

Univerzita Hradec Králové
Přírodovědecká fakulta
Katedra fyziky

Praktické aplikace balistokardiografického signálu v medicíně

Diplomová práce

Autor: Jan Loskot
Studijní program: N1701 Fyzika
Studijní obor: Fyzikální měření a modelování
Vedoucí práce: Mgr. Filip Studnička, Ph.D.

Hradec Králové

2015

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval (pod vedením vedoucího práce) samostatně a s použitím uvedené literatury.

V Hradci Králové dne 17. 2. 2015

Jan Loskot

Poděkování

Děkuji Mgr. Filipu Studničkovi, Ph.D., vedoucímu diplomové práce, za jeho ochotu, čas a cenné rady, které mi pomohly ke zdárnému dokončení této práce. Dále děkuji RNDr. Danielu Jezberovi za doporučení studijních podkladů pro tuto práci.

Anotace

LOSKOT, Jan. *Praktické aplikace balistokardiografického signálu v medicíně*. Hradec Králové, 2015. Diplomová práce. Univerzita Hradec Králové, Přírodovědecká fakulta, Katedra fyziky. 55 s.

Diplomová práce popisuje možnosti využití balistokardiografických signálů při studiu činnosti kardiovaskulárního systému a monitorování zdravotního stavu pacientů. Teoretická část práce vysvětluje principy, na nichž je balistokardiografie založena, uvádí výhody této výzkumné metody a upozorňuje na obtíže s touto metodou spojené. Dále jsou představeny současné směry balistokardiografického výzkumu; jsou zde popsány různé druhy zařízení pro snímání drobných tělesných pohybů i rozličné přístupy ke zpracování číslicových signálů získaných balistokardiografickými měřeními. V praktické části práce jsou zkoumány signály naměřené na různých pacientech a navrženy algoritmy pro automatickou detekci srdečních arytmií z balistokardiografických signálů.

Klíčová slova

balistokardiografie, srdeční arytmie, detekce arytmií, autokorelační funkce

Annotation

LOSKOT, Jan. *Practical Applications of Ballistocardiographic Signal in Medicine*. Hradec Králové, 2015. Diploma Thesis. University of Hradec Králové, Faculty of Science, Department of Physics. 55 pp.

The diploma thesis describes possibilities of using ballistocardiographic signals for study of cardiovascular system function and for patients' health status monitoring. The theoretical part explains principles on which the ballistocardiography is based, indicates advantages of this research method and draws attention to difficulties associated with this method. Current ballistocardiographic research directions are further presented; various types of devices for small body movements sensing and various approaches to processing digital signals obtained by ballistocardiographic measurements are described here. In the practical part of the thesis signals measured on various patients are examined and algorithms for automatic cardiac arrhythmias detection from ballistocardiographic signals are designed.

Keywords

ballistocardiography, cardiac arrhythmia, arrhythmia detection, autocorrelation function

Obsah

Úvod	9
1 Základní principy balistokardiografie	10
2 Historický vývoj balistokardiografie	10
3 Současné směry balistokardiografického výzkumu	12
3.1 Detekce úderů srdce a výpočet srdeční frekvence	12
3.2 Studium časového průběhu srdečního cyklu	14
3.3 Detekce srdečních arytmií	15
3.4 Určování dechové frekvence	15
3.5 Monitorování pohybové aktivity pacientů	16
3.6 Měření rychlosti šíření pulzní vlny a monitorování krevního tlaku	16
3.7 3D balistokardiografie v prostředí mikrogravitace	17
3.8 Využití BCG při výuce	18
3.9 Další směry výzkumu	18
4 Základní poznatky o činnosti srdce	20
5 Analýza biomedicínských dat	22
5.1 Data naměřená kapacitními senzory	22
5.2 Porovnání ECG signálů různých pacientů	23
5.3 Souvislosti mezi ECG, BCG a signály z kapacitních senzorů	27
5.4 Studium signálů za pomoci průměrování	31
5.5 Výpočty korelačních koeficientů	33
5.6 Automatická detekce arytmií z BCG signálu	36
5.6.1 Detekce arytmií pomocí korelací autokorelačních funkcí	36

5.6.2	Detekce arytmíí pomocí součtů druhých mocnin hodnot autokorelačních funkcí	38
5.6.3	Zhodnocení algoritmů	40
Závěr		43
Použité zdroje		44
Přílohy		48
	Algoritmus detekce arytmíí pomocí korelací autokorelačních funkcí	49
	Algoritmus detekce arytmíí pomocí součtů druhých mocnin hodnot autokorelačních funkcí	54

Úvod

V posledních letech dochází na světových pracovištích k rozvoji balistokardiografie (BCG) - výzkumné metody založené na neinvazivním snímání pohybů lidského těla vznikajících zejména v důsledku činnosti kardiovaskulárního systému [1]. Tyto drobné pohyby v sobě nesou cenné informace o stavu srdce a cév, BCG proto může být použita jako vhodný doplněk elektrokardiografie (ECG), která se zaměřuje na elektrickou aktivitu srdce. BCG nabízí i další možnosti využití: z naměřených dat lze například určit dechovou frekvenci pacienta či monitorovat jeho pohybovou aktivitu na lůžku.

Balistokardiografické výzkumy probíhají již několik let též na Univerzitě Hradec Králové (UHK). Přírodovědecká fakulta UHK má odborníky na tuto oblast, disponuje zařízením potřebným pro snímání BCG signálů a také spolupracuje s dalšími pracovišti. Z těchto důvodů autor uvítal možnost se ve své diplomové práci věnovat právě tomuto tématu. Cílem práce bylo seznámit se s principy a současným stavem balistokardiografie a přispět k dalšímu rozvoji této výzkumné metody.

BCG se vyznačuje multidisciplinaritou: spojuje v sobě poznatky zejména z elektroniky, matematiky a fyziky, zpracování číslicových signálů a biologie. Přístroje založené na této metodě nachází uplatnění především ve zdravotnických zařízeních, kde mohou být užitečnou pomůckou zdravotnického personálu pro rychlá vyšetření pacientů i pro dlouhodobější sledování jejich zdravotního stavu.

Diplomová práce je rozčleněna do pěti kapitol. V první kapitole jsou popsány základní principy BCG, následující kapitola je věnována historii BCG od jejích počátků až po výhled do nadějně budoucnosti této metody. Podrobnější popis současných směrů BCG výzkumů na českých i zahraničních pracovištích je předmětem třetí kapitoly. Ve čtvrté kapitole je vysvětlena činnost srdce, jejíž znalost je nezbytná pro správnou interpretaci BCG signálů. Zvláštní pozornost je věnována souvislostem mezi průběhem ECG signálu a mechanickou odezvou srdečního svalu. Tématem poslední kapitoly je analýza naměřených dat, která měl autor k dispozici, a popis algoritmů navržených autorem pro detekci srdečních arytmií. Zdrojové kódy těchto algoritmů jsou uvedeny v přílohách.

1 Základní principy balistokardiografie

Balistokardiografie je mechanická metoda sloužící především k získávání informací o pohybech lidského těla způsobených činnostmi srdce a následným prouděním krve v krevním řečišti [1]. Snímání těchto pohybů je založeno na využití třetího Newtonova zákona, tzv. principu akce a reakce, který říká, že proti každé akci působí stejně velká reakce opačného směru. V případě činnosti kardiovaskulárního systému považujeme za akci působení těla určitou silou na krev, reakcí je tudíž silové působení krve na tělo [2], čímž vznikají drobné pohyby, které jsou snímány senzory umístěnými vně pacienta. BCG díky tomu řadíme mezi neinvazivní vyšetřovací metody.

V lidském těle probíhají i další druhy pohybů, např. pohyby způsobené dýcháním, peristaltika či nervové záškuby [3]. Tyto pohyby bývají z hlediska snímání BCG signálu považovány za rušivé, ale jak bude uvedeno dále, BCG umožňuje studovat a prakticky využívat i některé z těchto zdánlivě nežádoucích složek signálu.

Obecným problémem při analýze BCG signálů je skutečnost, že BCG signály jsou citlivé na rušení vyvolané pohyby pacienta a okolního personálu, vibracemi ze stavebních prací v blízkém okolí, elektromagnetickým polem elektrických rozvodů apod. Tvar BCG signálu je ovlivněn také rozdílnými tělesnými proporcemi jednotlivých pacientů, polohou pacienta vůči sensorům mechanických pohybů či vrstvou oblečení zhoršující přenos mechanických vibrací [4].

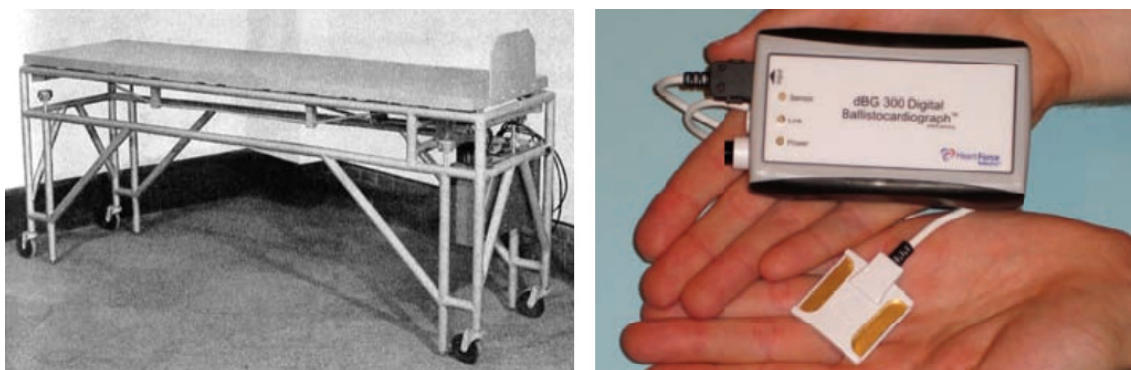
2 Historický vývoj balistokardiografie

První experimenty v oblasti BCG probíhaly již od roku 1877. Za průkopníka BCG je považován J.W. Gordon [1], jehož experimentální aparatura sestávala z lůžka zavěšeného pod stropem, na něž pokládal pacienty. Gordon zjistil, že lůžko vykonává jemné pohyby s frekvencí odpovídající srdeční frekvenci pacienta. Na Gordonovu práci navázali svými experimenty další výzkumníci, avšak záznam a zkoumání BCG pohybů v tehdejší době přinášely značné technické obtíže [3], takže zájem o balistokardiografii na několik desetiletí pohl. Vzkříšení BCG přinesl až po roce 1939 Isaac Starr, považovaný za zakladatele moderní balistokardiografie [2]. Starr obdobně jako jeho předchůdci používal zavěšené lůžko, pohyb lůžka byl s využitím otočného čepu zakreslován na rotující válec [3].

K rozšíření BCG přispěl W. Dock, který navrhl balistokardiograf použitelný v běžných lékařských ordinacích. Díky tomu bylo získáno velké množství dat od dobrovolníků i pacientů, což bylo stimulem pro exaktnější vyhodnocování výsledků měření. Zpočátku byly naměřené BCG křivky vyhodnocovány pouze kvalitativně: byla stanovena empirická subjektivní pravidla platící pro „normální“ BCG křivku a zavedena klasifikace abnormality křivek v případě srdečních onemocnění.

Významným pokrokem byl v 60. letech nástup kvantitativní balistokardiografie (Q-BCG), která umožňovala vyjádřit výsledky měření v jednotkách síly, tj. newtonech. Na rozvoji Q-BCG se významně podílel i český kardiolog Zdeněk Trefný. Sestrojil přenosný přístroj pro měření vsedě, který sloužil zejména pro výzkum závislosti síly srdečního stahu na věku, hmotnosti, fyzické aktivitě aj. [2].

V následujících letech byla BCG zastíněna jinými diagnostickými metodami, např. elektrokardiografií (ECG) nebo radiologií. V současné době se však k BCG opět obrací pozornost, a to díky technologickému pokroku zejména v oblasti senzorů, výpočetní techniky a zpracování analogových i číslicových signálů [1]. Použití moderních počítačů (včetně vestavěných) umožňuje zmenšit rozměry a hmotnost měřicích zařízení, snížit jejich cenu, provádět složité numerické výpočty a ukládat získaná data do paměti počítače [3]. Dlouhou cestu vývoje BCG zařízení ilustruje obrázek 1, na němž je porovnán historický lůžkový balistokardiograf se současným digitálním BCG přístrojem.



Obrázek 1: Horizontální balistokardiograf z cca 40. let 20. století (vlevo) v porovnání s moderním digitálním balistokardiografem (vpravo) [5].

Lze se domnívat, že BCG má do budoucni dobrou perspektivu, protože značná část současné populace trpí kardiovaskulárními onemocněními, která jsou častou příčinou úmrtí. Pro vyšetřování srdečních chorob se dnes využívá zejména ECG

a echokardiografie (ECHO), přičemž ECG umožňuje studovat pouze elektrickou aktivitu srdce, zatímco ECHO je drahá a časově náročná metoda, která navíc vyžaduje práci dobře vyškolených odborníků [5]. BCG se proto nabízí jako levná alternativa pro monitorování a hodnocení srdeční činnosti, použitelná i v domácích podmínkách bez stálé přítomnosti lékařů. Balistokardiografy se senzory zabudovanými např. v lůžku či židli navíc neobtěžují pacienty nutností mít na těle připevněné části přístrojů, jako je tomu typicky u ECG.

3 Současné směry balistokardiografického výzkumu

V dnešní době se bádáním v oblasti BCG zabývá několik zahraničních i českých pracovišť. Následující odstavce podávají přehled o vybraných tématech, která byla v posledních letech popsána v odborné literatuře.

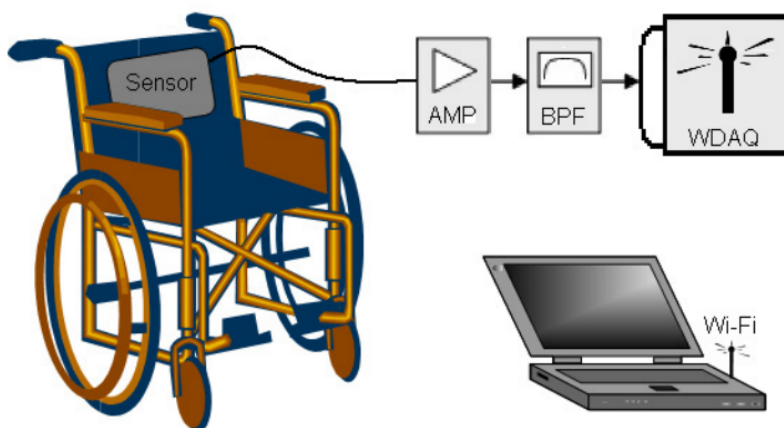
3.1 Detekce úderů srdce a výpočet srdeční frekvence

Této oblasti se věnuje řada pracovišť, která používají různé metody. Na pražském ČVUT byla pro snímání BCG signálů za účelem nalezení srdeční frekvence použita snímací podložka z tzv. dětské chůvičky, zařízení původně určeného pro monitorování dechu malých dětí při spánku. Signály získané citlivými piezoelektrickými senzory zabudovanými v této podložce byly přefiltrovány dolní propustí, zesíleny a digitalizovány. Pro výpočet srdeční frekvence byly použity tři robustní algoritmy pracující v reálném čase, které využívají podobnost BCG signálu se signálem ECG - jedná se o přepracované algoritmy pro zjišťování srdeční frekvence z ECG [6]. Všechny tři algoritmy jsou založeny na výpočtu okamžitého výkonu BCG signálu:

- V prvním algoritmu je určena autokorelační funkce okamžitého výkonu BCG signálu. V ní jsou detekovány peaky, z jejichž poloh lze odhadnout srdeční frekvenci.
- Druhý algoritmus vypočte obálku okamžitého výkonu, srdeční frekvence je poté zjištěna na základě časového odstupu jednotlivých peaků této obálky.
- Poslední algoritmus využívá prahování okamžitého výkonu signálu.

