

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

**VYTVOŘENÍ TERAPEUTICKÉ HRY S VYUŽITÍM EMG
SIGNÁLU**

THERAPEUTIC GAME IMPLEMENTATION WITH USE OF EMG SIGNAL

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tomáš Drozd

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Branislav Hesko

BRNO 2017



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Tomáš Drozd

ID: 174492

Ročník: 3

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Vytvoření terapeutické hry s využitím EMG signálu

POKyny PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte problematiku terapeutických her a zpracování EMG signálu. 2) Seznamte se s platformou BITalino a s možnostmi získání EMG signálu v reálném čase. 3) Vytvořte skript, který bude schopný načíst EMG signál pomocí bluetooth z platformy BITalino. 4) Navrhněte terapeutickou hru spolu s parametry, které budou sloužit k ovládní hry a budou získané ze signálu EMG. 5) Implementujte Vámi navrženou terapeutickou hru. 6) Vhodným způsobem otestujte funkčnost vámi vytvořené terapeutické hry a dosažené výsledky popište. K vytvoření hry můžete použít libovolný programovací jazyk (Java/Python/Matlab/C++), stejně jako některou z volně dostupných knihoven pro vývoj her.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] CHOWDHURY, Rubana, Mamun REAZ, Mohd ALI, Ashrif BAKAR, K. CHELLAPPAN a T. CHANG. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. Sensors. 2013, 13(9), 12431-12466. DOI: 10.3390/s130912431. ISSN 1424-8220.

[2] AL SWEIGART. Making games with Python & Pygame a guide to programming with graphics, animation, and sound. Charleston, S. C: Creative Commons, 2012. ISBN 9781469901732.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 2.6.2017

Vedoucí práce: Ing. Branislav Hesko

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

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 bakalářská práce se zaměřuje na elektromyografii a její využití pro biofeedback. Nejprve popisuje elektromyografii a způsob jakým se měří. Dále způsoby zpracování signálu EMG, aby se dal určitým způsobem kvantifikovat a vyhodnotit. Také popisuje biofeedback a jeho využití v terapii a terapeutických hrách. Seznamuje čtenáře s přístrojem BITalino, který představuje nízkonákladový přístroj pro snímání biofeedbacku. K práci je dodána aplikace napsaná v jazyce C++, do které se implementovala hra Super Mario World a která vykresluje průběhy měřených signálu a z nich počítaných parametrů.

KLÍČOVÁ SLOVA

EMG, elektromyografie, BITalino, myofeedback, terapeutická hra

ABSTRACT

This bachelor thesis describes electromyography which we can use for biofeedback. At first, it describes electromyography and methods of measuring. Then biofeedback is described and its usage for therapeutic purposes or therapeutic games. Also it introduces BITalino device which represents low-cost solution for biofeedback. For practical uses there is provided a program written in C++ which includes Super Mario World. Application also draws measured signal and parameteres calcuted from it.

KEYWORDS

EMG, electromyography, BITalino, myofeedback, therapeutic game

DROZD, Tomáš *Vytvoření terapeutické hry s využitím EMG signálu*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2017. 52 s. Vedoucí práce byl Ing. Branislav Hesko,

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Vytvoření terapeutické hry s využitím EMG signálu“ jsem vypracoval(a) 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(ka) uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil(a) autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl(a) nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom(a) 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(-ky)

PODĚKOVÁNÍ

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

Dále bych rád poděkoval také panu Ing. Miloslavovi Kloudovi za vstřícnost a poskytnutí cenných informací k tématu.

Brno

.....

podpis autora(-ky)

OBSAH

Úvod	10
1 EMG signál	11
1.1 Vznik EMG	11
1.2 Typy elektrod	12
1.3 Umístění povrchových elektrod	14
1.4 Charakteristika signálu	14
2 Zpracování EMG signálu	15
2.1 Zdroje šumu	15
2.2 Diferenční zesilovač	18
2.3 Rektifikace	18
2.4 Vytvoření obálky	18
2.5 MVC normalizace	19
2.6 Svalová únava	21
2.7 Vlnková transformace	23
2.7.1 Odstranění šumu pomocí okna	24
3 Biofeedback	26
3.1 Měřené signály	26
3.2 Klinické využití zpětné vazby	26
3.2.1 Myofeedback v terapii	28
3.3 Využití v hrách	29
4 Implementace hry	31
4.1 BITalino	31
4.1.1 Hardware	31
4.1.2 Software a firmware	33
4.2 Metody zpracování signálu a využití parametry	34
4.2.1 Odstranění šumu	34
4.3 Aplikace EMG Therapeutics	35
4.3.1 Softwarová realizace aplikace	36
4.3.2 Získání signálu z BITalino	37
4.3.3 Panel BITalino	38
4.3.4 Panel přidání pacienta	38
4.3.5 Vykreslovací grafy	39
4.3.6 Průběh hry	40

5	Vyhodnocení	42
6	Závěr	47
	Literatura	48
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	51

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Princip superpozice MUAPT [5]	12
1.2	Jehlové elektrody [10]	12
1.3	Drátové elektrody [10]	13
1.4	Gelové elektrody [10]	13
1.5	Výstupní EMG v různých lokacích diferenčních elektrod [5]	14
2.1	Blokové schéma ostranění PLI [9]	16
2.2	Blokové schéma ostranění PLI [5]	17
2.3	Srovnání RMS, Moving average a Butterworthův filtr [12]	20
2.4	Vztah síly a RMS [12]	21
2.5	Ukázka posunu výkonového spektra a snižování hodnoty mediánové frekvence[12]	22
2.6	Blokové schéma metody s využitím DWT	24
3.1	Ukázka přístroje pro IMF terapii [24]	29
3.2	Ukázka robotického zařízení [7]	30
3.3	Ukázka myofeedback hry [11]	30
4.1	Bitalino board kit[21]	31
4.2	Schéma ovládání BITalina [4]	34
4.3	Ukázka ovládacího panelu	36
4.4	Ukázka panelu ovládání BITalino	38
4.5	Ukázka nezadání správného rodného čísla	39
4.6	Ukázka okna, kde se vykreslují jednotlivé signály	39
4.7	Nastavení prahu a jemu odpovídající poloha v grafu	41
4.8	Ukázka hry SuperMarioWorld	41
5.1	Ukázka nezpracovaného signálu v prostředí Matlab	42
5.2	Ukázka odstranění šumu některých způsobů v prostředí Matlab	43
5.3	Ukázka odstranění šumu s rozšířením okna za použití prostředí Matlab	44
5.4	Celkový vzhled oken aplikace při hraní	45
5.5	Demonstrace průběhu mediánové frekvence při hraní hry	46

SEZNAM TABULEK

3.1	Účinnost biofeedbacku v klinických studiích [27]	27
4.1	Specifikace BITALINO [21]	32
4.2	Parametry senzoru EMG [23]	32
4.3	Některé kombinace parametrů pro odstranění šumu	35

ÚVOD

Elektrickou aktivitu svalstva lze měřit pomocí elektromyografie, kdy se následovně zkoumá signál EMG, který svalstvo generuje. Stejně jako jiné biologické signály, jako například EEG nebo EKG, jej lze využít pro tzv. biofeedback. V medicíně nabývá popularity převážně díky neinvazivnímu přístupu a finanční dostupnosti metody. Pokud biofeedback následně použijeme pro terapeutické účely ve formě počítačové hry, můžeme u pacientů zvýšit jejich motivaci k terapii, a to zábavnou formou. S dnešní rozvíjející se technikou by si poté mohl pacient zapnout na svém osobním počítači hru, pomocí které by se terapie prováděla. V tom případě by pacient viděl své zlepšení, přičemž na dálku by tyto výsledky mohl zaznamenávat fyzioterapeut, aniž by pacient musel navštěvovat vzdálenější rehabilitační centrum.

Pro přesné vyhodnocení elektromyografického signálu pak hraje velmi důležitou roli zpracování signálu. Pokud data snímáme průběžně v aktuálním čase, postup zpracování takového signálu se může lišit od zpracování signálu najednou, až po celkovém naměření. Tato práce zahrnuje několik metod, jak se signál zpracovává. Buď se využívá klasický přístup s využitím FIR filtrů nebo metoda založená na odstranění šumu pomocí vlnkové transformace. Z těchto zpracovaných signálů se získají parametry, které odpovídají určitému stavu měřeného svalu. V terapeutických centrech se pak provádějí tréninky a terapie, při kterých se daný parametr zlepšuje.

Pro vytvoření rozhraní, které by formou hry podpořilo terapeutické cíle, se využije vlastností výkonného a efektivního programovacího jazyku C++. Zde se vytvořila aplikace EMG Therapeutics, která implementuje již naprogramovanou hru Super Mario World. Aplikace tedy zobrazuje průběh EMG signálu, jeho zpracování a nastavení parametrů, které si pak fyzioterapeut nastaví dle potřeby. Dále už je na pacientovi, aby dosáhl pomocí zpětné vazby určitých úkolů a cílů, které mohou vést k pokroku v jeho terapii nebo tréninku.

