme.txt ..... textový komentář k záznamům
```