Badatelé z mexického Tecnológico de Monterrey vyvinuli algoritmus schopný rozeznat jednotlivé úder srdce i v signálu obsahujícím značné množství nežádoucích artefaktů. Jejich algoritmus je založen na hledání lokálních extrémů naměřených signálů. Podle poloh těchto extrémů se následně posuzuje, které úseky signálu odpovídají odezvě srdečního úderu [4].

Při odhadu tepové frekvence lze použít mj. Fourierovu transformaci, která umožňuje nalézt v signálu kmitočety odpovídající srdeční frekvenci. Tento přístup byl vyzkoušen při monitorování osob sedících v kolečkovém křesle [7]. V opěradle křesla je umístěn piezoelektrický senzor, získaný signál je po předzpracování bezdrátově přenášen technologií Wi-Fi do notebooku pro další zpracování (viz obr. 2). Navržený algoritmus si v reálném čase poradil i s výrazným zkreslením signálu způsobeným běžnými pohyby kolečkového křesla.



Obrázek 2: Příklad zařízení pro sběr, předzpracování a bezdrátový přenos BCG signálu. „AMP“ značí zesilovač, „BPF“ pásmovou propust a „WDAQ“ modul pro bezdrátové vysílání dat [7].

Výzkumníci z německého Aachenu představili balistokardiografickou metodu monitorování variability srdeční frekvence ve spánku [8]. Užitím BCG senzorů zabudovaných v lůžku se zvýší komfort vyšetřovaných pacientů, kteří by např. při monitorování pomocí ECG museli být ve spánku připojeni na svody ECG.

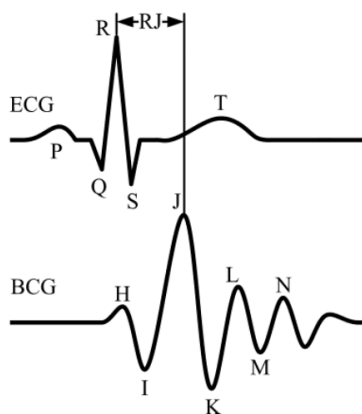
Jako příklady netradičního použití BCG uvedme, že balistokardiografická měření tepové frekvence byla prováděna i pro lidský plod v děloze a pro oplodněné vajíčko kura domácího [3].

3.2 Studium časového průběhu srdečního cyklu

Znalost časování srdečního cyklu je důležitá pro diagnostiku srdečních selhání, infarktu myokardu či různých nemocí, např. ischemické choroby srdeční [5]. Zaměstnanci kanadské firmy Heart Force Medical Inc. v [5] představili digitální balistokardiograf dBG300 (viz obr. 1 vpravo), který použili pro zjišťování doby trvání mechanických dějů v srdečním svalu: především se jednalo otevírání a zavírání aortální chlopně (nachází se mezi levou komorou a aortou) a mitrální chlopně (mezi levou síní a levou komorou).

Funkci senzoru v přístroji dBG300 plní tříosý akcelerometr, získaná data jsou přenášena do osobního počítače technologií Bluetooth. Pacienti při vyšetření leží na zádech a musí mít odhalený hrudník, protože senzor je umístěn v oblasti hrudní kosti. Měření jednoho pacienta trvá přibližně pět minut [5].

Pozornost je věnována také studiu časových intervalů mezi peaky BCG a peaky jiných signálů, především ECG. V článku [9] je popsáno zjišťování RJ intervalu, tj. časového odstupu J-peaku v signálu BCG od R-kmitu v ECG (viz obr. 3). RJ interval může podat informace o stavu kardiovaskulárního systému, např. o srdeční kontraktilitě [9, 10].

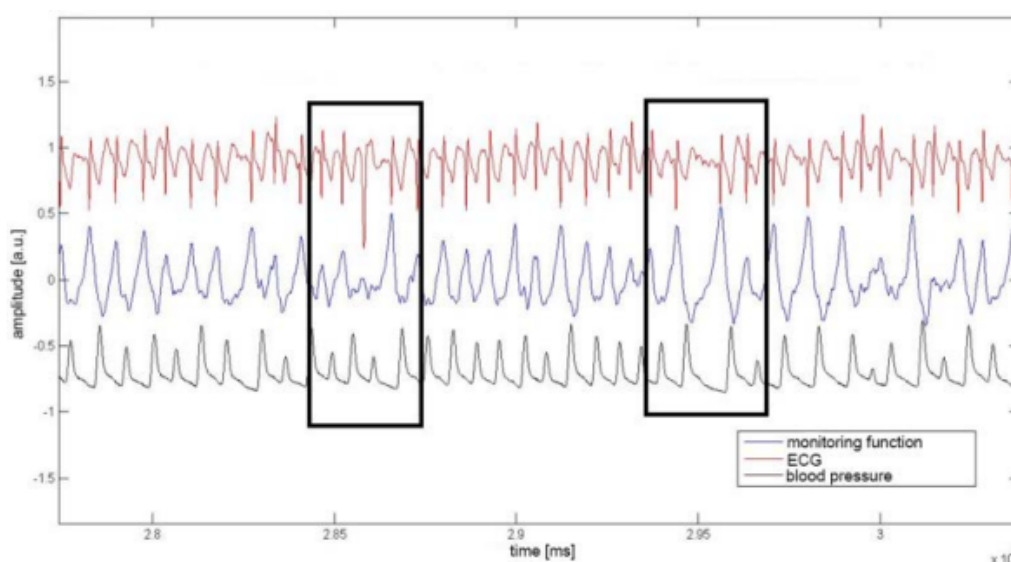


Obrázek 3: Průběh ECG (nahore) a BCG (dole) při jednom úderu srdce s vyznačením RJ intervalu [9].

3.3 Detekce srdečních arytmí

Srdeční arytmie je možné detekovat např. pomocí časově-frekvenční reprezentace BCG signálu. Brüser ukázal, že ve spektrogramu BCG signálu lze kvalitativně odlišit normální srdeční funkci od fibrilace síní [11]. Při fibrilaci síní nedochází ke koordinované kontrakci síní, síně tudíž ztrácí čerpací schopnost a do komor se dostává snížené množství krve. To má za následek tak výraznou změnu snímaného BCG signálu, že příslušná oblast BCG spektrogramu se podobá šumu.

Jinou metodu pro detekci fibrilace síní navrhli výzkumníci na naší fakultě [12]. Pro snímání BCG signálu použili šest piezoelektrických senzorů připevněných na lištách pod matrací klinického lůžka. Bylo tak získáno šest současných BCG signálů, z nichž byla vypočtena tzv. monitorovací funkce (blíže viz [3]). V monitorovací funkci je fibrilace síní dobře viditelná, jak je patrné z obrázku 4.



Obrázek 4: Fibrilace síní viditelná v monitorovací funkci (modře), ECG (červeně) a průběhu krevního tlaku (černě) [12].

3.4 Určování dechové frekvence

Na naší fakultě byla pro měření dechové frekvence použita měřicí deska se třemi piezoelektrickými senzory v trojúhelníkovém uspořádání: jeden senzor je umístěn pod hlavou, zbývající dva pod horní částí zad. Měření je založeno na skutečnosti,

že změna polohy senzoru způsobí změnu elektrické kapacity, a tedy i vlastní frekvence obvodu složeného ze senzoru a jeho kovového pouzdra. Měřením vlastní frekvence je tak možno určovat absolutní výchylku senzoru, přičemž lokální maxima této výchylky odpovídají okamžikům nádechu pacienta. Z časových průběhů absolutních výchylek senzorů je autokorelací proveden odhad dechové frekvence [3].

V [13] je popsána metoda pro extrahování respirační složky BCG signálu založená na adaptivní filtraci kombinované s algoritmem detekce obálky signálu. Dechovou frekvenci lze poté odhadnout z polohy peaků obálky.

3.5 Monitorování pohybové aktivity pacientů

Na naší fakultě byl vytvořen systém pro monitorování pohybové aktivity pacientů, kteří jsou dlouhodobě upoutáni na lůžko, tudíž u nich hrozí vznik proleženin. V nohách lůžka jsou připevněny čtyři tenzometrické senzory, které kontinuálně měří velikost zatížení lůžka. Součet hodnot z těchto senzorů v daném okamžiku udává celkové zatížení lůžka v tomto okamžiku. Z naměřených dat se metodami diferenciální geometrie dají detekovat pohyby pacienta na lůžku. Lze též rozhodnout, zda pohyby jsou vyvolané samotným pacientem, nebo vnějšími vlivy (např. polohováním pacienta zdravotní sestrou).

Tento systém také monitoruje polohu těžiště pacienta a na základě toho může určit, kdy má být pacient polohován, aby bylo zabráněno vzniku proleženin. Systém je rovněž schopen sledovat, zda pacient neopustil lůžko [3].

3.6 Měření rychlosti šíření pulzní vlny a monitorování krevního tlaku

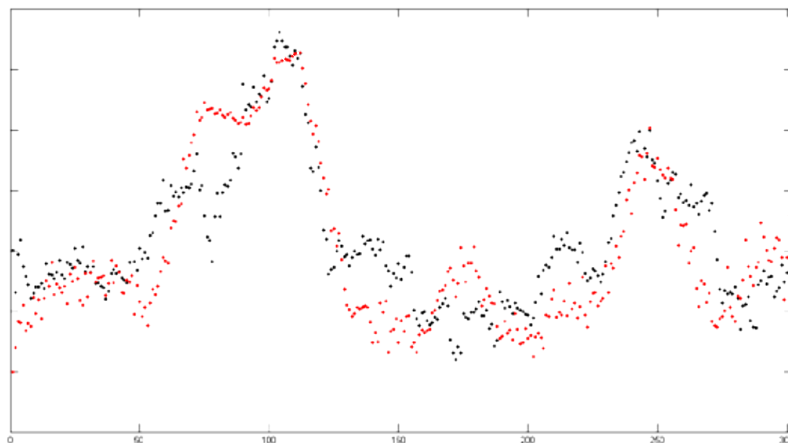
Následkem srdeční činnosti dochází v cévním systému k šíření tlakového a objemového pulsu, nazývanému pulzní vlna. Rychlost postupu pulzní vlny výrazně převyšuje rychlost pohybu krve [14]. V [3] jsou popsány dvě v současnosti používané metody měření rychlosti pulzní vlny.

První metoda využívá elektrokardiograf a dva piezoelektrické senzory, z nichž jeden se přiloží na karotidu (krkavici) a druhý na femorální (stehenní) tepnu. Následně se změří časové intervaly, které uplynou od R-kmitu ECG do příchodu pulzní vlny

k piezoelektrickým sensorům. Z těchto časů lze vypočítat, za jak dlouho dorazí pulzní vlna od karotidy k bifurkaci (tj. k rozvětvení aorty v bederní krajině). Při znalosti vzdálenosti mezi aortálním obloukem a bifurkací lze poté vypočítat průměrnou rychlost šíření pulzní vlny v této oblasti. Popsaná metoda je obdobou aplanační tonometrie, která však používá kombinaci ECG přístroje s jedním tlakovým čidlem.

Druhá metoda používá dvě měřicí desky s trojúhelníkovým uspořádáním piezoelektrických sensorů. Desky jsou umístěny na lůžku pod matrací: jedna deska je pod hlavou a hrudí, druhá pod nohama pacienta. Jak se pulzní vlna šíří po těle, je postupně zaznamenávána senzory. Je-li známo rozmístění sensorů, je možno určit rychlost šíření pulzní vlny z časových rozdílů mezi příchody vlny k různým sensorům. Tuto metodu je ještě potřeba ověřit.

Monitorování krevního tlaku může být založeno na souvislosti průběhu krevního tlaku s průběhem monitorovací funkce (větším amplitudám krevního tlaku odpovídají větší amplitudy monitorovací funkce a naopak, viz obr. 5). Monitorování krevního tlaku pacientů umožňuje např. sledovat účinky léků na krevní tlak [12].



Obrázek 5: Porovnání amplitud krevního tlaku (červené body) s amplitudami monitorovací funkce (černé body). Podél osy x běží čas (tj. osa x udává pořadí srdečních úderů) [12].

3.7 3D balistokardiografie v prostředí mikrogravitace

Balistokardiografická měření byla prováděna i v kosmickém prostoru [15, 16]. Astronauti při nich měli v bederní oblasti napevno přilepen tříosý akcelerometr, záznam

BCG signálů tak probíhal současně ve všech třech prostorových osách. Díky tomu, že měření probíhalo v prostředí mikrogravitace, nebyly snímané pohyby ovlivněny zemskou přitažlivostí. Na získaných datech byl zkoumán např. vliv změn plicního objemu při dýchání na BCG signál.

3.8 Využití BCG při výuce

Balistokardiografie je jakožto neinvazivní a bezpečná metoda vhodná také pro účely výuky. V [17] je popsán jednoduchý a levný BCG systém sloužící k praktickému vyučování kardiovaskulární fyziologie. Měřená osoba leží na zavěšené desce, jejíž pohyb je buď přímo zakreslován mechanickou pákou na otočný válec, nebo pomocí piezelektrického krystalu převáděn do podoby elektrického signálu. Získaný elektrický signál je možno buď zobrazit osciloskopem, nebo digitalizovat a uložit do paměti počítače pro další zpracování. Tento systém je s úspěchem používán při výuce anatomie a fyziologie krevního oběhu, zejména čerpací funkce srdečního svalu. Studenti provádí měření BCG signálu za různých podmínek: při normálním dechu, při zadržném dechu na konci nádechu či výdechu, se zvednutýma nohama či se škrtydly připevněnými na končetinách.

Didaktickému využití BCG byla věnována pozornost i na naší fakultě. V [3] je navržena laboratorní úloha určená posluchačům lékařských fakult, jejímž tématem je měření rychlosti pulzní vlny.

3.9 Další směry výzkumu

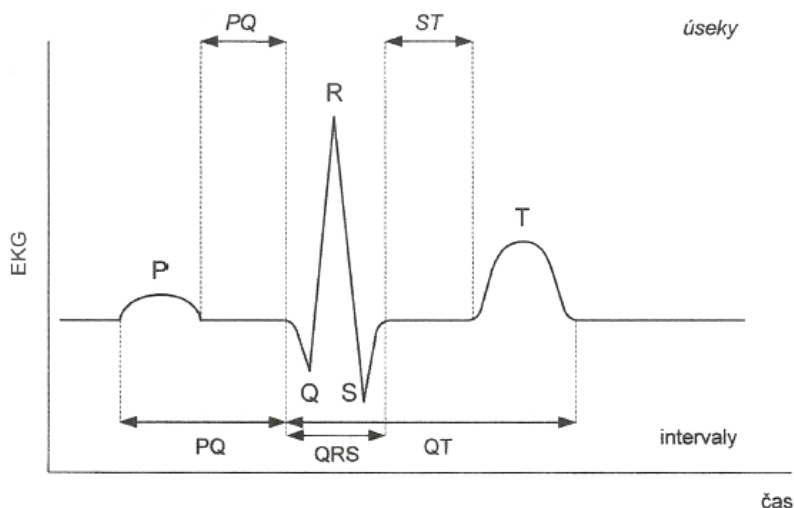
Pro usnadnění kvantifikace výsledků BCG měření byly již před delší dobou zavedeny veličiny *systolická síla* a *minutová systolická síla* [2], jejichž velikost se dá určit z amplitud BCG vln. Systolická síla, vyjadřovaná v newtonech, představuje silovou odezvu způsobenou srdeční činností. Minutová systolická síla je systolická síla vynásobená srdeční frekvencí, její jednotkou je newton za minutu. V posledních letech probíhá měření těchto veličin s použitím piezoelektrických senzorů, moderní elektroniky a nových metod zpracování signálu. Je zkoumán mj. vliv věku, množství svalové hmoty a hmotnosti pacienta na hodnoty těchto veličin. Oblastí zájmu je též působení vnějších vlivů (např. stresu, únavy nebo fyzické práce) na systolickou či minutovou systolickou sílu [18, 19].