Nejprve se práce v první kapitole zabývá teoretickým základem k elektromyografii, tedy vznikem EMG signálu, typickými vlastnostmi a elektrodami, kterými se běžně tyto signály měří. Další kapitola popisuje zpracování EMG signálu, různé druhy rušení, jak se mohou potlačit či eliminovat a zmíněny jsou také parametry signálu, které z něj můžeme získat. Následující kapitola slouží k seznámení s biofeedbackem, využitím pro terapeutické účely a klinickou praxí. V praktické části je pak popsáno zařízení, které slouží pro získávání signálu - BITalino, samotná implementace hry a vytvoření aplikace. Nakonec jsou pak dosažené výsledky zhodnoceny.

1 EMG SIGNÁL

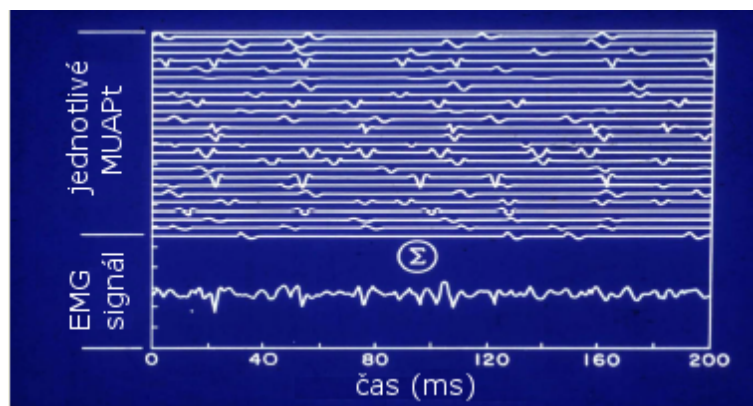
EMG signál v podstatě odráží elektrickou aktivitu lidského svalu tak, že jí následně můžeme určitým způsobem kvantifikovat. Proto jeho diagnostika našla využití v medicíně v podobě elektromyografie, která se zabývá studiem těchto signálů, které poukazují na fyziologický stav svalu.

1.1 Vznik EMG

Pro pochopení podstaty vzniku EMG signálu je třeba popsat samotnou strukturu svalu. Zde jej můžeme rozdělit na podjednotky, jednotlivé myofibrily svalového vlákna. Určitou skupinu těchto myofibril pak inervuje motoneuron, který přivádí či odvádí nervové vzruchy. [12]

Na molekulární úrovni pak můžeme využít modelu semi-permeabilní membrány, kdy pokud je sval absolutně relaxovaný, je mezi vnitřním a vnějším prostředím myofibrily rovnovážné napětí (-80 až -90 mV). Pokud aktivujeme svalovou buňku z centrální nervové soustavy nebo reflexem, dojde k excitaci a následné depolarizaci v důsledku pohybu iontů. Poté dochází k repolarizaci. Proces depolarizace vede k akčnímu potenciálu, který zaujímá velmi rychle hodnotu až 30 mV. Dojde k uvolnění iontů vápníku, které chemickými procesy umožní zkrácení kontraktálních vláken v myofibrilech, a nastává svalový stah. [12]

Akční potenciál jedné motorické jednotky se označuje zkráceně MUAP (motor unit action potential). V každém motoneuronu dochází k záškubu při jeho impulzech. Pokud se impulzy svou frekvencí blíží překrytí, dochází k tetanickému stahu. Pokud budeme zaznamenávat MUAP v krátkém časovém intervalu, dostaneme MUAPT (motor unit action potential train). Na obrázku [?] vidíme princip superpozice, kde signály jsou simulovány a napodobují reálné akční potenciály. V praxi snímáme superpozici akčních potenciálů. Tudíž pochopení podstaty této superpozice později může napomoci k dekompozici jednotlivých AP, z níž pak může fyziologický terapeut či algoritmu. [5]



Obr. 1.1: Princip superpozice MUAPT [5]

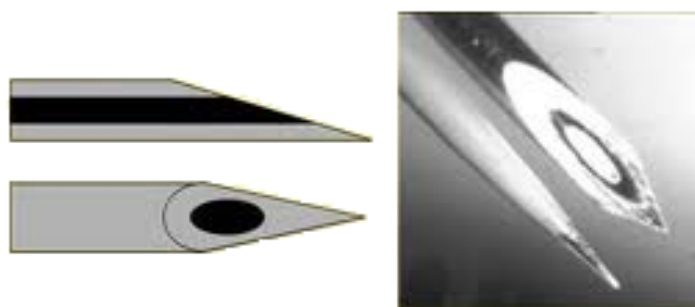
1.2 Typy elektrod

Signál elektrické aktivity pocházející ze svalů zachycujeme elektrodami, které se dělí do několika kategorií.

- Jehlové elektrody

Využívají se převážně pro klinické účely neuromuskulární diagnostiky. Ze všech typů elektrod mají nejvyšší kvalitu signálu. Můžeme zde detekovat jednotlivé MUAP při nízkých kontrakcích a v zavedeném stavu můžeme jehlu ještě přemístit do jiných oblastí. Ovšem za cenu vyšší bolestivosti.

Jehlové elektrody



Obr. 1.2: Jehlové elektrody [10]

- Drátové elektrody

Výhodou těchto oproti jehlovým je menší bolestivost díky menšímu průměru elektrody a také snadnější zavádění a vytažení. Vyrábí se ze slitin platiny,

stříbra, niklu nebo chromu.



Obr. 1.3: Drátové elektrody [10]

- Povrchové elektrody

Jedná se o neinvazivní typ elektrod. Výhodou může být jednoduchá instalace. Mohou být gelové nebo suché. U gelových se používá nejčastěji Ag-AgCl (stříbrochloridové), které oproti čistě kovovým poskytují nižší úroveň šumu. Suché zase nepotřebují ke snímání gelové prostředí mezi povrchem elektrody a kůží. Jsou ale těžší, tedy je zapotřebí materiál pro zlepšení stability. Dále existují pasivní a aktivní povrchové elektrody. První typ neobsahuje předzesilovač, druhý ano. Aktivní se používají spíše k suchým elektrodám kvůli jejich vyšší impedanci.

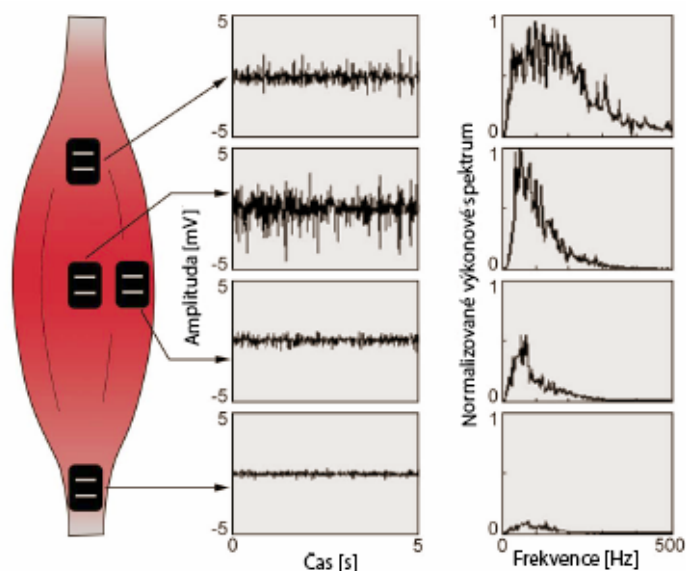


Obr. 1.4: Gelové elektrody [10]

1.3 Umístění povrchových elektrod

Pokud chceme měřit kupříkladu diferenčními elektrodami signál EMG, je klíčové umístění těchto elektrod. Dále musíme připravit pokožku v místě, kde budeme lepit elektrody. Začneme tedy oholením pokožky, protože ochlupení tvoří nevodivé prostředí mezi pokožkou a elektrodou. Odumřelé buňky také mají velkou impedanci, a tedy je vhodné použít buď speciální vodivou a abrazivní pastu, nebo lehce pokožku potřeme jemným brusným papírem, či použitím alkoholu na námi zvoleném textilu. [12]

Dále se vybere správné místo pro umístění samotných povrchových elektrod. Nejvhodněji umístíme elektrodu na břísčko zkoumaného svalu na longitudiální středovou linii a zároveň mezi místo šlachových úponů a motorické jednotky. Při umístění elektrody na místě inervační zóny, dojde k vyrušení akčního potenciálu jdoucího opačným směrem. [5]



Obr. 1.5: Výstupní EMG v různých lokacích diferenčních elektrod [5]

1.4 Charakteristika signálu

EMG signál patří mezi signály stochastické, tím pádem náhodné. Gaussovská distribuce jej pak ideálně popisuje. Amplituda se pohybuje v rozmezí 0-10 mV, při měření peak-to-peak nebo 0-1,5 mV RMS (z angl. Root Mean square) hodnoty. Frekvenční pásmo je pak obsaženo mezi 0-500 Hz, ale převážná část užitečného signálu se nachází mezi 150-50 Hz. [6]

2 ZPRACOVÁNÍ EMG SIGNÁLU

Pro přesnější klasifikaci a určování parametru EMG signálu je zapotřebí jej zpracovat tak, abychom odstranili rušící šum a dostali samotný užitečný signál.