Hlubší poznání zdravotního stavu pacienta přinášejí měřicí systémy, které snímají signály BCG společně s dalšími informacemi o stavu pacienta. Může se jednat o již zmíněné snímání ECG, ale též např. o měření teploty či vodivosti pokožky [1].

Pro získávání BCG dat se kromě zmíněných pizelektrických senzorů a akcelerometrů používají také např. optická vlákna vložená do matrace lůžka. V důsledku činnosti srdce se mění délka vlákna; tyto změny lze měřit optickým interferometrem a tím získat signál obsahující informaci o srdeční aktivitě [6, 20]. Snímání BCG signálu lze provádět i bezkontaktně pomocí radaru využívajícího Dopplerův jev [1]. Síly související s kardiovaskulární činností mohou být měřeny dokonce i tenzometrem osobní váhy [9].

4 Základní poznatky o činnosti srdce

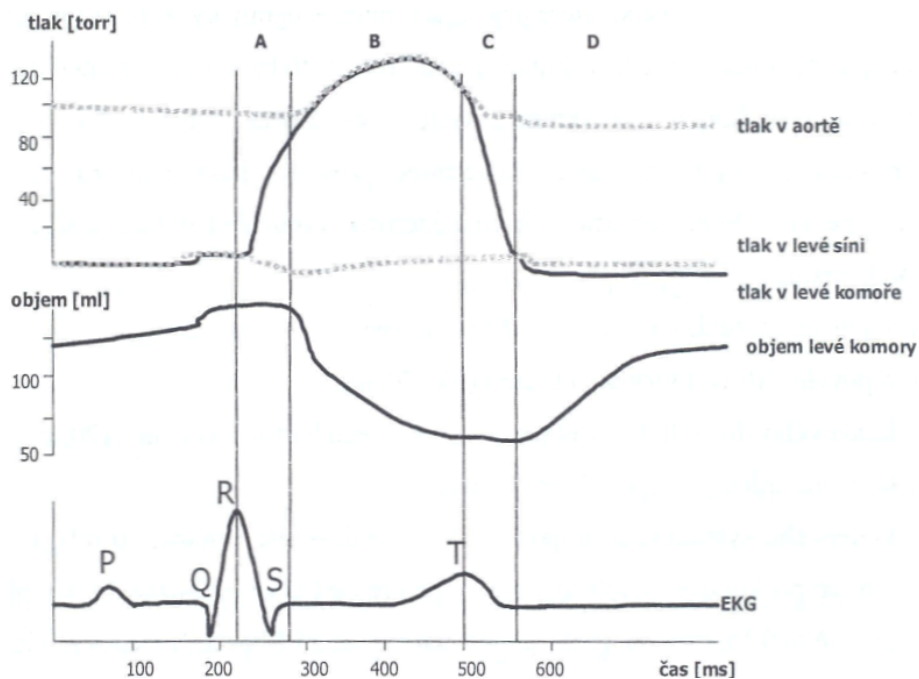
Kardiovaskulární systém člověka je tvořen srdcem a cévami, přičemž srdce pracuje jako pumpa pohánějící krev cévním řečištěm. Srdeční aktivita je řízena elektrickými vzruchy, které jsou vytvářeny tzv. pacemakerovými buňkami. Elektrickou aktivitu srdce lze zaznamenávat při elektrokardiografickém vyšetření za pomoci elektrod standardizovaně umístěných na těle pacienta. Výstupem ECG měření je křivka nazývaná elektrokardiogram, která je záznamem časového průběhu sumárního vektoru elektrického pole srdce [21]. Průběh křivky ECG u zdravého jedince je znázorněn na obrázku 6. Je však třeba zdůraznit, že tvar ECG křivky závisí tom, který svod ECG byl použit (tj. kde přesně na pacientovi byly umístěny elektrody, z nichž byl ECG signál pořízen).



Obrázek 6: Křivka normálního ECG v průběhu jednoho srdečního cyklu [22].

Srdeční cyklus začíná vlnou P, jejíž příčinou je depolarizace síní (tj. změna potenciálového rozdílu na membráně buněk srdečních síní [22]). Komplex QRS je způsoben depolarizací komor, zatímco vlna T vzniká na základě tzv. repolarizace komor. Při repolarizaci nastává postupný návrat ke klidové úrovni potenciálového rozdílu na membránách svalových buněk. V úsecích PQ a ST nedochází k šíření elektrických vzruchů, tyto části křivky ECG se nazývají izoelektrické linie.

Průběh ECG je úzce spjat s mechanickou činností srdce, kterou lze rozdělit do čtyř fází. Obrázek 7 ukazuje tyto fáze (A, B, C, D) pro případ levé poloviny srdce.



Obrázek 7: Fáze srdečního cyklu v souvislosti s průběhem křivky ECG [21].

Jednotlivé fáze srdečního cyklu, nazývaného též srdeční revoluce, lze zjednodušeně popsat následujícím způsobem:

Ve fázi A nastává izovolumická kontrakce, při níž začíná systola (tj. stah) komor. Uzavírají se atrioventrikulární chlopně (mezi síněmi a komorami) a při konstantním objemu komor se zvyšuje nitrokomorový tlak. Fáze B se nazývá vypuzovací (ejekční), otevírají se při ní semilunární chlopně (jedna je mezi levou komorou a aortou, druhá mezi pravou komorou a plicnicí). Nastává závěrečná část systoly komor - krev je vypuzována do aorty i plicnice. Ve fázi izovolumické relaxace (C) se uzavírají obě semilunární chlopně a začíná diastola (tj. uvolnění) komor. Nitrokomorový tlak klesá, objem komor se nemění. V plicní fázi (D) se otevírají atrioventrikulární chlopně a síně i komory se plní krví. Tato fáze je zakončena systolou síní, při níž se zbývající krev ze síní přečerpá do komor [21, 22].

5 Analýza biomedicínských dat

V této práci jsem zkoumal data, která byla naměřena v Kardiocentru Institutu klinické a experimentální medicíny (IKEM) v Praze. Měření byla prováděna na několika desítkách pacientů, kteří trpěli srdečními problémy. Na každém pacientovi byly naměřeny signály z pěti dynamických piezosenzorů umístěných pod matrací lůžka: jeden piezosenzor se nacházel pod hlavou, dva pod hrudí a dva v oblasti hýždí. Dalších pět signálů bylo získáno měřením změn kapacity těchto senzorů založeném na stejném principu, jaký je popsán v kapitole 3.4; výstupem tudíž byly průběhy absolutních výchylek senzorů. Na pacientech byl rovněž snímán signál ECG.

5.1 Data naměřená kapacitními senzory

Při výzkumu dat získaných z kapacitních senzorů byl proveden součet signálů ze všech pěti kapacitních senzorů v časovém úseku, ve kterém se na lůžku vystřídalo pět pacientů. Součet těchto signálů lze vyjádřit vztahem

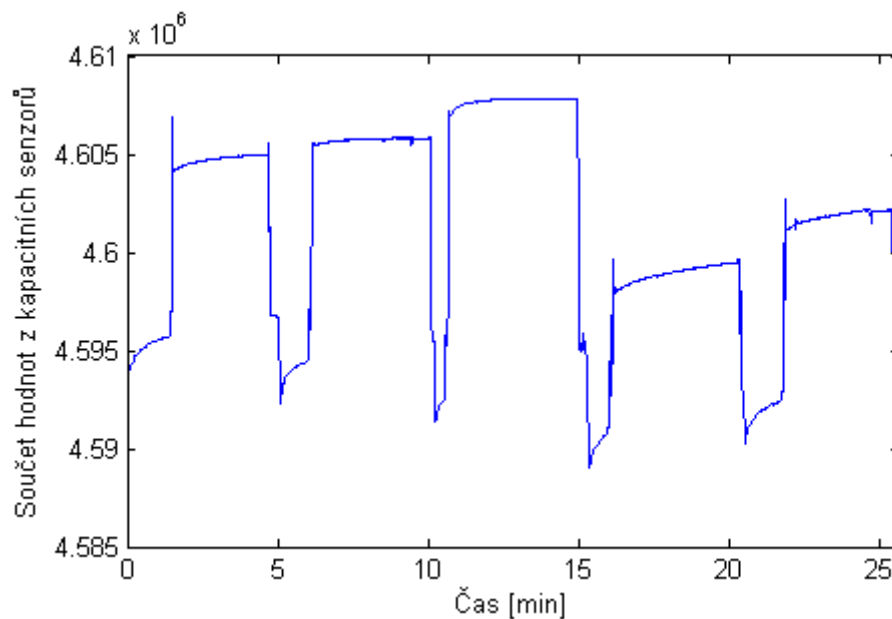
$$y_i = \sum_{j=1}^5 x_i^j,$$

kde y_i je i -tá hodnota výsledného signálu a x_i^j je i -tá hodnota j -tého naměřeného signálu. Výsledný signál je na obrázku 8.

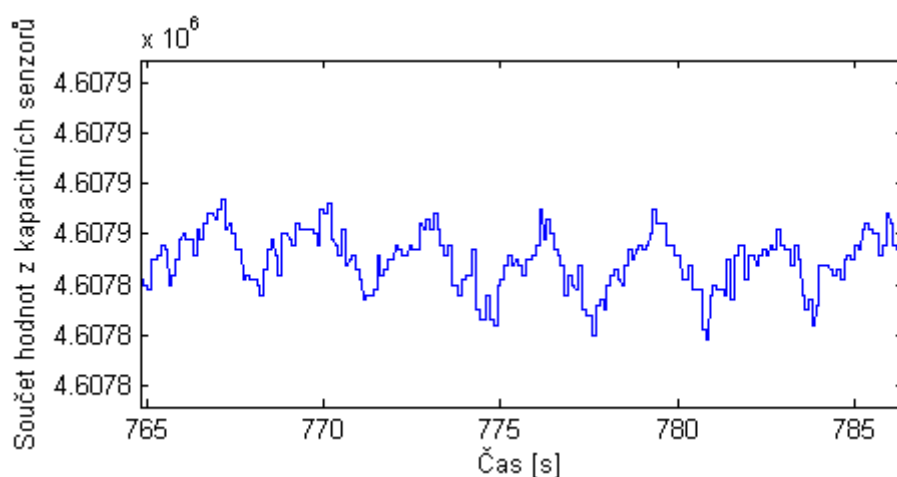
V tomto signálu je zřetelně vidět časový průběh zatížení lůžka pacienty. Když pacient leze na lůžko, nastává strmý růst křivky. V časových intervalech, kdy pacient leží na lůžku, jsou hodnoty signálu relativně vysoké a křivka má přibližně vodorovný průběh. (Mírně vzestupný trend křivky v těchto oblastech je dán zkreslením signálu, které je zapříčiněno vlastnostmi použitých senzorů.) Ve chvíli, kdy pacient lůžko opouští, křivka strmě klesá.

Protože hodnoty signálu jsou přibližně úměrné absolutní výchylce senzoru a tato výchylka se zvětšuje s rostoucím zatížením lůžka, je možné z obrázku 8 vyčíst relativní hmotnosti pacientů. Například je vidět, že třetí pacient má největší hmotnost, zatímco čtvrtý pacient je nejlehčí.

Při detailním pohledu na signál z obrázku 8 lze pozorovat drobné zvlnění křivky (viz obr. 9). Toto zvlnění je způsobeno dýcháním pacienta.



Obrázek 8: Součet údajů z kapacitních senzorů pro pět po sobě jdoucích pacientů.

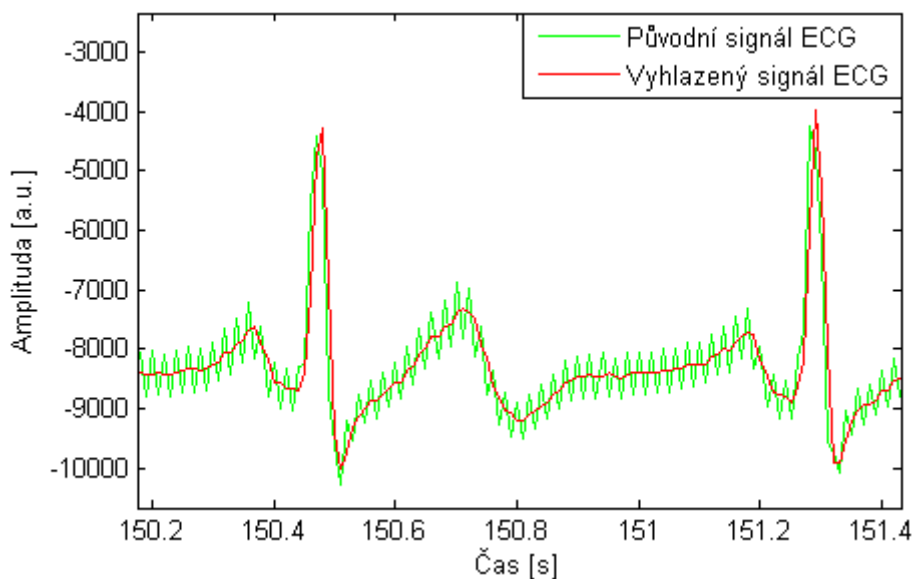


Obrázek 9: Zvlnění signálu způsobené dýcháním
(zvětšený výřez ze signálu na obrázku 8).

5.2 Porovnání ECG signálů různých pacientů

Aby mohla být provedena správná interpretace BCG signálů, je nejprve třeba dokázat rozpoznat arytmie v naměřených ECG signálech. Z tohoto důvodu byly ECG signály pěti pacientů opticky porovnány s křivkou normálního ECG uvedenu na obrázku 6 a byly v nich hledány úseky s netypickým průběhem ECG. Pro odstranění vysokofrekvenčních složek signálu způsobených např. vlivem elektrických

rozvodů byl nejprve na signál ECG aplikován číslicový filtr dolní propust s horní mezí propustného pásma o hodnotě 44 Hz. Porovnání původního a přefiltrovaného ECG signálu prvního pacienta je na obrázku 10.



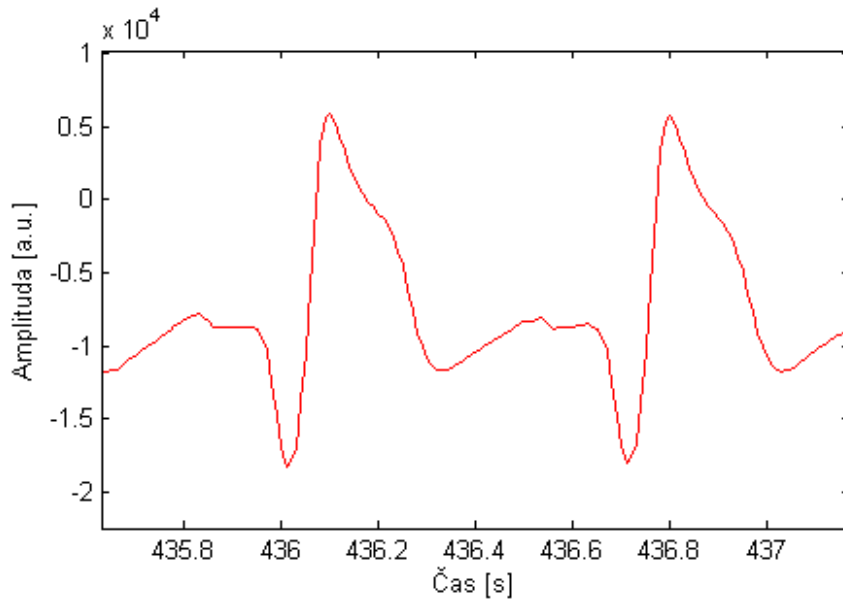
Obrázek 10: Původní a vyhlazený ECG signál prvního pacienta.

Na tomto obrázku je vidět, že ECG signál prvního pacienta je před P-vlnou mírně vzestupný tak, že pozvolna přechází do P vlny. Peak S je značně propadlý, za ním se nevyskytuje vodorovný úsek ST, ale hned nastává T-vlna, jejíž konec je poněkud propadlý. U tohoto pacienta se nevyskytovaly žádné výrazné arytmie.

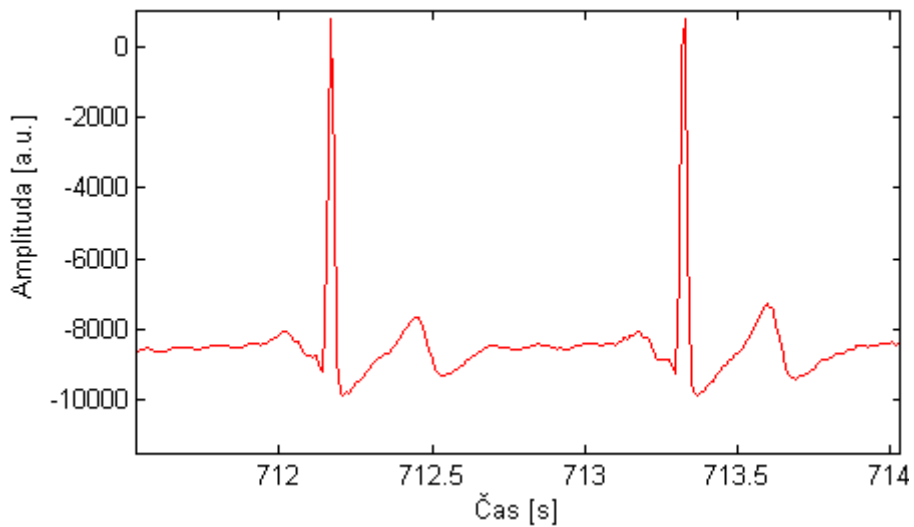
ECG signál druhého pacienta ukazuje obrázek 11. QRS komplex je v tomto případě rozšířený, peak S je mělký oproti peaku Q a P-vlna s T-vlnou se výrazně liší od P-vlny a T-vlny normálního ECG na obrázku 6. Ani tento pacient neměl za dobu měření výrazné poruchy srdečního rytmu.

Typický průběh ECG třetího pacienta je na obrázku 12. Na nevýraznou P-vlnu navazuje úzký QRS komplex, který přechází rovnou do T-vlny, jejíž konec je trochu propadlý. U tohoto pacienta se vyskytlo několik nepravidlostí signálu ECG: v jednom případě konec T-vlny nebyl propadlý, jindy nastal zvlněný průběh T-vlny (viz obr. 13).

Signál čtvrtého pacienta vykazuje značnou variabilitu v oblasti P-vlny, jak ukazuje obrázek 14. T-vlna je bipolární s výraznou amplitudou, peaky R mají různé výšky.

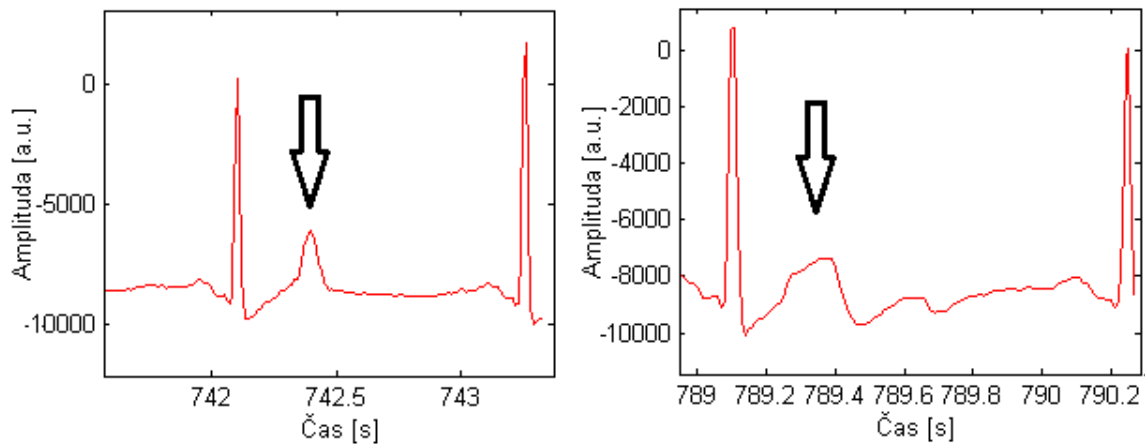


Obrázek 11: ECG signál druhého pacienta.

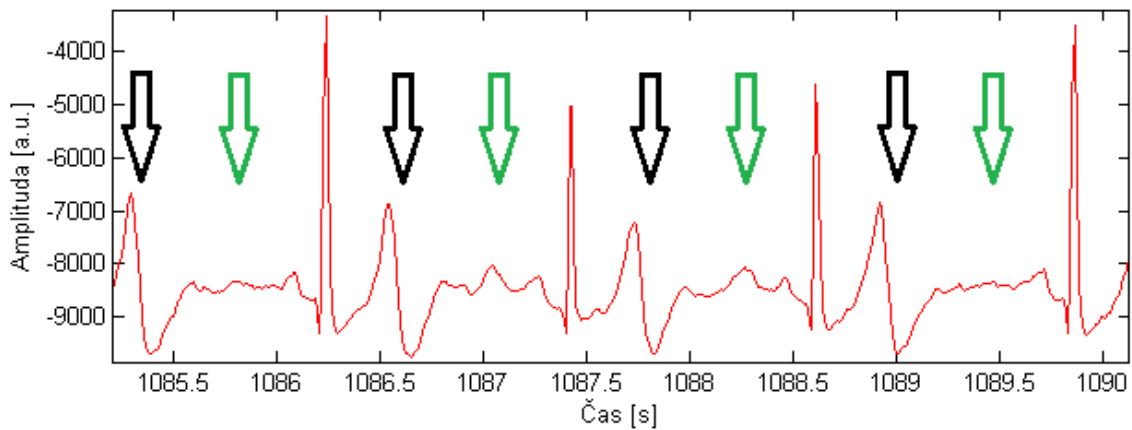


Obrázek 12: ECG signál typický pro třetího pacienta.

V záznamu ECG posledního pacienta (viz obr. 15) jsou výrazné QRS komplexy s mělkými peaky Q, průběh signálu mezi QRS komplexy je nepravidelný. V signálu se často vyskytují arytmie, jejichž QRS komplex nastává předčasně, je široký a za ním následuje úplná kompenzační pauza. Z těchto vlastností lze usuzovat, že se jedná o extrasystoly [23].

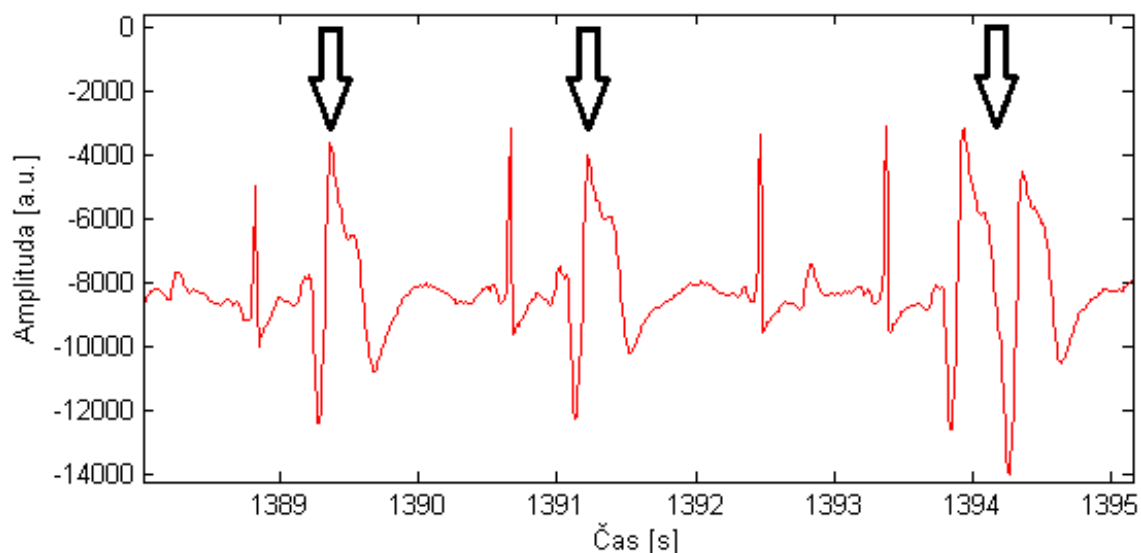


Obrázek 13: Nepravidelnosti průběhu T-vlny u třetího pacienta.



Obrázek 14: ECG signál čtvrtého pacienta. Černými šipkami jsou označeny bipolární T-vlny, zelené šipky ukazují na nepravidelnosti v oblasti P-vln.

Na uvedených ECG signálech je vidět, že jejich „normální“ průběhy se odlišují od normálního ECG zakresleného na obrázku 6. Tyto odlišnosti jsou do značné míry dány tím, že k měření ECG byly u různých pacientů použity různé svody ECG přístroje. Informace o tom, který pacient byl měřen kterým ECG svodem, nejsou k dispozici, výrazné arytmie se však v těchto signálech dají rozpoznat bez problémů.



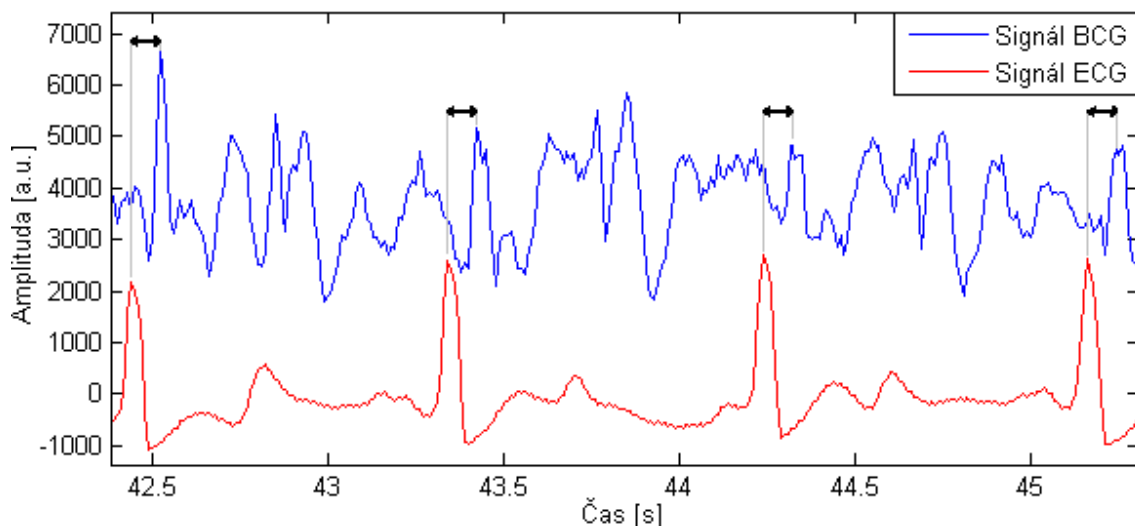
Obrázek 15: Signál ECG posledního pacienta. Šipky označují arytmiie, pravá část obrázku zachycuje dvě arytmiie, které nastaly těsně za sebou.

5.3 Souvislosti mezi ECG, BCG a signály z kapacitních senzorů

U výše uvedených pacientů byla studována také odezva signálu BCG na signál ECG. Největší pozornost byla věnována poslednímu pacientovi, protože se u něj vyskytovaly nejvýraznější arytmiie. Na obrázku 16 je vykreslen normální průběh ECG tohoto pacienta společně s odpovídajícím BCG signálem z piezoelektrického senzoru umístěného pod hlavou, obrázek 17 ukazuje průběhy ECG a BCG signálů při arytmiích.

Odezva zkoumaného BCG signálu na kmit R v ECG při normálním srdečním rytmu je zpožděná přibližně o 80 ms. Stejně velký je časový odstup odezvy BCG signálu od největšího kladného peaku arytmiie v ECG, zatímco zpoždění odezvy na největší záporný peak ECG je zhruba 100 ms. Při kompenzační pauze mezi arytmií a následujícím QRS komplexem se BCG signál zmírňuje, což je v souladu s tím, že v této době nenastávají stahy srdce.

Pozornost byla věnována také zkoumání vlivu dvou těsně za sebou následujících arytmií na signály BCG i ECG. Obě arytmiie vyvolaly mechanickou odezvu podobnou odezvě samostatné arytmiie. Kromě toho však došlo i k jinému druhu narušení periodicity signálu: nastal takový posun následujícího QRS komplexu, že jeho vzdále-



Obrázek 16: Odezva signálu BCG na QRS komplex signálu ECG při normálním srdečním rytmu. Šipkami je vyznačen časový odstup výrazných peaků BCG signálu od kmitů R v signálu ECG.

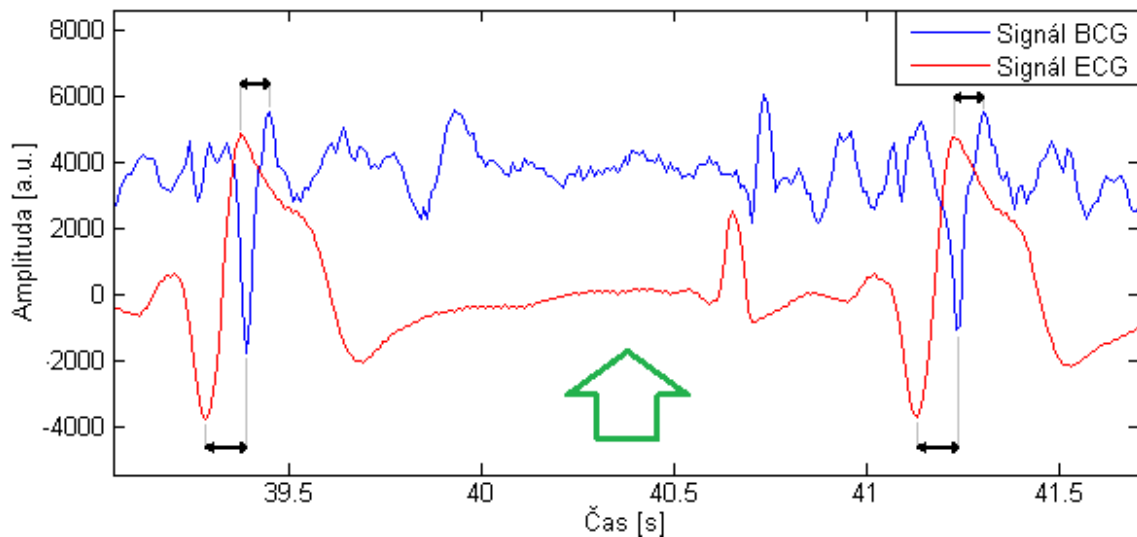
nost od posledního předcházejícího zdravého QRS komplexu není celočíselným násobkem periody ECG signálu. Vzdálenosti mezi dalšími QRS komplexy již odpovídají jedné periodě. Průběhy obou signálů zachycuje obrázek 18.

I u ostatních čtyř pacientů bylo zjištěno, že QRS komplex způsobuje výraznou odezvu v BCG signálech.