Podle [16] reprezentuje model EMG signálu tato rovnice.

$$x(n) = \sum_{r=0}^{N-1} h(r)e(n-r) + w(n), \quad (2.1)$$

kde $x(n)$ představuje EMG signál, $e(n)$ zpracovaný bod, který představuje výbojový impuls, $h(r)$ značí MUAP, $w(N)$ aditivní Gaussovský šum a N je počet výbojů motorických jednotek. Tedy postup při zpracování by měl brát na tuto skutečnost brát ohled.

2.1 Zdroje šumu

Při záznamu EMG dochází ke zkreslení signálu šumem. Tento šum podle způsobu vzniku, způsobem projevu v signálu a také jeho následným odstraněním při zpracování lze rozdělit do několika kategorií. Podle [9] je výčet šumů zaplavující EMG signál následující:

- Inherentní šum v elektrodě

Od 0 Hz po tisícovky Hz signál obsahuje šum, který generuje samotné elektronické zařízení. Tento druh šumu se nazývá inherentní. Může být odstraněn použitím inteligentního návrhu el. obvodu a kvalitních součástek.

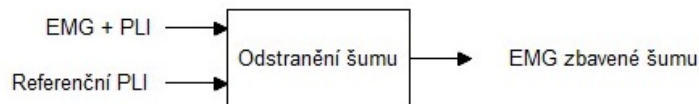
- Pohybový artefakt

Tento artefakt způsobuje pohyb elektrody, ke kterému dochází na rozhraní povrchu elektrody a kůže. Pokud dojde k aktivaci svalu, jeho délka se zkrátí, tudíž dojde k pohybu mezi kůží a elektrodami. V tento moment dojde k záznamu artefaktu. Mohou dosáhnout frekvencí 0-10 Hz a napětí odpovídající akčnímu potenciálu svalových motorických jednotek. Pokud použijeme vodivou pastu (gel), můžeme šum odstranit.

Pokud však dojde k rozdílu potenciálu mezi vrstvami kůže, vznikne jiný typ artefaktu, který elektrody s vodivou pastou neodstraní. Jestliže mechanicky (například škrábáním smírkovým papírem) snížíme impedanci kůže, dojde ke snížení vlivu artefaktu. Použitím filtru vykazala nejlepší výsledky adaptivní filtr na principu ortogonální Myeyer vlnky.

- Elektromagnetický šum

Tento druh šumu způsobuje skutečnost, že v okolí lidského těla se neustále nachází elektromagnetické vlnění, které s ním interaguje a následně se odráží zpět, superponuje, čímž i zesiluje elektromagnetický šum nacházející se v okolí. Tento šum může být až 1-3x větší než užitečný signál a obvykle zaujímá frekvenci 60 Hz nebo 50 Hz. Označuje se taky jako PLI (power line interference). Avšak pro odstranění je nutné použít off-line zpracování. Horní propust může být také použita, pokud frekvence odpovídající nežádoucímu šumu je zastoupena ve větší míře. Nicméně může být použit i výhodnější způsob jako použít řadu adaptivních filtrů jako je FIR notch nebo IIR notch, ale nejlepší výsledky ukázal Laguerre filtr. [9]

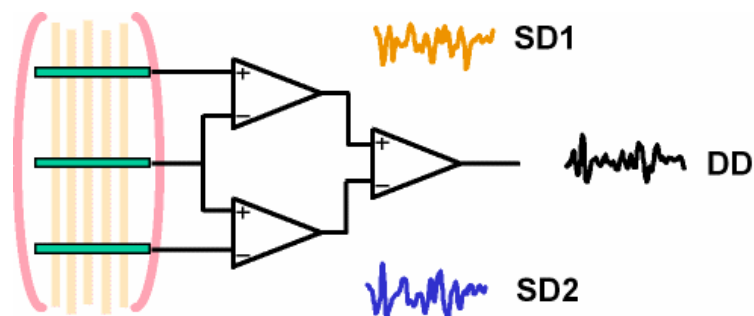


Obr. 2.1: Blokové schéma odstranění PLI [9]

- Cross talk

Pokud se k signálu z měřeného svalu přimísí signály ze skupin okolních svalů, hovoříme o tzv. Cross talku. Užitečný signál a crosstalk nejsou na sobě závislémi, pouze se odlišují jiným tvarem signálu a širším frekvenčním pásmem. Míru tohoto zkreslení ovlivňuje velikost elektrody, kdy elektrody s menším povrchem snižují crosstalk. Oblasti, kde je minimální se označují MCA (minimal crosstalk area) a definují se jako místo na povrchu, kde kontrakce antagonistických a agonistických svalů v dané svalové oblasti je malá. [9]

Jiná metoda, která crosstalk eliminuje, využívá dvojitě diferenciální (Double Differential) senzor. Jeho princip je naznačen na následujícím blokovém schématu. 2.2 Z něj je patrné, že potřebujeme celkově tři diferenční zesilovače, kdy jejich výstupy jsou zároveň vstupy následujícího. Ovšem je nutno dodat, že musíme snímat 2 svalové partie najednou (například flexor carpi ulnaris a jeho antagonistu extensor carpi ulnaris). Podle síly signálu lze pak určit, jestli pochází ze svalu měřeného či ze svalu vzdálenějšího, u kterého dojde k částečné ztrátě signálu. [5]



Obr. 2.2: Blokové schéma odstranění PLI [5]

- Interní šum

Jako interní šum se označuje souhrn anatomických, biochemických a fyziologických faktorů v důsledku počtu svalových vláken na motorickou jednotku, jak hluboko se svalové vlákno nachází ve tkáni, ve kterých místech se nachází aktivovaná vlákna či mohutnost tkáně. Tloušťka tkáně mezi elektrodami a aktivovaným svalem tedy určuje kapacitní vlastnosti této tkáně, stejně je takto ovlivněna amplituda EMG signálu. Tedy podkožní tuk jednoznačně snižuje amplitudu a ke zlepšení interpretovatelnosti signálu může napomáhat chirurgické odstranění tuku nebo do jisté míry může být tento šum odstraněn filtrem typu horní propust.

- Inherentní nestabilita signálu

Amplitudu EMG signálu můžeme považovat za náhodnou. V rozmezí 0-20 Hz je jejich hodnota velmi nestabilní z důsledku náhodnosti velikosti a četnosti výbojů motorické jednotky. Proto je tento signál považován za nežádoucí.

- EKG artefakty

Pokud snímáme EMG signál obzvláště ze svalů hrudníku, může docházet k příměsí signálu pocházejícího ze srdeční aktivity. Míra zkreslení závisí na umístění elektrod. Ovšem zkreslení signálu je viditelné pouze, pokud je hodnota maximální vědomé kontrakce MVC (Maximal Voluntary Contraction) pod 25%. Při kontrakci svalů hrudníku se na signálu EMG objevuje oscilace intenzity signálu, která se opakuje, tudíž se jedná o srdeční interferenci. Tyto artefakty lze účinně potlačit horní propustí s mezní frekvencí 100 Hz. Dojde pak ke ztrátě informací ze signálu.

Z tohoto hlediska je mnohem účinnější využít adaptivní filtraci, přičemž se v reálném čase odečítá pouze naměřená složka EKG signálu. Ovšem zde je nutnost snímat zároveň EKG signál, což může být nevýhoda z ohledu komfortu pacienta. [1]

2.2 Diferenční zesilovač

Důležitou roli při snímání hraje také zapojení elektrod k diferenčnímu zesilovači. Svou podstatou pomáhají eliminovat artefakty, ve většině případů signál není fázově posunut, což vede k lepší kvalitě a interpretovatelnosti signálu.

Zásadní veličina popisující efektivitu takového zesilovače se značí CMRR [dB] (Common Mode Rejection Ratio). Jde tedy o míru potlačení soufázového signálu, který představuje rušivé elementy a zesílení signálu rozdílového, který naopak představuje signál užitečný. Za přijatelnou se považuje hodnota nad 95 dB. [10]

Diferenční zapojení pak funguje ve své podstatě jako filtr typu pásmová propust. Frekvenční rozsah by měl pak být od 10 Hz do 500 Hz. Pomáhá odstranění složky šumu ze zdroje, která se většinou pohybuje okolo 50-60 Hz a také při zapojení dvou diferenciálních zesilovačů odstranit cross-talk. (viz 3.1) [5]

2.3 Rektifikace

Samotný nezpracovaný signál obsahuje důležité informace. Některé zdroje však uvádějí v prvním kroku, ještě než provedeme další kroky zpracovávání signálu, provést tzv. rektifikaci. Provedeme tedy výpočet absolutní hodnoty a tedy přesun všech negativních amplitud do kladných hodnot. Rektifikace pak umožňuje spočítat průměrnou hodnotu, kdežto bez rektifikace by byla střední hodnota signálu rovna nule. [12]

2.4 Vytvoření obálky

- Moving average

Tento parametr spočívá ve zvolení délky časového okna, kterým signál procházíme a počítáme z něj průměrnou hodnotu. Platí zde tedy rovnice:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|, \quad (2.2)$$

kde N představuje počet vzorků a x_n značí n-tý prvek.