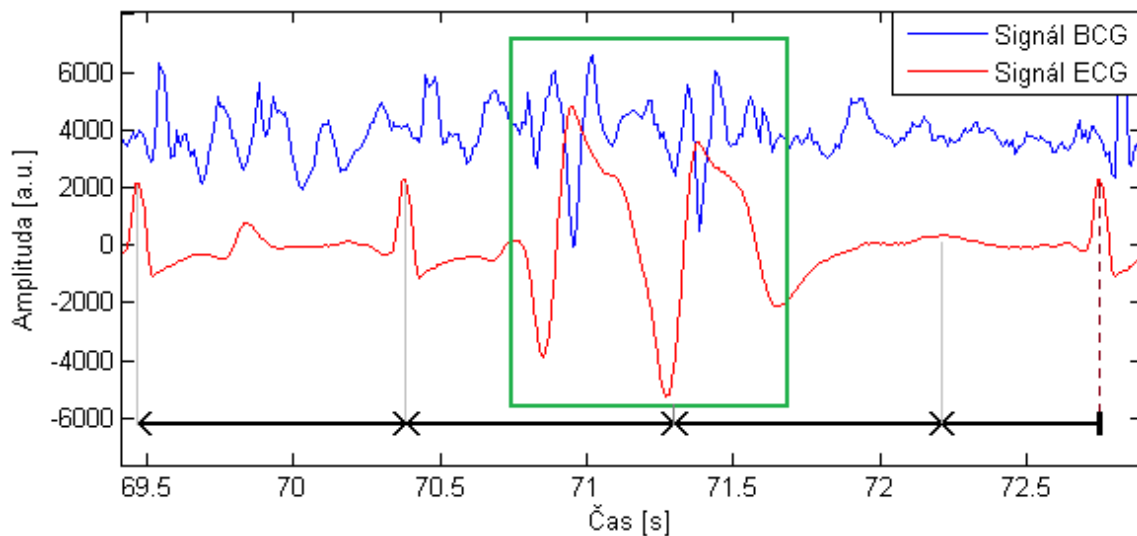
Některé vlny P v ECG signálu prvního pacienta mají mírně zvlněný průběh, který však výrazněji neovlivňuje tvar BCG křivek. Takováto drobná vroubkování se pravděpodobně mohou vyskytovat i u zdravých pacientů, ale ECG přístroje je automaticky vyhladí. Rozdíl mezi vroubkovanou a hladkou vlnou P je vidět na obrázku 19.

Pro výše popsané studium signálů nemohly být použity jejich libovolné úseky, protože signály byly v některých časech výrazně ovlivněny pohyby pacienta na lůžku. Časové intervaly, ve kterých se pacient pohyboval na lůžku nebo byl polohován zdravotnickým personálem, byly identifikovány ze signálů z kapacitních senzorů. Příklad zkreslení signálů pohyby pacienta je uveden na obrázku 20.

Při pohybech pacienta byly obvykle zkresleny BCG signály ze všech použitých piezosenzorů. V případě uvedeném na obrázku 20 došlo nejen ke zkreslení signálů z piezosenzorů, ale též k netypickému průběhu signálu ECG. Ten mohl být zapříčiněn

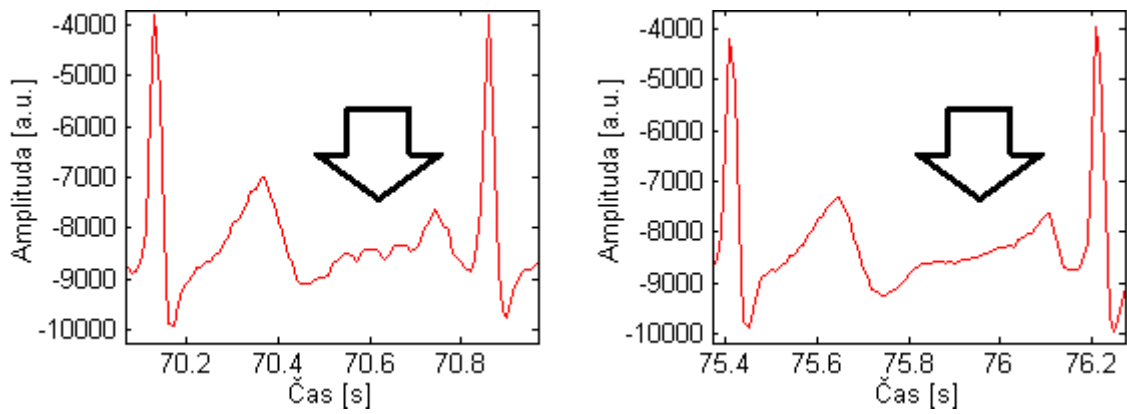


Obrázek 17: Odezva BCG signálu na arytmiie v signálu ECG. Černými šipkami je vyznačen časový odstup výrazných peaků BCG signálu od odpovídajících peaků v signálu ECG, zelená šipka označuje kompenzační pauzu.

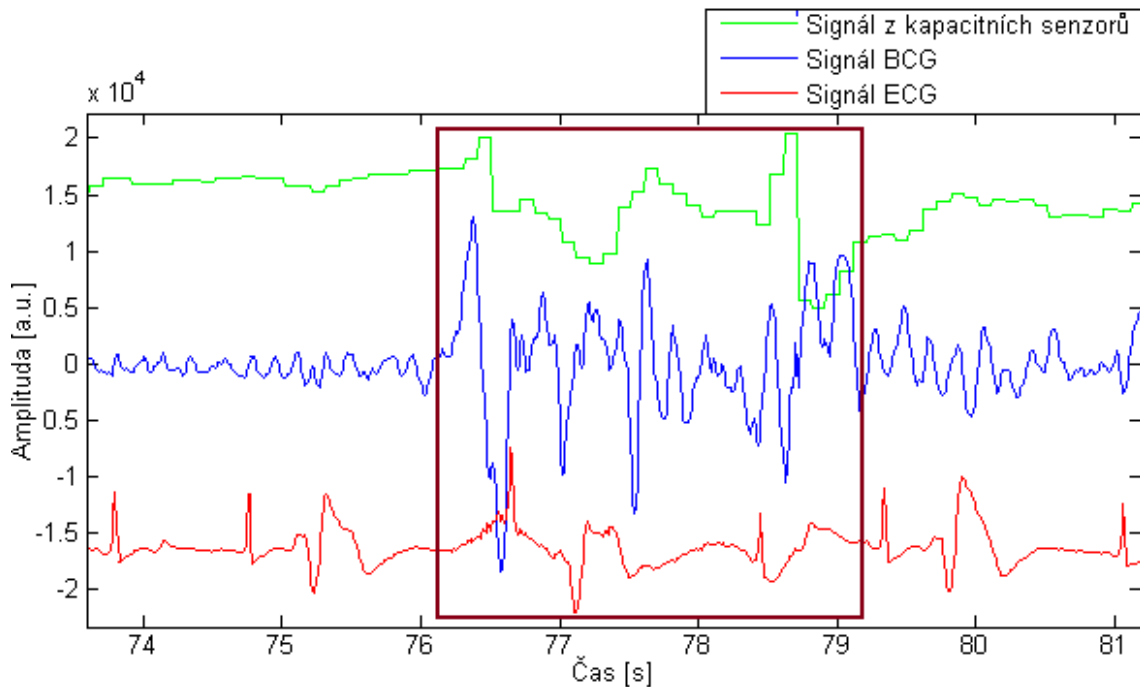


Obrázek 18: Průběhy signálů ECG a BCG v případě dvou arytmií jdoucích po sobě. Narušení periodicity ECG signálu změnou polohy posledního QRS komplexu je znázorněno černou linií ve spodní části obrázku.

zvýšenou elektrickou aktivitou příčně pruhované svaloviny či nedokonalým kontaktem ECG svodu s pokožkou v důsledku prudkého pohybu pacienta. Na obrázku 20 je též vidět, že malý okamžik před pohybem pacienta nastala v ECG signálu arytmiie. Je možné, že pacient se pohnul v důsledku této arytmiie a zkreslení signálů bylo



Obrázek 19: Porovnání vroubkované vlny P (vlevo) s hladkou vlnou P (vpravo).



Obrázek 20: Vliv pohybu pacienta na snímané signály.

Zelená křivka je součtem signálů ze všech pěti kapacitních senzorů, signál BCG pochází z piezosenzoru v hýžd'ové oblasti. Rámečkem jsou vyznačeny nejvýraznější nepravidelnosti v signálech.

způsobeno tímto záškubem. Toto téma může být předmětem dalších výzkumů.

5.4 Studium signálů za pomoci průměrování

Ze všech dat, která byla k dispozici, byla pro další zkoumání arytmií vybrána data dvaceti devíti pacientů. Signály ostatních pacientů byly nevhodné kvůli nedostatku arytmií, špatné kvalitě záznamu ECG či přílišnému šumu způsobenému pohyby pacienta.

Pro všech dvacet devět pacientů bylo nejprve provedeno průměrování BCG signálů a jim odpovídajícího signálu ECG v úsecích, ve kterých se nevyskytovaly arytmie. Pro průměrování bylo v každém signálu vybráno 10 až 20 intervalů od 0,2 s před peakem R v signálu ECG do 1,2 s po peaku R. Každý vybraný interval signálu tak byl tvořen N hodnotami. Průměrování každého signálu probíhalo tak, že pro každé N byly sečteny N -té hodnoty všech vybraných intervalů zvoleného signálu a tento součet byl vydělen počtem sčítanců. Vznikla tak řada hodnot, které tvoří výsledný zprůměrovaný signál.

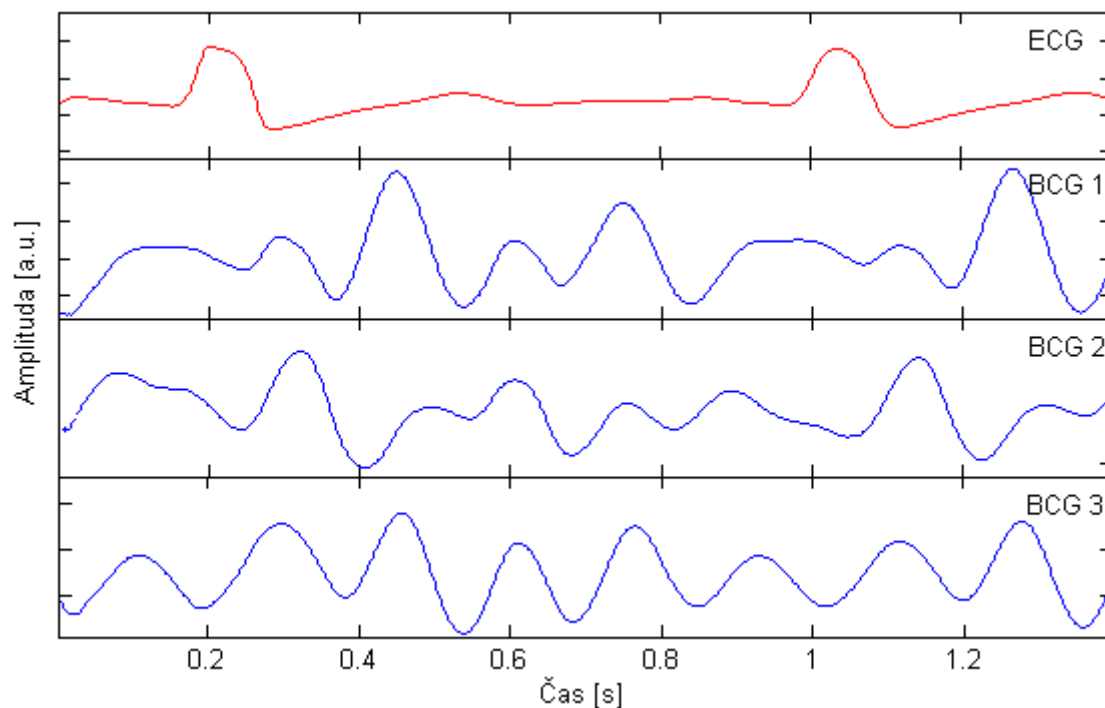
Formálně lze zprůměrovaný signál y_i zapsat:

$$y_i = \frac{\sum_{j=1}^M x_i^j}{M},$$

kde y_i je i -tá hodnota zprůměrovaného signálu, M je počet průměrovaných úseků a x_i^j je i -tá hodnota j -tého úseku signálu. Tímto způsobem byly zprůměrovány signály z piezosenzoru umístěného pod hlavou a dvou piezosenzorů pod hrudí a rovněž odpovídající úseky signálu ECG. Poté bylo provedeno optické porovnání BCG křivek. Někteří pacienti měli všechny tři křivky zprůměrovaného BCG signálu vzájemně podobné, u jiných pacientů se však křivky BCG signálů výrazně lišily. Srovnání BCG křivek jednoho z pacientů je na obrázku 21.

Rozdíly mezi jednotlivými BCG signály mohou mít několik příčin. Různá místa pacientova těla mají rozdílnou anatomii, která ovlivňuje šířící se mechanické signály; šíření signálů tělem navíc samozřejmě probíhá konečnou rychlostí. Snímání signálů na různých místech tedy dává různé výsledky. Další příčinou může být nekvalita některých vstupních dat, případně i proces průměrování, který deformuje výslednou křivku.

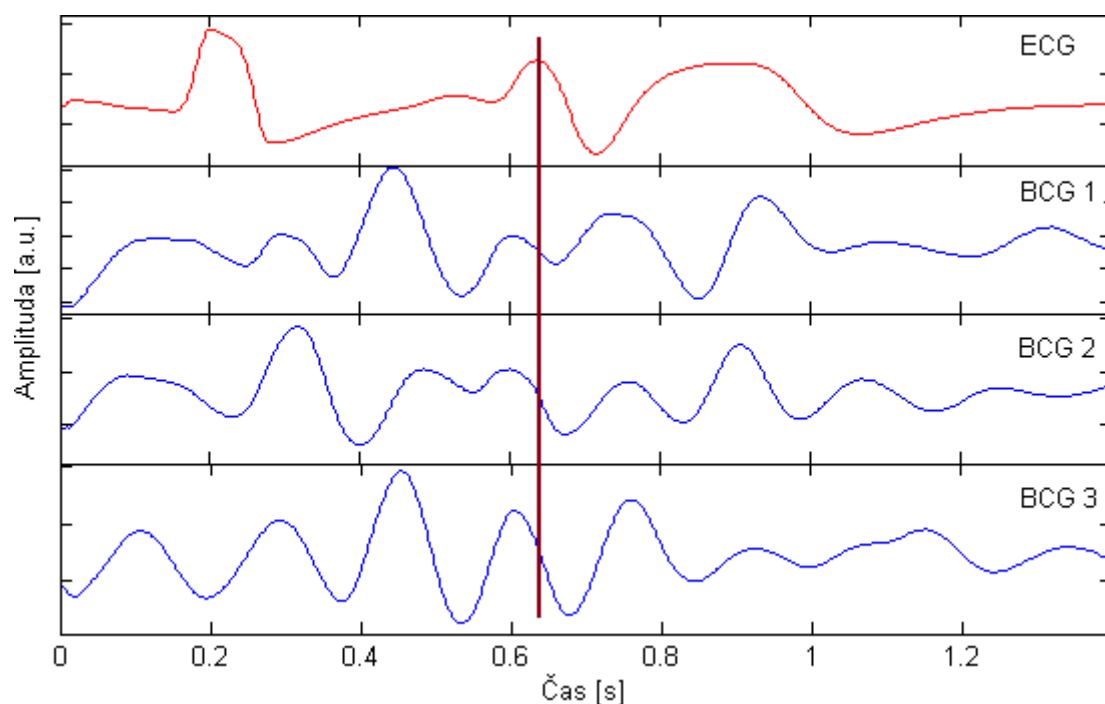
Dalším krokem bylo průměrování BCG signálů a odpovídajícího signálu ECG v úsecích s arytmiemi. Bylo provedeno stejným způsobem jako v předcházejícím



Obrázek 21: Průměrný signál ECG a odpovídající průměrné BCG signály jednoho z pacientů. BCG 1 pochází z piezosenzoru pod hlavou, BCG 2 a BCG 3 z piezosenzorů pod hrudí.

případě, použita byla data ze stejných piezosenzorů. Intervaly vybrané pro průměrování začínaly 0,2 s před normálním peakem R předcházejícím arytmií a končily 1,2 sekundy po tomto peaku. Zpracování arytmiických signálů však bylo problematictější, protože u některých pacientů byly odstupy arytmií od sousedních QRS komplexů značně variabilní a tvary arytmií odlišné. Aby výsledky byly vypovídající, byly pro průměrování vybírány pouze arytmie, které se samy sobě co nejvíce podobaly a měly stejné odstupy od sousedních QRS komplexů. U některých pacientů tak bylo možno použít jen malý počet arytmií, v několika případech pouze tři.