- RMS

Z angl. Root Mean Square se vypočítává dle vzorce [9]

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2}, \quad (2.3)$$

kde N značí počet vzorků a n udává index vzorku. Zde se také volí časové okno. Tato hodnota souvisí se střední hodnotou výkonu signálu a dá se využít převážně pro vyhlazování. Pomocí RMS můžeme také detekovat začátek aktivity svalu. Testovaný subjekt pak nejprve ponechá sval relaxovaný a až poté sval aktivuje. Zároveň snímáme časové okno o 50 ms a méně a počítáme RMS signálu. Okno neustále zvětšujeme a nejnižší hodnotu, co dostaneme nastavíme jako práh aktivace. [5]

- TKEO (z angl. Teager-Kaiser Operator)

V posledních letech TKEO operátor je využíván pro účely detekce u EMG signálu. Nejprve se v uvedené metodě provedla filtrace HP s mezní frekvencí 20 Hz, provedla se matematická operace TKEO operátoru a poté se provedla DP s mezní frekvencí 50 Hz. TKEO se vypočítá podle rovnice

$$\psi[x(n)] = x^2(n) + x(n-1) \cdot x(n+1), \quad (2.4)$$

kde $x(n)$ značí prvek aktuální, $x(n-1)$ prvek předchozí a $x(n+1)$ prvek následující. Jako prahová hodnota byla použita trojnásobná hodnota směrodatné odchylky spočítané z referenční hodnoty signálu, kde se měřil dilatovaný sval. Hodnota odchylky se počítala v okně o 15 a více vzorcích. Ovšem tento způsob detekce nebyl využit v reálném čase. [19]

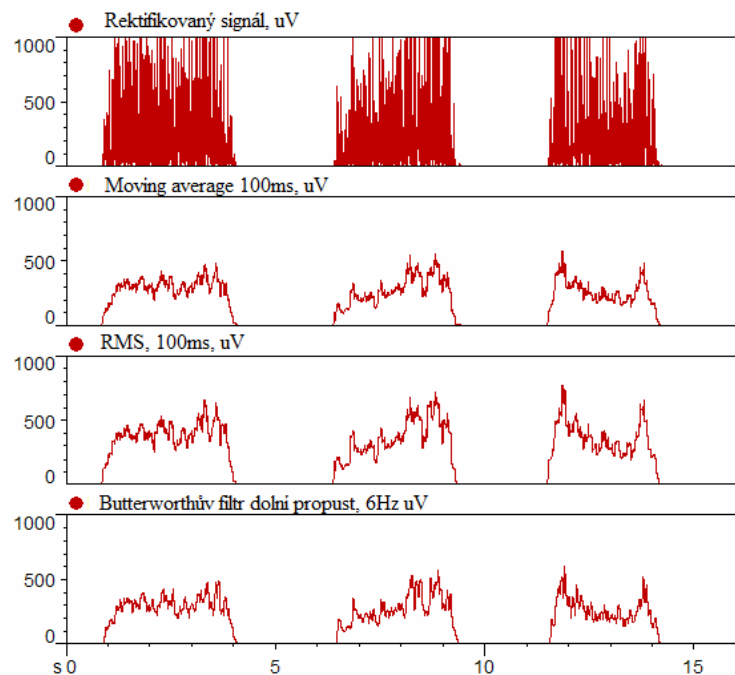
Pokud měníme časové okno, pak se také mění vyhlazené signály. Při zvolení vyšších hodnot může nastat fázový posun se strmějším náběhem při kontrakci. Tato hodnota by se měla volit v rozmezí 20-500 ms (ideální za většinu podmínek 50-100 ms). [12]

Také lze použít Butterworthův filtr (dolní propust) 2. řádu a následný výstup vytváří obálku signálu. [12]

Na obrázku [?] je zobrazeno srovnání těchto tří metod.

2.5 MVC normalizace

Problém u měření EMG signálu u různých subjektů je také relevantnost zaznamenání, protože každé měření zahrnuje jiné podmínky (např. malá odlišnost vzdálenosti elektrod nebo umístění elektrod), byť u stejného svalu. Je nutné provést kalibraci, která se dá realizovat pomocí MVC normalizace. [12]



Obr. 2.3: Srovnání RMS, Moving average a Butterworthův filtr [12]

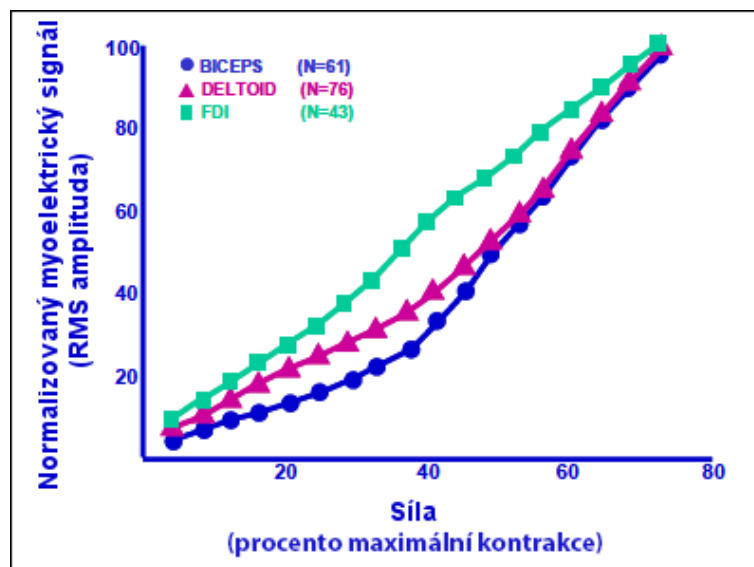
MVC (z angl. Maximum Voluntary Contraction) tedy znamená, že subjekt provádí kontrakci proti statickému odporu. Vynaložení úsilí k takovéto kontrakci je vysoké, a tedy netrénovaní jedinci mohou mít k jejímu dosažení problémy. Pro využití v terapii se setkáme spíše s jedinci, kteří po zraněních nejsou schopni dosáhnout MVC. Tedy alternativou je využití AME (z angl. acceptable maximum effort), tedy přijatelného maximálního úsilí. [12]

K provedení MVC jsou zapotřebí cviky, které zapojí pouze ty svaly, u kterých chceme měřit. Ideální jsou zejména ty, kde dochází k efektivní maximální inervaci, což je výsledek cviku při konstantním držení končetiny v ohybu s minimálním pohybem a měřený sval udržujeme v kontrakci. Pro každý subjekt je třeba nalézt nejvyšší hodnotu MVC, kterou dosáhne různými cviky. [12]

Subjekty v určitých intervalech pak zvyšují sílu stahu po určitou dobu 3-5 s, pak sílu drží 3 s a poté svaly uvedou v relaxaci po dobu 3 s. Cvičení se opakuje ještě jednou, ale s pauzou 30-60 s. Cvičení se provádí pro všechny MVC cviky. Pokud jsou tyto cviky změřeny v rámci jednoho záznamu s časovou prodlevou mezi nimi, můžou se amplitudy nalézt automaticky, bez ohledu na to, který subjekt cvik prováděl. V potaz se bere hodnota průměrné amplitudy nejvyššího úseku signálu s délkou trvání 500 ms. Toho se dosáhne projížděním signálem časovým oknem. [12]

Obrázek 2.4 znázorňuje vztah mezi normalizovaným RMS a silou stahu (procento

z MVC). Při 80 % MVC mají motorické jednotky s vysokým prahem aktivace nestabilní povahu. Tedy křivky grafu mají své lineární úseky, ale nestabilita motorických jednotek způsobuje taky nelinearitu. [5]



Obr. 2.4: Vztah síly a RMS [12]

2.6 Svalová únava

Při delší či frekventované svalové aktivaci po jistém čase dochází k únavě, která se dá určit pomocí výpočtu frekvenčního spektra signálu. Toho se dá dosáhnout použitím Fourierovy transformace (zkráceně FT), ovšem EMG musí vykazovat stacionární povahu. V praxi se však setkáváme spíše s kvazi-stacionárním. Tedy takové kritérium pro splnění stacionarity signálu je splněno při odlišnosti amplitudy méně než 2 % po dobu 2 s. Při nesplnění tohoto kritéria je zapotřebí použít více sofistikovaných technik pro zpracování. [5]

Výstupem použití FT je spektrum, které se umocněním na druhou převede na výkonové spektrum. Často se setkáváme i s pojmem normalizované spektrum, tedy hodnoty frekvencí dělené počtem prvků vstupujícího signálu. V praxi se také setkáváme s rychlejšími algoritmy FFT (Fast Fourier Transform), které snižují náročnost výpočtu. Výkonové spektrum poukazuje na rozložení jednotlivých frekvencí, ze kterých je EMG signál složen. Na základě výkonového spektra se dá také provést test signálu, kdy subjekt provede kontrakci svalu vůči statické překážce po dobu 3-5 s, podobně jako u MVC. Poté se zvolí interval a vypočítá se z něj výkonové spektrum. Dále můžeme zjistit strmost horní propusti na nízkých frekvencích (10-20 Hz), jestli je