Následovalo optické posouzení takto získaných průměrů arytmiických BCG signálů: u jednotlivých pacientů byly porovnány jejich průběhy v časech odpovídajících arytmií v ECG. Porovnávání bylo prováděno pro průměry z každého piezosenzoru zvlášť. U některých pacientů byla pro daný senzor v čase prvního kladného peaku arytmie nalazena lokální minima, u jiných pacientů lokální maxima, BCG signály dalších pacientů zde byly klesající či naopak rostoucí. Mezi arytmií v signálu ECG a průběhem signálu BCG v tomto okamžiku tedy nebyla nalezena jednoznačná souvislost. Příklad odezvy BCG signálů na arytmií v ECG je na obrázku 22.



Obrázek 22: Zprůměrovaný signál ECG z úseků s arytmiemi a odpovídající zprůměrované BCG signály jednoho z pacientů. BCG 1 pochází z piezosenzoru pod hlavou, BCG 2 a BCG 3 z piezosenzorů pod hrudí. Svislou čarou je vyznačen okamžik prvního kladného peaku arytmie.

5.5 Výpočty korelačních koeficientů

U dvaceti šesti pacientů byly zkoumány korelace mezi BCG signály odpovídajícími normálnímu ECG a BCG signály odpovídajícími arytmiickému ECG. Signály byly nejprve zprůměrovány výše popsaným způsobem, přičemž průměrované segmenty normálních i arytmiických průběhů byly stejně dlouhé: začínaly v okamžiku kmitu R zdravého QRS komplexu a jejich délka byla rovna vzdálenosti mezi kmitem R před arytmií a peakem arytmie v ECG. Označme zprůměrované BCG signály odpovídající zdravému ECG signálu jako BCG1 (z dat získaných senzorem pod hlavou), BCG2 a BCG3 (z dat získaných senzory pod hrudí). Zprůměrované BCG signály odpovídající arytmiickému ECG označme analogicky BCG1A, BCG2A, BCG3A. Pro každého pacienta byly vypočteny koeficienty korelace mezi:

- a) BCG1 a BCG1A,
- b) BCG2 a BCG2A,

c) BCG3 a BCG3A.

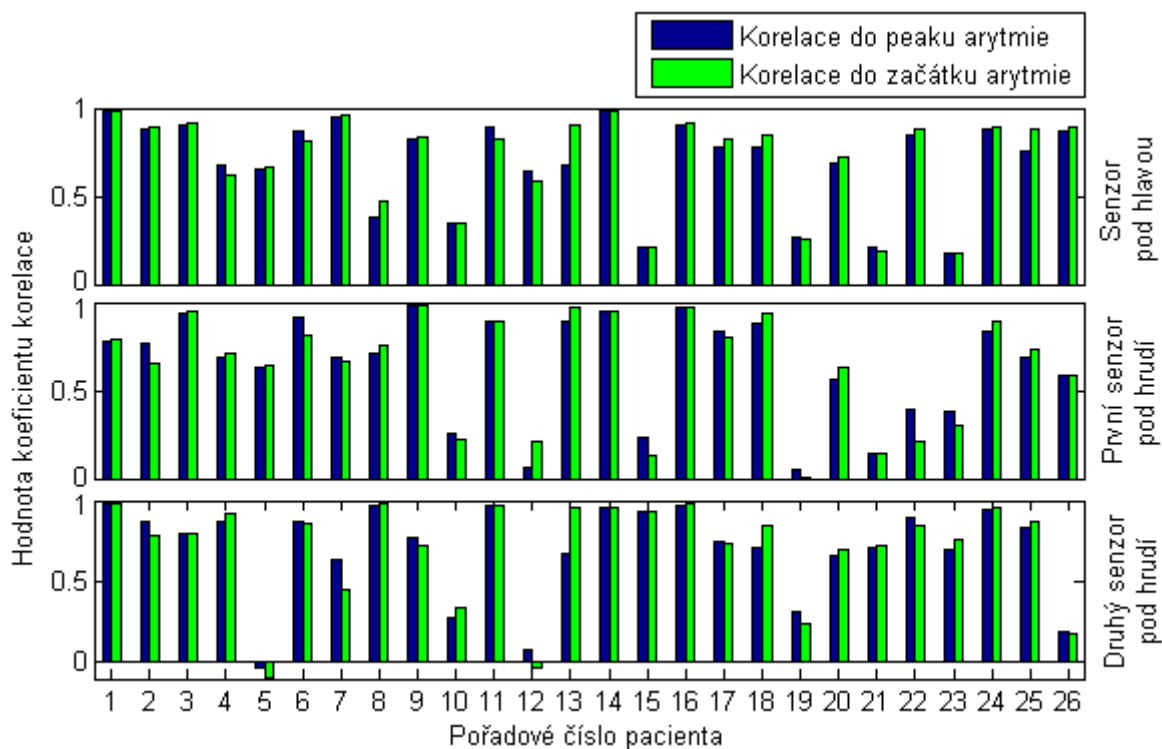
Výpočet korelačních koeficientů byl proveden v programu MATLAB s použitím funkce `corr2`. Její algoritmus se dá popsat vztahem

$$r = \frac{\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})(B_{mn} - \bar{B})}{\sqrt{(\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})^2)(\sum_m \sum_n (B_{mn} - \bar{B})^2)}}$$

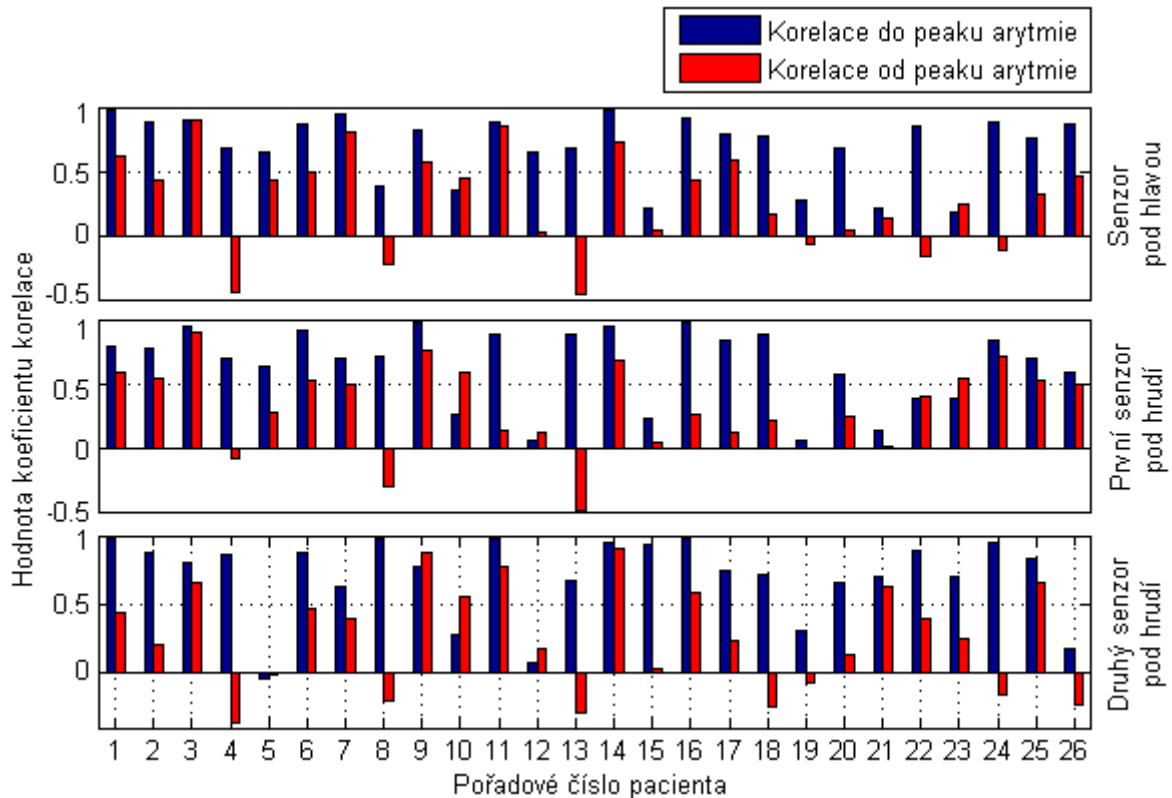
kde A , B jsou matice o rozměrech $m \times n$ obsahující zadané signály a \bar{A} , \bar{B} jsou průměrné hodnoty prvků matice A , resp. matice B [24]. Výstupem výpočtu je tzv. Pearsonův korelační koeficient r .

Koeficienty korelace mezi zdravými a arytmiickými BCG signály byly stejným způsobem vypočteny také pro intervaly od kmitu R zdravého QRS komplexu do *začátku* arytmie v ECG, tj. délka intervalů byla rovna vzdálenosti mezi kmitem R před arytmií a okamžikem, ve kterém se tvar křivky ECG začal odlišovat od normálního průběhu. Porovnání koeficientů korelace u jednotlivých pacientů je na obrázku 23. Je z něj vidět, že koeficienty korelace se u jednotlivých pacientů mohou výrazně lišit a značné rozdíly se mohou vyskytnout i u jednoho pacienta při použití dat z různých senzorů. Takovéto případy nastaly u pacientů číslo 5, 12, 15, 21 a 26. Naopak korelování v intervalech končících v peaku arytmie ECG dává podobné výsledky jako korelování v intervalech končících již v okamžiku začátku arytmie.

Další korelace BCG signálů byly analogickým postupem počítány v časových oblastech za arytmiemi. Vybrané úseky začínaly v čase peaku arytmie v ECG, délka úseku byla pro každého pacienta zvolena stejná jako délka intervalu mezi předcházejícím (zdravým) R-peakem a peakem arytmie. Jinými slovy, korelované segmenty signálu před arytmií byly u každého pacienta stejně dlouhé jako korelované segmenty signálu za arytmií. Korelační koeficienty v oblastech před arytmiemi byly porovnány s korelačními koeficienty v oblastech za arytmiemi, výsledky pro jednotlivé pacienty ukazuje obrázek 24. Je z něj patrné, že ve většině případů je pro daného pacienta a senzor korelace BCG signálů v oblasti za peakem arytmie menší než korelace před peakem arytmie.



Obrázek 23: Porovnání korelačních koeficientů BCG signálů pro jednotlivé pacienty. Horní graf zobrazuje koeficienty vypočtené z dat senzoru umístěného pod hlavou, na prostředním a dolním grafu jsou koeficienty vypočtené z dat senzorů umístěných pod hrudí.



Obrázek 24: Porovnání korelačních koeficientů BCG signálů v oblastech před peakem ECG arytmie (modře) a po peaku arytmie (červeně).

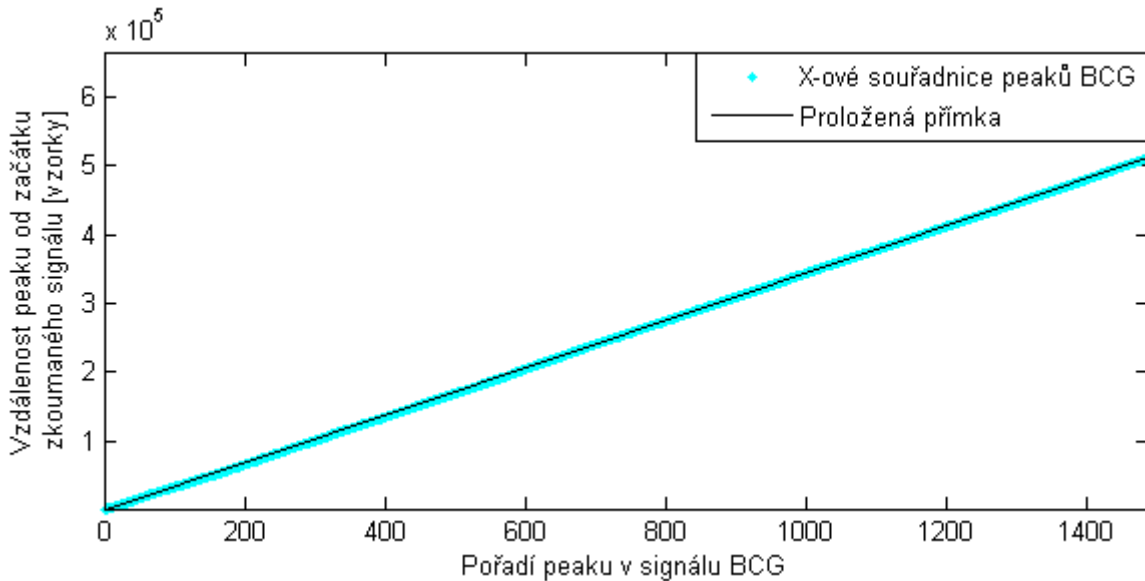
5.6 Automatická detekce arytmii z BCG signálu

Výše uvedeným porovnáním korelací bylo ověřeno, že arytmie v ECG má za následek změnu mechanické odezvy měřitelnou pomocí korelování BCG signálu. Na základě toho byly navrženy dva algoritmy pro automatickou detekci srdečních arytmii užívající autokorelace BCG signálu. Při vývoji algoritmů byla pro jejich testování použita data pacienta číslo třináct ze senzoru pod hlavou. Tento pacient byl vybrán proto, že jeho signály obsahují relativně dlouhé úseky nezkreslené šumem a v jeho ECG signálu se vyskytuje dostatečné množství výrazných arytmii.

5.6.1 Detekce arytmii pomocí korelací autokorelačních funkcí

Tento algoritmus je založen na korelování autokorelačních funkcí sousedních úseků signálu. V BCG signálu jsou nejprve nalezeny peaky, které odpovídají jednotlivým úderům srdce. Poté je určena průměrná vzdálenost dvou sousedních peaků. Při jejím výpočtu je užita lineární regrese: body [pořadí peaku N , x -ová souřadnice

peaku N] (pro všechny peaky) jsou proloženy přímkou ve tvaru $y = a + bx$. Směrnice b pak odpovídá průměrné vzdálenosti V_p dvou sousedních peaků. Grafické znázornění lineární regrese ukazuje obrázek 25.

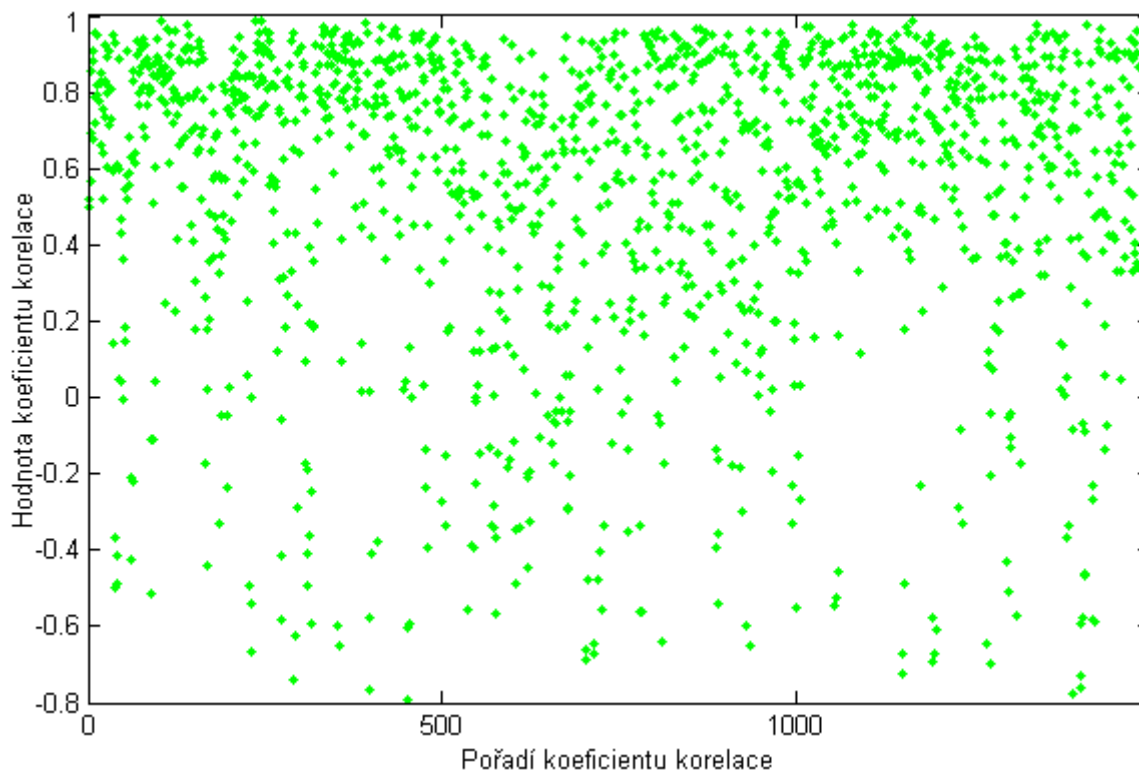


Obrázek 25: Užití lineární regrese pro určení průměrné vzdálenosti peaků.