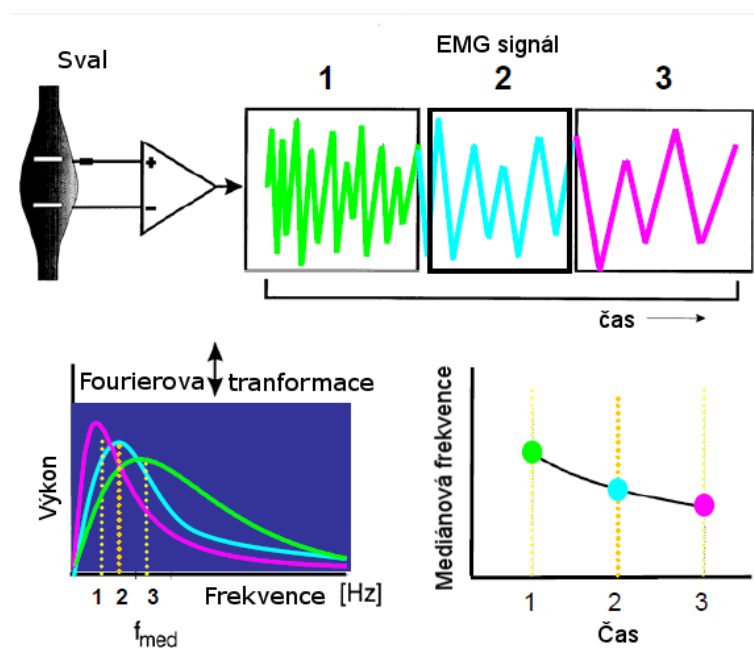
frekvence s nejvyšším výkonem okolo 50-80 Hz, jestli došlo k poklesu výkonu mezi 200-250 Hz či netypickým amplitudám výkonového spektra ve filtrovaném intervalu. Také PLI je viditelné na frekvencích 50 nebo 60 Hz. [12]

Z něj pak určujeme důležité frekvence, které souvisí se svalovou únavou. Buďto se sleduje průměrná nebo mediánová frekvence. Bylo prokázáno, že pokud je konstantní kontrakce svalu stálá a se stejnou silou, po určitém čase dojde k poklesu síly v důsledku svalové únavy. Tedy frekvenční spektrum se posouvá k nižším frekvencím a na tento fakt poukazuje mediánová frekvence. Při poklesu její hodnoty na určitou hodnotu pak dojde k snížení síly stahu. [5]

Mediánová frekvence se pak může spočítat ze vztahu [15]

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j, \quad (2.5)$$

kde P_j značí výkonové spektrum signálu, MDF je pak mediánová frekvence. Zde tedy pro mediánovou frekvenci matematicky platí, že tato frekvence rozděluje výkonové spektrum na dvě sobě rovné plochy pod křivkou.



Obr. 2.5: Ukázka posunu výkonového spektra a snižování hodnoty mediánové frekvence[12]

2.7 Vlnková transformace

Některé zdroje uvádějí, že použití FT na EMG signál je nevhodné v důsledku faktu, že FT předpokládá jistou stacionaritu signálu a EMG takovýto signál nepředstavuje, probíhají zcela náhodné děje a FT pak tedy může být nepřesná. Naproti tomu existuje vlnková transformace WT (z angl. Wavelet Transform), která pracuje i s nestacionárními signály. Výstup WT pak poskytuje dobře rozlišitelné časově-frekvenční rozlišení, což lze využít jak pro filtraci, tak pro dekompozici signálu EMG nebo pro klasifikaci, kterou lze využít například pro rozpoznání specifického pohybu. [9]

Vlnková transformace rozloží signál na několik vícerozměrných komponent podle mateřské vlnky WF (Wavelet Function), která se značí jako $\Psi(t)$. Ta se roztahuje a posouvá v čase a podléhá také dvourozměrné vzájemné korelaci v časové doméně. Při výpočtu spojitě vlnkové transformace CWT (z angl. Continuous Wavelet Transform) se pak využívá vzorce

$$\Psi(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (2.6)$$

kde výraz $\frac{1}{\sqrt{|a|}}$ se využívá k zachování energie, která by měla být stejná pro všechny hodnoty a i b . Pokud bychom však spojitě parametry (a, b) chtěli diskretizovat, můžeme využít několik metod. Jednou z nich je výpočet DWT (z angl. Discrete Wavelet Transform). Ta má oproti spojitému výpočtu tvar

$$x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{l=-\infty}^{\infty} d(k, l)^{\frac{k}{2}} \Psi(2^{-k}t - l). \quad (2.7)$$

Přitom $a = 2^k$, $b = 2^k l$ a $d(k, l)$ značí vzorkování funkce $W(a, b)$ v diskrétních bodech k a l .

Při zpracování sEMG (z angl. Surface Electromyography) signálu tedy může být provedena dekompozice pomocí WT za použití různých mateřských vlnek. Přijatelných výsledků dosáhly vlnky Sym4 nebo Sym5 při dekompozici na úrovni 8-9 z 10 úrovní, které poukazují na svalovou únavu. [16]

Jiný zdroj zase udává, že pro lepší výsledky pro širší využití je třeba použít vlnky db2, db4, db6, db44 a db45 při dekompozici na úrovni 4, která představuje kompromis pro šum o vysokých a nízkých frekvencích. [9]

Dekompozice také umožňuje odstranění šumu. Postupovat se pak může následujícím způsobem:

- Provedení DWT

Výstupem diskrétní vlnkové transformace jsou koeficienty, které odpovídají jednotlivým úrovním dekompozice. Pro každou úroveň pak může odpovídat různý počet koeficientů.

- Vypočítání prahu

Existuje několik způsobů výpočtu prahu. Jednak to může být například metoda minimax, která využívá již vypočítaných prahů a následně minimalizuje riziko střední kvadratické chyby od ideální prahové hodnoty. Platí zde vztah

$$Threshold_{minimax} = 0.3936 + 0.1829 \cdot \frac{\log(n)}{\log(2)}. \quad (2.8)$$

Vypočítáním tohoto prahu se dostane nižší hodnota než je tomu u níže uvedeného univerzálního prahu. Lepší využití nachází v signálech obsahujících méně šumu. Pro více zašuměné signály představuje řešení spíše práh univerzální. [28] Univerzální práh se vypočítá dle rovnice

$$T_{UV} = \sqrt{(2 \log n)} \hat{\sigma}, \quad (2.9)$$

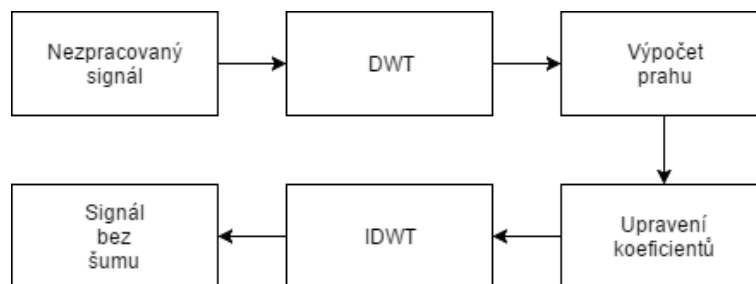
kde n značí počet koeficientů a $\hat{\sigma}$ označuje odhad úrovně šumu σ .

- Úprava koeficientů

Pokud už se vypočítala potřebná hodnota, jako další cíl následuje úprava koeficientů získaných z DWT. Zde se používá buď prahování měkké nebo tvrdé. Pokud provedeme tzv. tvrdé prahování, znamená to, že všechny hodnoty pod prahem se změny na 0 a nadprahové hodnoty se nechají beze změny. Při měkkém prahování pak podprahové hodnoty se změny rovněž na 0, nicméně nadprahové hodnoty se zmenší, většinou podle funkce signum.

- Rekonstrukce signálu

Nakonec tedy za použití upravených koeficientů lze provést iDWT, tedy inverzní diskretní vlnkovou transformaci a jako výsledek se dostane signál bez šumu. [14]



Obr. 2.6: Blokové schéma metody s využitím DWT

2.7.1 Odstranění šumu pomocí okna

Pokud bude vyžadováno zpracování signálu v reálném čase, poté kvůli časovému zpoždění nelze šum odstranit pomocí DWT s celým naměřeným signálem, ale je

zapotřebí signál segmenovat na menší úseky nebo vytvořit okno, které bude brát v potaz jen určitý počet posledních prvků. Základní metoda tedy spočívá klasicky v posouvání okna v čase. Pokud se tedy provede vlnková transformace takového okna, může mít tento způsob i své nedostatky. Signál může být zkreslen, zejména v krajních částech okna. [18]

Proto se tedy vyzkoušelo vícero metod upravujících klasické okno, které by zkreslení signálu alespoň částečně eliminovaly.

- Rozšíření stejnými posledními prvky

$$W_i = x(i - lx + 1), \dots, x(i), x(i), \dots, x(i) \quad (2.10)$$

kde W_i představuje okno a lx vyjadřuje počet vzorků v menším okně a je rozšířeno o stejný počet prvků s hodnotou nejaktuálnějšího prvku. Dochází k mírné redukci oscilací a nežádoucích zkreslení v signálu.

- Symetrické rozšíření

$$W_i = x(i - lx + 1), \dots, x(i), x(i), \dots, x(i - lx + 1) \quad (2.11)$$

Zde se signál takzvaně symetricky překlopí a provede se DWT. Toto rozšíření dosahuje lepších výsledků než rozšíření stejnými prvky v eliminaci zkreslení.

- Krátké symetrické rozšíření

$$W_i = x(i - lx + 1), \dots, x(i), x(i), \dots, x(i - lt + 1) \quad (2.12)$$

Zde výraz lt označuje nižší počet prvků, než je tomu u lx .

Toto rozšíření nedosahuje tak dobrých výsledků jako metoda s plným symetrickým rozšířením, ale na druhou stranu dochází k jednoznačnému zrychlení algoritmu.

- Symetrické rozšíření a průměrování

Také se použila metoda, která zahrnoval symetrické rozšíření okna a následné průměrování v cyklech. Tato metoda dosáhla odstranění oscilací, nicméně zahrnuje hodně výpočtů, což se projevuje převážně v časové prodlevě a tím pádem může být tímto negativním aspektem nezahrnuta.

3 BIOFEEDBACK

Pojem biofeedback označuje především terapeutickou metodu, která za pomoci snímání určitých fyziologických procesů, jako je srdeční frekvence nebo třeba elektrickou aktivitu svalu dokáže zlepšit zdravotní stav. Největší účinek takové terapie spočívá v tom, že člověk si mnohdy ani většinu fyziologických procesů neuvědomuje. Ovšem pokud má tyto procesy asociované s vizuální, audio či jinou zpětnou vazbou, může pak pacient této vazby využít k lepšímu ovládnutí těchto procesů a následného zlepšení zdravotního stavu. Dnes už je tato metoda běžně využívána pro zlepšení celé řady chorob a potíží. [8]

3.1 Měřené signály

Biofeedback měří zpravidla jeden či kombinaci několika z níže vypsanych signálů:

- EMG Elektromyografické signály se využívají poměrně často v biofeedbacku. Tento typ je využíván převážně pro bolesti hlavy, úzkosti, bolesti zad, inkontinence nebo pro navrácení svalů alespoň do částečné funkčnosti po úrazu.
- EEG Signály snímané elektroencefalografií jsou využitelné pro stanovení aktivity mozku. EEG biofeedback je tedy využitelný pro terapii hyperkinetické poruchy (ADHD nebo HKP), epilepsie
- EDA Elektrodermální aktivita měří míru pocení na povrchu pokožky člověka. Zvýšené pocení indikuje například stres nebo i bolest a je tedy využitelné pro biofeedback.
- HRV Heart rate variability je termín pro měření srdeční frekvence. Stejně jako jiné signály jej lze využít pro terapii při stresu, astmatu, chronické obstrukční nemoci plic či při nepravidelnosti tepu.
- Teplota Snímání povrchové teploty může být využito pro bolesti hlav.

[3]

3.2 Klinické využití zpětné vazby

Za posledních 30 let se s vývojem zdravotnické techniky snažil biofeedback využít pro terapii či léčbu různých nemocí, tedy jsou dostupné záznamy celé řady studií pro konkrétní nemoci. V těchto studiích byla využita například zpětná vazba pro trénink relaxace a také neurofeedback pro snímání EEG, tedy mozkové aktivity. Do jiné studie zapojili 118 pacientů s diagnózou chronickým alkoholismu, kteří byli náhodně rozděleni do 4 skupin. Srovnávali klasickou metodu léčby alkoholismu proti metodě s využitím meditace, biofeedbacku a neuroterapie. Spolu s meditací měl biofeedback největší úspěšnost léčby. [27]

Velmi často je také biofeedback využíván pro ovládání stresu. Zde se využívají převážně EMG signály, ale lze využít i třeba teplotu, neurofeedback nebo srdeční frekvenci. Studie ukázaly, že tato metoda je srovnatelná s progresivní relaxací nebo meditací, kdy se porovnávaly výsledky utlumení stresu v několika skupinách, s využitím i bez využití biofeedbacku. [27]

Biofeedback byl však využit i pro specifické nemoci jako autismus. Zde touto nemocí diagnostikovaný chlapec podstoupil 31 sezení s využitím zpětné vazby a ve všech diagnostických aspektech se jeho stav zlepšil. [27]

Pro léčbu HIV i rakoviny prsu ve studiích biofeedback zase pomohl zlepšit stav imunity. Toho bylo docíleno zvýšeným počtem lymfocytů jako následek terapie. Bylo využito EMG signálu.[27]

V tabulce níže jsou uvedeny studie biofeedbacku u nemocí a výsledným zhodnocením účinnosti terapie. Ohodnocení se provádělo ve škále 1-5, přičemž 1 značí neprokázatelný výsledek studie. 2. úroveň se pak opírá alespoň o 1 statisticky prokázatelnou studii, ovšem postrádá náhodně vybrané jedince s nemocí ke studii. Úroveň 3 pak zahrnuje několik studií, které prokazují účinnost terapie. 4. úroveň pak zahrnuje více kritérií jako je například využití placebo v jedné skupině, terapii s testovanou metodou v další a v třetí klasickou metodiku. 5. úroveň je pak nejvyšší možný stupeň účinnosti prokazující specifický účinek terapie opírající se o více než 2 nezávislé výzkumy. [27]

Tab. 3.1: Účinnost biofeedbacku v klinických studiích [27]

Nemoc	Typy signálů	Účinnost
Alkoholismus	EEG	3
Úzkost	EMG, EEG, teplota	4
Artritida	EMG, teplota	3
Astma	EMG	2
ADD, ADHD	EEG	4
Autismus	EEG	1
Mozková obrna	EMG	2
Chronická bolest	EMG	3
Hypertenze	EMG, HRV	4
Epilepsie	EEG	3

3.2.1 Myofeedback v terapii

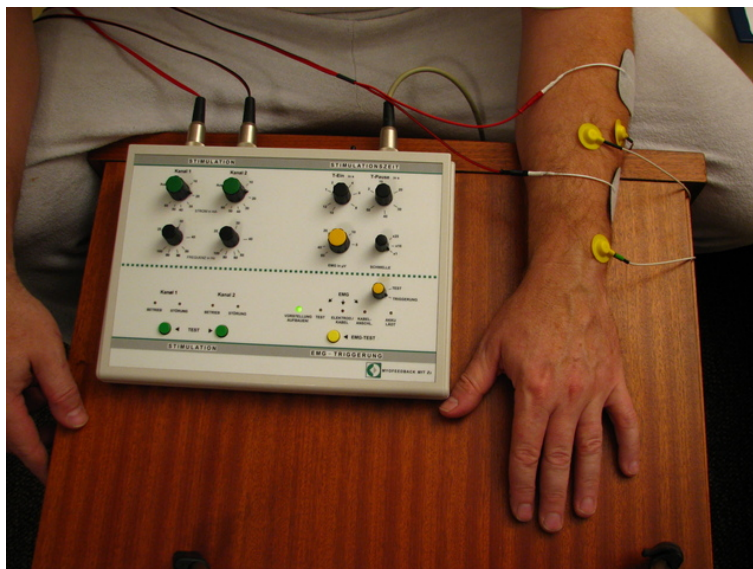
Pokud zpětnou vazbu pacientovi tvoří EMG signál, můžeme pak dále pojem biofeedback upřesnit na myofeedback, tedy zpětnou vazbu ze svalové aktivity.

Nejvíce terapeutických metod s využitím myofeedbacku se zaměřuje především na svaly horních a dolních končetin, při terapii neurologických onemocnění a problémy s motorikou. S využitím virtuální reality lze pacientům zároveň poskytnou audio-vizuální nebo i vibracemi fyzický kontakt na základě určovaného fyziologického parametru svalu. Pak tedy vytváří pro pacienty prostředí pro větší motivaci a spolupráci v terapii. Biofeedback zvyšuje i přesnost daných cviků. [8]

Jinde [17] byl také použit pro uskutečnění rekreační terapie. Zde s pomocí terapeutického specialisty a biofeedbacku může pacientovi zmírnit stres a úzkost a k nim spojené nemoci. Klíčová je pouze znalost amplitudy signálu relaxovaného svalu. Zde odborník dokáže rozlišit poškozené místa svalu od zdravých a poté může určit cviky, které povedou k regeneraci této oblasti. Mezi takové cvičení patří například i dýchací techniky, autogenní, spíše verbální trénink a technika využívající představivost a jiné.