Následně jsou po celé délce signálu počítány autokorelační funkce: autokorelace jsou prováděny pro úseky o délce rovné čtyřnásobku V_p , posun autokorelačního okna pro výpočet následující autokorelační funkce je vždy o V_p . Takto vzniklé autokorelační funkce o délce $4V_p$ jsou pro další zpracování oříznuty; empiricky bylo zjištěno, že je vhodné z každé autokorelační funkce ponechat poslední čtvrtinu.

Dále jsou spočteny korelační koeficienty sousedních (již oříznutých) autokorelačních funkcí. Výsledky pro pacienta číslo 13 jsou na obrázku 26. Korelační koeficienty se poté porovnávají s prahovou hodnotou, empiricky stanovenou na 0,2. Je-li hodnota k -tého koeficientu korelace nižší než prahová hodnota, v blízkosti k -tého peaku signálu BCG je zvýšená pravděpodobnost výskytu arytmie a souřadnice tohoto peaku je proto vybrána pro další zpracování.

Aby byl výskyt arytmie v některé oblasti signálu potvrzen, musí být v této oblasti vzdálenost sousedních peaků vybraných v předcházejícím kroku menší než empiricky stanovená hodnota $\frac{3}{2}V_p$. V tom případě je k x-ové souřadnici prvního z těchto peaků přičteno $6V_p$ (jedná se o empiricky zjištěnou hodnotu související s tím, že předcházející kroky algoritmu způsobují posun potenciálních výskytů arytmie dopředu) a tato výsledná souřadnice arytmie je uložena k dalšímu zpracování.

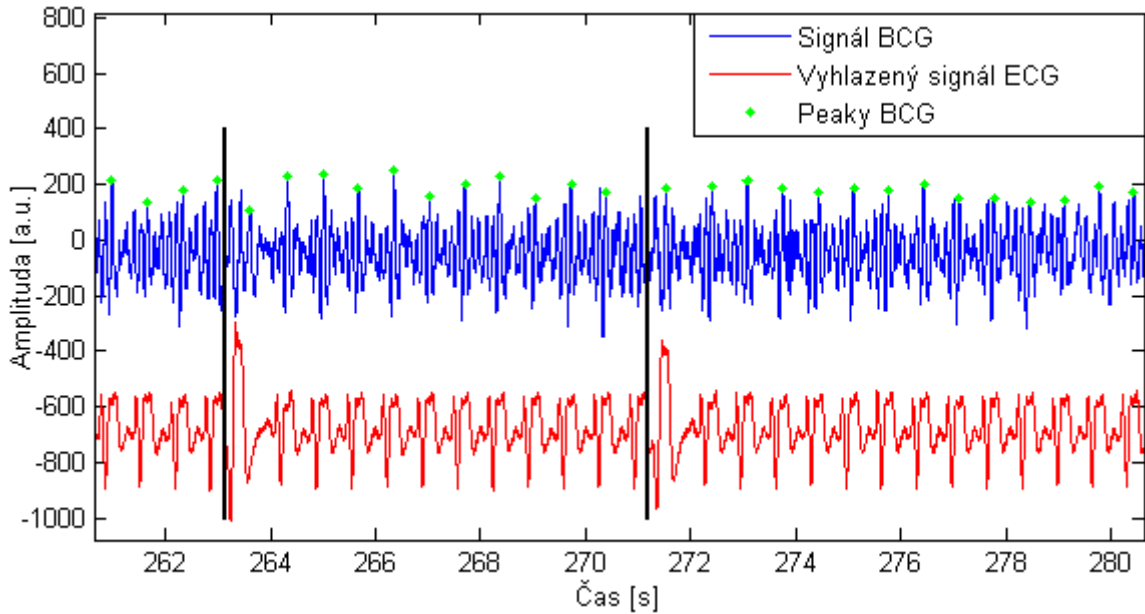


Obrázek 26: Výsledky korelací autokorelačních funkcí u vybraného pacienta.

Je-li několik takto zjištěných potenciálních arytmií blízko sebe, často jsou ve skutečnosti způsobeny jedinou reálnou arytmií. Z toho důvodu je na závěr provedeno vyřazení některých souřadnic potenciálních arytmií, které blízko sousedí s jinými. Nejprve se postupně prochází souřadnice arytmií a ty, jejichž vzdálenost od předešlé je menší než $2,5V_p$, jsou označeny pro vyřazení a následně vyřazeny. Poté je obdobně proveden druhý průchod zbylými souřadnicemi a vyřadí se ty, jejichž vzdálenost od předešlé je menší než $5V_p$. Tím jsou získány definitivní souřadnice arytmií. Arytmie jsou podle těchto souřadnic vyznačeny do grafu se signály ECG a BCG. Ukázka části tohoto grafu s vyznačenými arytmiemi je na obrázku 27.

5.6.2 Detekce arytmií pomocí součtů druhých mocnin hodnot autokorelačních funkcí

Tento přístup vychází z předešlého algoritmu. Na začátku jsou stejným způsobem nalezeny peaky v signálu BCG a je určena průměrná vzdálenost mezi nimi. Autokorelační funkce jsou počítány obdobně s tím rozdílem, že délka autokorelovaných úseků i délka počítaných autokorelačních funkcí jsou rovny dvojnásobku V_p . Autoko-



Obrázek 27: Část grafického výstupu algoritmu pro detekci arytmií.
Svislé černé úsečky označují nalezené arytmie.

relační funkce jsou následně oříznuty tak, že pro další zpracování jsou ponechány pouze jejich druhé poloviny. Pro každou (již oříznutou) autokorelační funkci je poté spočítán součet druhých mocnin jejích hodnot:

$$S_{dm} = \sum_{i=1}^H x_i^2,$$

kde H je počet hodnot autokorelační funkce a x_i je i -tá hodnota autokorelační funkce. Arytmie je často spojena s poklesem S_{dm} . To umožňuje opět využít prahování: hodnoty S_{dm} jsou porovnávány s prahovou hodnotou, empiricky stanovenou na 1,8. Je-li hodnota k -tého součtu nižší než prahová hodnota, k x-ové souřadnici k -tého peaku je přičteno $2V_p$ (jedná se opět o korekci polohy arytmie jako v předchozím algoritmu) a tato výsledná souřadnice je uložena.

Na závěr jsou stejným způsobem jako v přechodím algoritmu vyřazeny přebytečné souřadnice potenciálních arytmií a zbývající arytmie jsou vyznačeny do grafu se signály ECG a BCG.

Tento algoritmus byl dále rozšířen tak, aby bylo sníženo množství falešných nálezů arytmie. Za tímto účelem byl přidán výpočet diferencí sousedních hodnot S_{dm} . V důsledku zmíněného poklesu S_{dm} v okolí arytmie jsou zde relativně vy-

soké absolutní hodnoty diferencí, přičemž na začátku arytmie je hodnota difference záporná a na konci arytmie kladná.

Toho je využito při dalším prahování: postupně se prochází uložené difference a hledá se taková dvojice sousedních diferencí, ve které je první difference menší než $-1,65$ a druhá difference větší než $1,65$. Tyto hodnoty jsou opět zjištěny empiricky. Nechť je takováto dvojice tvořena l -tou a $l+1$ diferencí. Pak je za potenciální arytmii označen l -tý peak BCG.

Pro potvrzení arytmie v dané oblasti musí být arytmie v této oblasti nalezena oběma popsányi způsoby, tj. prahováním S_{dm} i prahováním diferencí S_{dm} . Kontrola, zda je to splněno, se provádí tak, že se prochází potenciální arytmie získané prahováním S_{dm} a zjišťuje se, zda některá z potenciálních arytmii získaných prahováním diferencí je od ní ve vzdálenosti menší než $3V_p$. Je-li tomu tak, arytmie je v této oblasti potvrzena a vyznačena do grafu v místě arytmie získané prahováním S_{dm} .

5.6.3 Zhodnocení algoritmů

Výše popsané algoritmy detekce arytmii byly nejprve vyzkoušeny na BCG signálech pacienta číslo 13. Pro hodnocení úspěšnosti detekce byly vybrány úseky signálů nezkreslené pohybem pacienta na lůžku; ze signálu ECG bylo zjištěno, že obsahují celkem 32 arytmii. Na těchto úsecích byly použity navržené algoritmy a následně spočítány správně detekované arytmie (označme jejich počet A_S) a falešné nálezy arytmii (jejich počet označme A_F). Výsledky jsou uvedeny v tabulce 1.

Z tabulky lze vyčíst tyto poznatky:

1. Nejlepší poměr počtu správně detekovaných arytmii ku počtu falešných nálezů byl získán algoritmem užívajícím korelace autokorelačních funkcí aplikovaným na data ze senzoru umístěného pod hlavou.
2. Základní verze algoritmu užívajícího S_{dm} správně detekovala přibližně stejný počet arytmii jako předchozí algoritmus, ale pro data ze senzorů umístěných pod hrudí učinila výrazně větší množství falešných nálezů.
3. Rozšířená verze algoritmu užívajícího S_{dm} sice snížila počet falešných nálezů, avšak snížila též počet správně detekovaných arytmii.

Tabulka 1: Výsledky automatické detekce arytmií z BCG signálů

Detekce pomocí korelací autokorelačních funkcí			
Použitý senzor	A_S	A_F	Poměr A_S/A_F
Pod hlavou	26	3	8,7
První pod hrudí	26	10	2,6
Druhý pod hrudí	24	4	6,0
Detekce pomocí S_{dm} (základní verze algoritmu)			
Použitý senzor	A_S	A_F	Poměr A_S/A_F
Pod hlavou	25	4	6,3
První pod hrudí	22	40	0,6
Druhý pod hrudí	25	18	1,4
Detekce pomocí S_{dm} (verze se sníženým počtem falešných nálezů)			
Použitý senzor	A_S	A_F	Poměr A_S/A_F
Pod hlavou	9	2	4,5
První pod hrudí	11	16	0,7
Druhý pod hrudí	12	10	1,2

Souhrnně lze říci, že nejlepší výsledky u tohoto pacienta poskytl algoritmus založený na korelacích autokorelačních funkcí a nejlepší poměry A_S/A_F byly všemi algoritmy získány z dat senzoru umístěného pod hlavou pacienta.

Při orientačním měření rychlosti algoritmů bylo zjištěno, že algoritmus založený na korelacích autokorelačních funkcí měl na testovacím počítači čas zpracování přibližně 12,6 sekundy, zatímco oběma verzím algoritmu užívajícím S_{dm} zpracování trvalo přibližně 9,5 sekundy. Algoritmus užívající S_{dm} tedy byl cca o 25 % rychlejší.

Navržené algoritmy byly vyzkoušeny i u ostatních pacientů z obrázku 24. Výsledky u nich byly horší než výsledky u pacienta číslo 13, přesto se u jedné třetiny z těchto pacientů podařilo správně zdetekovat přibližně polovinu či více arytmií při nízkém počtu falešných nálezů.

Bylo zjištěno, že algoritmy jsou citlivé na kvalitu BCG signálu: výsledky u signálů, které jsou zašuměné či obsahují nepravidelnosti průběhu nezávislé na výskytu arytmií, jsou horší než výsledky dosažené u kvalitních signálů s pravidelným průběhem. To je pravděpodobně jedním z důvodů, proč u některých pacientů nebyly dosaženo příliš dobrých výsledků.

Nejlepších výsledků bylo u většiny pacientů dosaženo algoritmem založeným na korelování autokorelačních funkcí, ale rozdíly oproti algoritmu užívajícímu prahování S_{dm} nebyly výrazné. V několika případech se osvědčila rozšířená verze druhého algoritmu, která umožnila správně detekovat některé arytmie při minimálním či nulovém množství falešných nálezů. Pro dosažení co nejlepších výsledků bylo u některých pacientů potřeba upravovat v algoritmech prahové hodnoty pro korelační koeficienty, resp. pro S_{dm} či difference S_{dm} .

V případě některých pacientů byla detekce nejúspěšnější při použití dat ze senzoru umístěného pod hlavou, u dalších pacientů poskytovala nejlepší výsledky data z jednoho či druhého senzoru pod hrudí. Nedá se tedy určit, který senzor je obecně nejvhodnější používat.

Přesné vyčíslení úspěšnosti jednotlivých algoritmů nebylo možné, protože u některých pacientů se úspěšnost detekce hodnotila obtížně. Jedním z důvodů bylo, že jejich arytmie se vyskytovaly příliš blízko za sebou, takže se nedalo spolehlivě určit, jestli se jedná o správné označení arytmie, nebo zda jde o falešný nález arytmie mezi skutečnými arytmiemi. Některé arytmie navíc byly nevýrazné, takže se nedalo jednoznačně posoudit, zda se skutečně jedná o arytmií. Pro přesnější zhodnocení funkčnosti algoritmů a jejich případné zdokonalování by bylo vhodné mít k dispozici více kvalitních dat.

Závěr

Diplomová práce se zabývala možnostmi balistokardiografie. Teoretická část práce podala vysvětlení principu BCG, popsala rozvoj BCG od jejích počátků až po moderní výzkumné směry a uvedla základní poznatky o činnosti srdečního svalu.

V praktické části práce byla provedena analýza ECG a BCG dat naměřených na několika desítkách pacientů pražského Kardiocentra IKEM, kteří se střídali na lůžku opatřeném kapacitními senzory a piezosenzory. Ze signálů získaných kapacitními senzory byly identifikovány časové intervaly, v nichž bylo lůžko obsazeno, odhadovány relativní hmotnosti jednotlivých pacientů a byla rozpoznána dechová aktivita pacientů.

Dále byly porovnávány ECG signály různých pacientů a zkoumány souvislosti mezi ECG signálem, BCG signály z piezosenzorů a signály z kapacitních senzorů. Vyšetřována byla zejména odezva BCG signálu na normální i arytmiický průběh ECG.

Spočtení koeficientů korelace mezi vhodně zvolenými úseky BCG signálů přineslo poznatek, že výskyt srdeční arytmie vede ke změně těchto koeficientů. Toho bylo využito při návrhu dvou algoritmů pro automatickou detekci arytmií z BCG signálu. Při použití pravidelných signálů s nízkou mírou šumu poskytují oba algoritmy dobré výsledky, u méně kvalitních signálů se výsledky zhoršují. I přes citlivost algoritmů na kvalitu signálu považuje autor za přínosné, že se podařilo najít nový způsob detekce srdečních arytmií pouze z BCG signálu, tedy bez nutnosti používat elektrokardiograf.

Na výsledky této práce je možno navázat především dalším výzkumem vlivu srdečních arytmií na BCG signál a zdokonalováním algoritmů pro automatickou detekci arytmií. Po dostatečném zvýšení spolehlivosti těchto algoritmů by bylo možno je nasadit do zkušebního provozu ve zdravotnických zařízeních.