V brněnském rehabilitačním centru Ambulatoriu se také po ochrnutí centrální nervové soustavy provozovala tzv. IMF terapie. U té byla důležitá představa pacienta a následné vykonání daného pohybu. Pacient se tedy snaží o kontrakci svalu, bohužel to ale jeho zdravotní stav neumožňuje. Proto zařízení zachytí slabý elektrický impuls, zesílí jej a poté elektricky stimuluje sval, ze kterého signál snímal a dojde ke kontrakci. Tato metoda je vhodná například pro lidi po mozkové mrtvici nebo i jiných neuromuskulárních dysfunkcích. [24]

Pro pacienty po cévní mozkové příhodě bylo také testováno robotické zařízení, které pomocí detekovaného EMG signálu provádělo terapii. Uskutečnění vycházelo z myšlenky, že pokud intenzivně opakujeme stejným způsobem zamýšlený pohyb několikrát, dojde v určité míře k podpoření zotavení. Pacient měl za úkol pohybovat robotickým zařízením do několika směrů (světové strany kompasu, které byly zobrazeny na obrazovce) a pokud došlo k aktivaci specifických svalů odpovídajícím zamýšlenému pohybu, robotické zařízení pomohlo akci provést. Celkem byly snímány čtyři různá místa na ruce čtyřmi samostatnými kanály. [7]



Obr. 3.1: Ukázka přístroje pro IMF terapii [24]

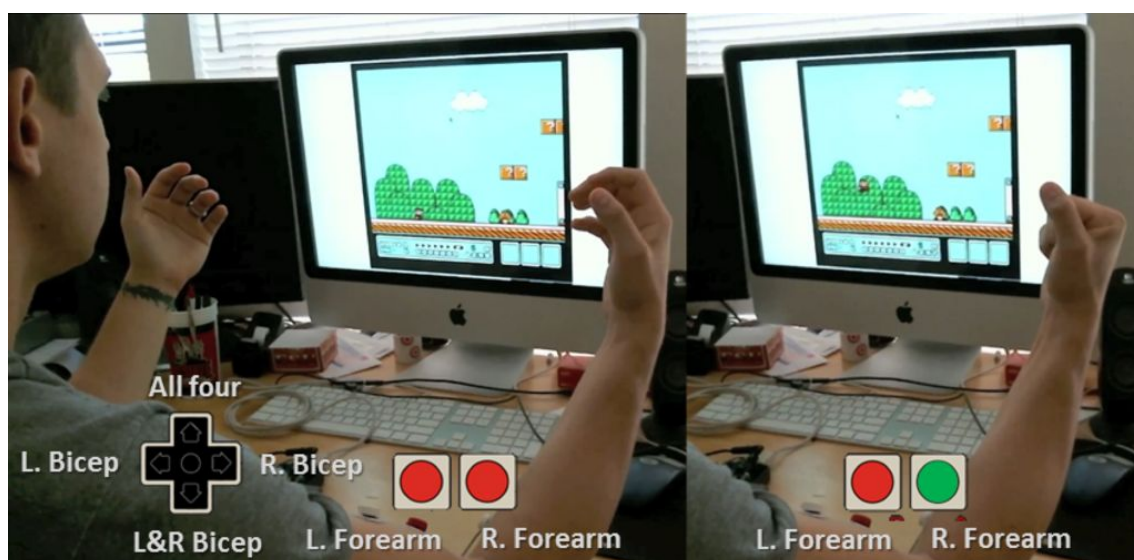
3.3 Využití v hrách

Pokud využijeme biofeedback ve virtuální hře pro terapii, mohla by se u pacientů vybudovat motivace k terapeutickému cvičení. Taktéž by se mohly překonat bariéry jako jsou vzdálenost od terapeutického centra a třeba i možnost cvičit i sám bez terapeutického pracovníka, přičemž správnost cvičení bude kontrolovat PC.

Na jedné z univerzit v irském Limericku byla provedena studie, kde se zkoumal efekt implementování hry pro svalovou terapii. Na základě procentové hodnoty maximální kontrakce svalu byla určena hodnota následujících kontrakcí. Pokud hodnota přesáhla tento práh, došlo k odměně pacienta. Dále došlo k odměnění pacienta při snížení v chtěném období relaxace. Jako výsledek studie se prokázalo zvýšení frekvence kontrakcí a zvýšení síly svalového stahu u skupiny, která prováděla cvičení se hrou, oproti skupině která to samé prováděla bez implementace hry. [20]



Obr. 3.2: Ukázka robotického zařízení [7]



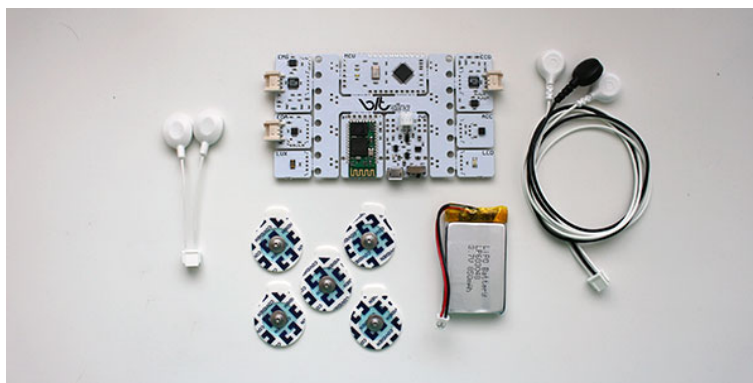
Obr. 3.3: Ukázka myofeedback hry [11]

4 IMPLEMENTACE HRV

Tato část se převážně zaměřuje na popis konkrétního zařízení použitého pro měření a jeho následné propojení s PC a ověření jeho funkčnosti.

4.1 BITalino

Nízkonákladovým a komplexním řešením přístroje pro měření biofeedbacku je BITalino. Bylo vyvinuto společností PLUX, která se zabývá biosignály již řadu let. Pro uživatele je pak velkou výhodou jednoduchost používání. Jediné, co pak ovládá je mikrokontrolér předdefinovanými příkazy. Kromě výstupů na EMG, také disponuje senzory EKG pro měření srdeční aktivity a dále senzory pro měření kožního odporu a další. Pro tuto práci je však klíčový senzor EMG.



Obr. 4.1: Bitalino board kit[21]

4.1.1 Hardware

BITalino je k dostání ve 3 verzích: Board, Plugged a Freestyle. K dispozici pro tuto práci byla udělena verze Board. Oproti vyšším řadám je největší rozdíl v senzorech, kdy ve vyšších řadách jsou moduly se senzory odděleny od základní desky.

Na oficiálních stránkách [21] je k dostání materiál se stručným popisem a klíčovými funkcemi přístroje. Dle nich byla zpracována následná tabulka specifikací komponent.

Konektivita zařízení pomocí bluetooth usnadňuje manipulaci při měření, kdy při cviku nejsme omezeni například kabelem, který by vedl do PC.

V testech [4] přístroj BITalino ukázal, že dosahuje více než uspokojivých výsledků. Testován byl SNR [dB](podíl signál-šum), SINAD [dBc] (podíl signál-šum

Tab. 4.1: Specifikace BITALINO [21]

Vzorkovací frekvence	1,10,100 or 1000 Hz
Analogové porty	4 vstupy (10 bitů) + 2 vstupy (6 bitů)
Digitální porty	4 vstupy (1 bit) + 4 výstupy(1-bit)
Komunikace	Bluetooth 2.0 + EDR (až 10m dosah)
Akční člen	LED
Senzory	EMG, EKG, EDA, ACC, LUX
Baterie	3,7 V Lithium Ion
Váha	30 g
Velikost	105 x 60 x 6 mm
Příslušenství	5 elektrod, kabel pro EMG/EKG, kabel pro EDA/ECG

plus zkreslení) a THD (totální harmonické zkreslení) [dBc].

- EMG senzor

Výsledné testované parametry u modulu EMG byly následující SNR = 35.96 dB, SINAD = 35,86 dBc, THD = -52,03 dBc. Tyto výsledky naznačují, že se jedná o nízkonákladové zařízení se slušnými výsledky signálů i bez dalšího zpracování. Také pro akvizici signálu v reálném čase tento přístroj prokazuje přesné snímání.

Elektrody jsou do modulu zapojeny v bipolárním režimu, kvůli získání lepšího SNR. Pásmo, ve kterém je zachycen signál odpovídá 10-400 Hz, tedy mělo by zachytit všechny užitečné informace. Přehled všech informací o senzoru naleznete v následující tabulce.

Tab. 4.2: Parametry senzoru EMG [23]

Princip	diferenční
Počet elektrod	3
Šířka frek. pásma	10-400 Hz
Vstupní impedance	100 GΩ @ 3 pF
CMRR	110 dB
Rozsah	0-3,3 mV
Zisk	1000

- Ovládací jednotka

Všechny procesy v přístroji a komunikaci s moduly, senzory a PC zprostředkovává jednočipový počítač. Ten disponuje řadou funkcí, například jedna z nich je vyrušení cross-talku, tedy šumu pocházejícího z vedlejších kanálů.

Při získávání výstupních hodnot EMG se však nejedná o jednotky v mV, ale o hodnotu zakódovanou v datových paketech analogově digitálního převodníku. Pro získání je zapotřebí přepočítat dle vzorce, který nalezneme v online dokumentu [23]

$$EMG(mV) = \frac{(\frac{ADC}{2^n} - \frac{1}{2}) \cdot VCC}{G_{EMG}} \cdot 1000, \quad (4.1)$$

kde EMG(mV) - hodnota napětí v mV

ADC - hodnota snímaná senzorem

VCC - značí rozsah napětí - 3,3 V

G_{EMG} - zisk zesilovače

n - počet bitů

4.1.2 Software a firmware

BITALINO je také kompatibilní pro velké množství platforem. Do této práce využijeme čistě API (Application Programming Interface), tedy programátorské prostředí pro C++, které se dále zpracuje v prostředí Visual Studio. Další podporované platformy nalezneme zde [22].

Pomocí API můžeme do mikrokontroléru zaslat informace o tom, v jakém režimu přístroj bude. K dispozici je volba těchto tří:

- Idle

V tomto režimu je přístroj v pohotovosti, LED indikátor bliká s frekvencí 0,5 Hz s postupným utlumením jasu, nastává po zapnutí přístroje.