Použité zdroje

- [1] PINHEIRO, Eduardo, Octavian POSTOLACHE a Pedro GIRAO. Theory and Developments in an Unobtrusive Cardiovascular System Representation: Ballistocardiography. *The Open Biomedical Engineering Journal*. 2010-03-05, vol. 4, issue 1, s. 201-216. DOI: 10.2174/1874120701004010201.
- [2] BARČIAKOVÁ, Lucia, Jan PIRK, Petr ŠEBA a Jan KŘÍŽ. Vývoj balistokardiografie od roku 1877 do současnosti. *Cor et Vasa*. 2011, roč. 53, č. 01-02, s. 72-74.
- [3] STUDNIČKA, Filip. *Analýza biomedicínských signálů získaných pomocí balistokardiografických měření*. Hradec Králové, 2013. Disertační práce. Univerzita Hradec Králové, Pedagogická fakulta, Přírodovědecká fakulta, Katedra fyziky.
- [4] HERNANDEZ, Oscar, Carlos RAMIREZ a Julio VILLEDA. A tolerant algorithm for cardiac pulses characterization in ballistocardiography signals in a non-invasive system. Conference: *2011 IEEE Statistical Signal Processing Workshop (SSP)*. Tecnológico de Monterrey: IEEE, 2011, s. 465-468. ISBN 978-1-4577-0569-4. DOI: 10.1109/SSP.2011.5967733
- [5] HOULTON, Geoffrey. The Digital Ballistocardiograph. *US Cardiology*. 2009, vol. 6, issue 2, s. 115-119.
- [6] PARAK, Jakub. Heart Rate Detection from Ballistocardiogram. Conference: *16th International Student Conference on Electrical Engineering POSTER 2012*. Praha, 2012.
Dostupné z: http://amber.feld.cvut.cz/bmeg/wp-content/uploads/2012/05/Poster12_ParakJ.pdf
- [7] PINHEIRO, Eduardo, Octavian POSTOLACHE a Pedro GIRAO. Online heart rate estimation in unstable ballistocardiographic records. Conference: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2010, s. 939-942. DOI: 10.1109/iembs.2010.5627539.

- [8] BRÜSER, Christoph, Stefan WINTER a Steffen LEONHARDT. *Unsupervised Heart Rate Variability Estimation from Ballistocardiograms*. International Journal of Bioelectromagnetism. 2013, vol. 15, no. 1, s. 1-6.
- [9] GOMEZ-CLAPERS, Joan, Albert SERRA-ROCAMORA, Ramon CASANELLA a Ramon PALLAS-ARENY. Uncertainty factors in time-interval measurements in ballistocardiography. Conference: *19th Symposium IMEKO TC 4 Symposium and 17th IWADC Workshop Advances in Instrumentation and Sensors Interoperability*. Barcelona, 2013, s. 395 - 399. ISBN-10: 84-616-5438-2. Dostupné z: <http://www.imeko.org/publications/tc4-2013/IMEKO-TC4-2013-098.pdf>
- [10] ETEMADI, M., O. T. INAN, L. GIOVANGRANDI a G. T. A.KOVACS. Rapid Assessment of Cardiac Contractility on a Home Bathroom Scale. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2011, vol. 15, issue 6, s. 864-869. DOI: 10.1109/TITB.2011.2161998.
- [11] BRÜSER, Christoph. Unobtrusive Non-Contact Detection of Arrhythmias using a “Smart” Bed. *Acta Polytechnica*. 2011, vol 51, no. 5, s. 18 - 23. ISSN 1805-2363.
Dostupné z: <https://ojs.cvut.cz/ojs/index.php/ap/article/view/1426/1258>
- [12] JEZBERA, Daniel, Jan KŘÍŽ, RAJSNER, Filip STUDNIČKA a Petr ŠEBA. Results of geometric ballistocardiography. *International Journal of Circuits, Systems and Signal Processing*. 2014, vol. 8, s. 149-153. ISSN: 1998-4464.
Dostupné z: <http://www.naun.org/main/NAUN/circuitssystemssignal/2014/a222005-185.pdf>
- [13] WANG, Xu, Fangfang JIANG, Dan YANG a Yuan LIAO. Estimation of the respiratory component from ballistocardiography signal using adaptive interference cancellation. In: *2011 Chinese Control and Decision Conference (CCDC)*. IEEE, 2011, s. 571-574. ISBN 978-1-4244-8737-0. DOI: 10.1109/CCDC.2011.5968246.
Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5968246>

- [14] KITTNAR, Otomar, et al. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-802-4730-684.
- [15] DE RIDDER, S., P.-F MIGEOTTE, X. NEYT, N. PATTYN a G. K. PRISK. Three-dimensional ballistocardiography in microgravity: A review of past research. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2011, s. 4267-4270. ISBN 978-1-4577-1589-1. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091059. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6091059>
- [16] MIGEOTTE, P.-F, J. TANK, N. PATTYN, I. FUNTOVA, R. BAEVSKY, X. NEYT a G. K. PRISK. Three dimensional ballistocardiography: Methodology and results from microgravity and dry immersion. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2011, s. 4271-4274. ISBN 978-1-4577-1589-1. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091060. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6091060>
- [17] EBLEN-ZAJJUR, A. A Simple Ballistocardiographic System for a Medical Cardiovascular Physiology Course. *Advances in Physiology Education*. 2003-12-01, vol. 27, issue 4, s. 224-229. DOI: 10.1152/advan.00025.2002. Dostupné z: <http://ajpadvan.physiology.org/cgi/doi/10.1152/advan.00025.2002>
- [18] TREFNÝ, Zdeněk. Quantitative ballistocardiography (Q-BCG) for measurement of cardiovascular dynamics. *Physiol Res*. 2011, vol. 60, issue 4, s. 617-25. ISSN 0862-8408. Dostupné z: http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/60/60_617.pdf
- [19] STORK, Milan a Zdeněk TREFNÝ. Electronic System and Signal Processing for Noninvasive Seismocardiography Examination. In: *ICS'08 Proceedings of the 12th WSEAS international conference on Systems*. Wisconsin: WSEAS, 2008, s. 104-108. ISBN: 978-960-6766-83-1.

- [20] SPRAGER, Sebastijan, Denis DONLAGIC a Damjan ZAZULA. *Monitoring of basic human vital functions using optical interferometer*. In: IEEE 10th International Conference on Signal Processing Proceedings. Beijing (China): IEEE, 2010, s. 1-4. ISBN 978-1-4244-5897-4. DOI: 10.1109/ICOSP.2010.5656473.
- [21] MYSLIVEČEK, Jaromír. *Základní fyziologické principy I*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007, 152 s. ISBN 978-80-01-03599-3.
- [22] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [23] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007, xxxiii, 722 s. ISBN 978-802-4713-854.
- [24] 2-D correlation coefficient - MATLAB corr2. In: *MATLAB Documentation* [online]. [20 Sep 2014] [cit. 2014-11-04].
Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/images/ref/corr2.html>

Přílohy

Algoritmus detekce arytmií pomocí korelací autokorelačních funkcí

```
clc
clear all;
close all;

% Načtení biomedicínských dat zvoleného pacienta
inputMatrix = loadbinary2('c\Users\H\Desktop\PrF\Diplomka\Data\...
20140701_6\BLK00012.2014-07-01_10-43-45.000.BI');

% Vymezení začátku signálů vybraného pacienta
signalStartOfSelectedPatient = 36500;

% Vymezení konce signálů vybraného pacienta
signalEndOfSelectedPatient = 550000;

% BCG signál vybraného pacienta ze zvoleného piezosenzoru
BCG1 = inputMatrix(signalStartOfSelectedPatient:...
signalEndOfSelectedPatient,3);

% Signál vybraného pacienta z kapacitního senzoru
movement = inputMatrix(signalStartOfSelectedPatient:...
signalEndOfSelectedPatient,8);

% ECG signál vybraného pacienta
ECG = inputMatrix(signalStartOfSelectedPatient:...
signalEndOfSelectedPatient,13);

% Vyhlazení ECG signálu (pro snadnější optické posuzování)
smoothECG = smooth(ECG,40);

% Hledání peaků v signálu BCG
% X: x-ové souřadnice peaků, Y: y-ové souřadnice peaků
```



```

[Y,X] = findpeaks(BCG1,'MinPeakDistance',300);

% Vykreslení signálů BCG a ECG, signálu z kapacitního senzoru
% a peaků BCG vybraného pacienta do jednoho grafu
figure('name','Signály BCG a ECG a signál z kapacitního'...
    'senzoru u vybraného pacienta','units','normalized',...
    'outerposition',[0 0 1 1]);
axisX = [1:length(BCG1)]./500; % Nastavení měřítka osy na sekundy
plot(axisX,BCG1); hold on;
plot(axisX,movement.*10 - 9384000,'g')
plot(axisX,smoothECG./5 - 400,'r')
plot(X./500,Y,'g.')
legend('Signál BCG','Signál z kapacitního senzoru',...
    'Vyhlazený signál ECG','Peaký BCG')
ylim([-7000 4000])
xlabel('Čas [s]')
ylabel('Amplituda [a.u.]')

% Lineární regrese
linearRegressionCoefficients = polyfit((1:length(X))',X,1);

% Směrnice přímky popisující rostoucí vzdálenost peaků BCG
% od začátku signálu
slope = linearRegressionCoefficients(1);

% Vykreslení rostoucích vzdáleností peaků BCG od začátku signálu
figure('name','Rostoucí vzdálenosti peaků od začátku signálu',...
    'units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
plot(X,'c'); hold on;
plot([1 length(X)], [X(1) X(length(X))], 'k')
legend('X-ové souřadnice peaků BCG','Proložená přímka')
xlabel('Pořadí peaku v signálu BCG')
ylabel({'Vzdálenost peaku od začátku';...

```

```

    'zkoumaného signálu [vzorky]')

% Vzdálenost 2 sousedních peaků v signálu BCG
peaksDistance = round(slope);

% Matice pro uložení výsledků autokorelací
ACF = zeros(1,length(1:4*peaksDistance+1)) + 2;

% Autokoreluje se vždy úsek 4 průměrných vzdáleností sousedních peaků,
% posun autokorelačního okna o průměrnou vzdálenost sousedních peaků
i = 1;
while X(i) + (6*peaksDistance) < length(BCG1)
    cor=autocorr(BCG1(X(i+4) - 2*peaksDistance:X(i+4)...
        + 2*peaksDistance),4*peaksDistance)';
    if ACF(1,1) == 2 % Aby v prvním řádku nezůstaly defaultní "2"
        ACF = cor;
    else
        ACF = [ACF;cor];
    end
    i = i + 1;
end

% Matice ACF:v 1 řádku jsou výsledky 1 autokorelace, tj. ACF
% obsahuje všechny provedené autokorelace tak, jak šly za sebou

% Budou se porovnávat pouze poslední čtvrtiny autokorelačních funkcí
ACF = ACF(:,3*peaksDistance:size(ACF,2));

% Rozměry matice obsahující ořezané autokorelační funkce
sizeOfCorrelationMatrix = size(ACF);

% Vektor pro uložení korelačních koeficientů sousedních korelací
corrCoefficients = zeros(1,sizeOfCorrelationMatrix(1) - 1);

```

```

% Korelování sousedních autokorelačních funkcí
for j=1:sizeOfCorrelationMatrix(1) - 1
    corrCoefficients(j) = corr2(ACF(j,:),ACF(j+1,:));
end

% Vykreslení korelačních koeficientů
figure('name','Korelační koeficienty sousedních autokorelací',...
    'units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
plot(corrCoefficients,'.g')
xlabel('Pořadí koeficientu korelace')
ylabel('Hodnota koeficientu korelace')

% Vyhledání korelačních koeficientů menších než prahová hodnota
arrythmiaCandidateCorrCoef = 0;
for k=1:length(corrCoefficients)
    if corrCoefficients(k) < 0.2
        arrythmiaCandidateCorrCoef = [arrythmiaCandidateCorrCoef X(k)];
    end
end

% Smazání pomocné "nuly" ze seznamu kandidátů na arytmie
arrythmiaCandidateCorrCoef(1) = [];

% Potvrzení arytmie, jen když jsou 2 nálezy blízko za sebou.
arrythmias = 0; % Vektor pro uložení x-ových souřadnic arytmií
l = 1;
while l < length(arrythmiaCandidateCorrCoef)
    if arrythmiaCandidateCorrCoef(l+1)...
        - arrythmiaCandidateCorrCoef(l) < 3*peaksDistance/2
        arrythmias = [arrythmias arrythmiaCandidateCorrCoef(l)...
            + 6*peaksDistance];
    end
    l = l+1;
end

```

```

end

% Smazání pomocné "nuly" ze seznamu arytmií
arrythmias(1) = [];

% Sjednocení potenciálních arytmií, pokud jsou blízko za sebou
for m = 1:length(arrythmias) - 1
    if arrythmias(m+1) - arrythmias(m) < 2.5*peaksDistance
        arrythmias(m+1) = 0;
    end
end

% Vybrané arytmie
arrythmias = arrythmias(arrythmias ~= 0)

% Další kolo sjednocování potenciálních arytmií
for m=1:length(arrythmias) - 1
    if arrythmias(m+1) - arrythmias(m) < 5*peaksDistance
        arrythmias(m+1) = 0;
    end
end

% Finální arytmie
arrythmias = arrythmias(arrythmias ~=0 );

% Znázornění finálních arytmií pomocí svislých čar
figure(1)
for n=1:length(arrythmias)
    line([arrythmias(n)/500 arrythmias(n)/500],...
        [-1000 400], 'Color', 'k', 'LineWidth', 2)
end

```

Algoritmus detekce arytmí pomocí součtů druhých mocnin hodnot autokorelačních funkcí

Uvedeny jsou pouze ty části algoritmu, které jsou principiálně odlišné od prvního algoritmu.

Základní verze algoritmu

```
% Výpočet součtů druhých mocnin hodnot autokorelačních funkcí
sumsOfSquares = sum(ACF'.^2);

% Vektor x-ových souřadnic potenciálních arytmí
arrythmiasBySums = 0;

% Hledání arytmí prahováním
for k = 1:length(sumsOfSquares)
    if sumsOfSquares(k) < 1.8
        arrythmiasBySums = [arrythmiasBySums X(k) + 2*peaksDistance];
    end
end
end
```

Verze algoritmu se sníženým počtem falešných nálezů

```
% Výpočet součtů druhých mocnin hodnot autokorelačních funkcí
sumsOfSquares = sum(ACF'.^2);

% Výpočet diferencí mezi sousedními součty druhých mocnin
differences = diff(sumsOfSquares);

% Vektor x-ových souřadnic potenciálních arytmí nalezených
% prahováním součtů druhých mocnin hodnot autokorelačních funkcí
arrythmiasBySums = 0;

% Hledání arytmí prahováním součtů
```

```

for k=1:length(sumsOfSquares)
    if sumsOfSquares(k) < 1.95
        arrythmiasBySums = [arrythmiasBySums X(k) + 2*peaksDistance];
    end
end

% Sjednocení potenciálních arytmií, pokud jsou blízko za sebou
...
(provedeno stejně jako v prvním algoritmu)
...
% Vektor x-ových souřadnic potenciálních arytmií nalezených
% prahováním diferencí součtů v okolí zkoumaného místa
arrythmiasByDifferences = 0;

% Hledání arytmií prahováním diferencí
for l=1:length(differences) - 1
    if (differences(l) < -1.65 && differences(l+1) > 1.65)
        arrythmiasByDifferences = [arrythmiasByDifferences X(l)];
    end
end

% Potvrzení arytmie, jen když blízko sebe budou arytmie
% získaná ze "součtů" a arytmie získaná z "diferencí"
arrythmias = zeros(1,length(arrythmiasBySums));
for i=1:length(arrythmiasBySums)
    for j=1:length(arrythmiasByDifferences)
        if abs(arrythmiasBySums(i) - arrythmiasByDifferences(j))...
            <= 3*peaksDistance
            arrythmias(i) = arrythmiasBySums(i);
        end
    end
end

% Finální arytmie
arrythmias = arrythmias(arrythmias ~= 0);

```