- Live

Přístroj začne snímat ze všech analogových kanálů signál, indikátor LED bliká s frekvencí 1 Hz, mohou se nastavit bity masek kanálů na 0 nebo 1, které buď zapnou nebo vypnou snímání z kanálů z příslušných analogových kanálů.

- Simulated

Tento režim využijí převážně vývojáři, přístroj generuje simulovaný signál tvaru sinus, čtvercových vln či tvar pily, analogové kanály zůstávají vypnuté.

Firmware BITalina také přijímá tyto příkazy:

- Sampling rate V režimu "Idle" si můžeme zvolit vzorkovací frekvencí. Hodnota se vyjadřuje binárně v 00(1 Hz), 01(10 Hz), 10(100 Hz) nebo 11(1000 Hz).
- Trigger Digital Outputs
V režimu "Live" se může digitální výstupy aktivovat/deaktivovat nastavením hodnoty DoO-Do4 (ovládání pinů) na 1 nebo 0.
- Set Battery Threshold
Zde se dá nastavit práh, při kterém bude BITalino značit stav akumulátoru, vyjadřuje se pomocí 6-bitového čísla (od 0 po 63), kde při hodnotách blízko 0 bude LED signalizovat při poklesu na 5-10%, pokud se hodnota přiblíží 63, LED indikuje při 90-95%.

Režim:								
0	0	0	0	0	0	0	0	→ Idle režim
A5	A4	A3	A2	A1	A0	0	1	→ Live režim s výběrem analogového kanálu
A5	A4	A3	A2	A1	A0	1	0	→ Simulated režim s výběrem analogového kanálu
Příkaz:								
Prah						0	0	→ Nastavení práhu akumulátoru
-	-	Do3	Do2	Do1	Do0	1	1	→ Nastavení digitálního výstupu (v live režimu)
Fs	-	-	-	-	-	1	1	→ Nastavení vzorkovací frekvence (v idle režimu)

Obr. 4.2: Schéma ovládání BITalina [4]

4.2 Metody zpracování signálu a využití parametry

4.2.1 Odstranění šumu

Ze signálu, který se bude měřit, je potřeba odstranit šum. Bylo využito dvou přístupů. První představuje již zmíněnou rektifikaci a filtraci pomocí FIR filtru širokopásmovou zádržní v rozmezí 20 až 450 Hz. V aplikaci se vytvořila funkce pro tuto metodu filtrace a částečně se využil k implementaci Matlab. V něm se navrhl filtr FIR, 6. řádu s požadovanými mezními frekvencemi. Koeficienty vypočítané Matlabem se použily pro algoritmus založený na konvoluci vycházející z principu funkce filter, kterou Matlab disponuje.

Druhý přístup tvoří dekompozice signálu za využití DWT. Zde se však musí nalézt optimální výběr parametrů. Mezi ně patří již zmiňovaná mateřská vlnka,

úroveň dekompozice, způsob výpočtu prahu a také jestli se spočítá práh pro každou úroveň zvlášť nebo z první úrovně pro celý signál, soft nebo hard prahování.

Pro nalezení ideální kombinace parametrů byl využit opět Matlab a počítal se parametr SNR (z angl. Signal to Noise Ratio), který se vypočítá pomocí vztahu:

$$SNR = 10 \log \frac{\sigma_{\text{šum}}}{\sigma_{\text{signál}}} \quad [dB] \quad (4.2)$$

Naměřený signál se importoval ze souboru uloženého aplikací. Zde se využilo faktu, že v první sekundě nedocházelo k žádné muskulární aktivitě. Z tohoto referenčního úseku se vypočítala směrodatná odchylka, která tedy odpovídala šumu. [1]

Tab. 4.3: Některé kombinace parametrů pro odstranění šumu

Typ zpracování signálu	SNR [dB]
Nezpracovaný signál	28,86
Rektifikace a FIR 20-450 Hz, 6. řádu	52,80
Db2, minimax, tvrdé prahování, úroveň 4	41,80
Db7, minimax, měkké prahování, úroveň 8	52,71
Db7, univerzální, tvrdé prahování, úroveň 5	49,98
Sym4, minimax, tvrdé prahování, úroveň 4	41,80
Sym5, univerzální, měkké prahování, úroveň 8	59,95

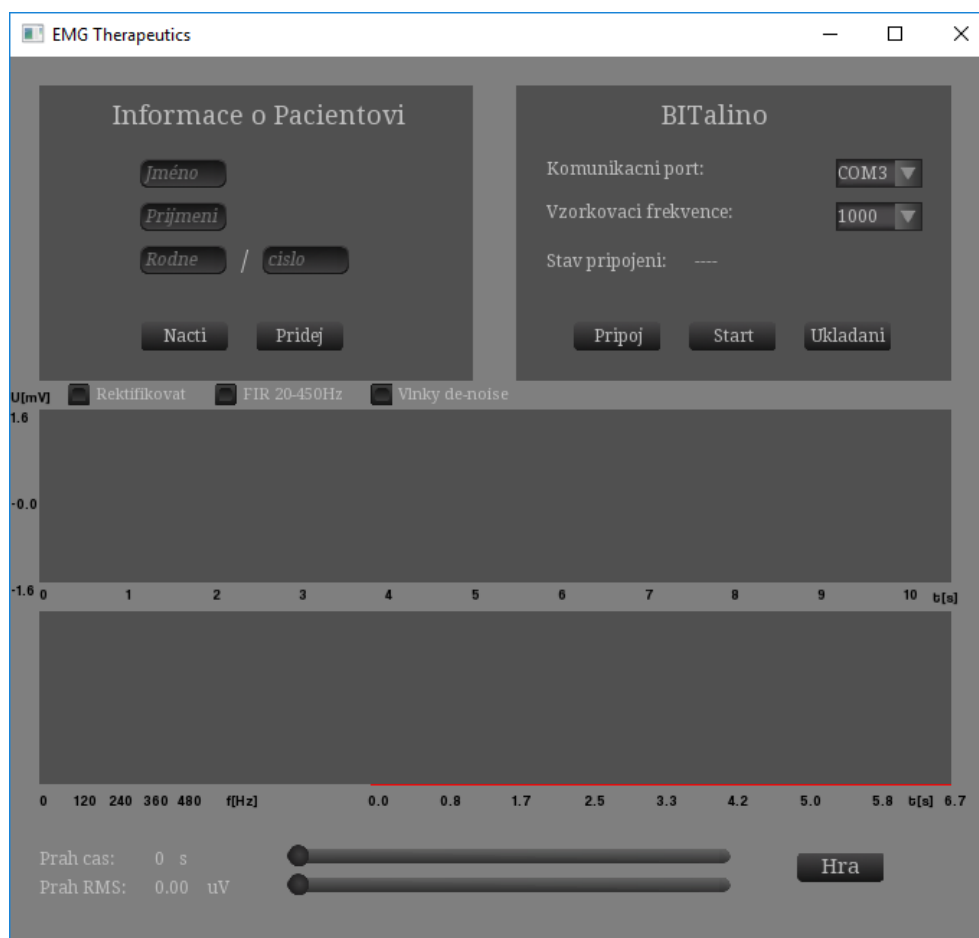
Do aplikace byla implementována metoda s použitím mateřské vlnky Sym4, úrovně dekompozice 8, výpočtu prahu minimax pro každou dekompoziční úroveň a tvrdým prahováním.

Nicméně se jednalo o klasický postup při zpracování celého signálu najednou. Pro simulaci získávání signálu v reálném čase pak musíme vytvořit okno a teprve v tomto okně bude probíhat odstranění šumu.

Protože algoritmus nemůže způsobovat zpoždění u aplikace, je zapotřebí vybrat kompromis mezi délkou okna a tedy i časovou prodlevou. Optimálně se délka okna se zvolila na hodnotu 256 ms. Pro vylepšení efektivity došlo také k vyzkoušení metod rozšíření oken. 2.7.1

4.3 Aplikace EMG Therapeutics

Na obrázku 4.3 můžeme vidět výslednou podobu programové aplikace. Zde tvoří hlavní okno základ pro kontrolu, ovládání, nastavení požadovaných parametrů nebo nahrání pacienta. Všechny prvky jsou funkčně zapojeny a vizuálně umístěny tak, aby terapeut měl nad programovým rozhraním co nejlepší kontrolu.



Obr. 4.3: Ukázka ovládacího panelu

4.3.1 Softwarová realizace aplikace

Při vývoji hry bylo postupně využito všech níže vypsanych vývojových prostředí a knihoven za účelem efektivnějšího programování.

- C++

Patří mezi velice výkonné programovací jazyky, které umožňují třeba i využívání objektů. Pro programování v tomto jazyce bylo využito prostředí Microsoft Visual Studio Community 2017, které disponuje mnohými funkcemi pro zefektivnění programování.

- SFML

Simple and Fast Multimedia Library je volně dostupná knihovna, která zjednodušuje programování s obrazem a zvukem. Je dostupná pro celou řadu programovacích jazyků jako je Java, Python, ale pro účely této práce oceníme zejména kompatibilitu pro C++. Také je podporována operačními systémy jako jsou Windows, Linux a Mac OSX. [25]

Velmi často je tato knihovna pro svou jednoduchost a efektivnost použita pro vývoj her. [26] Pro účely aplikace byla použita verze 2.4.1 pro platformu Windows.

- FFTW
FFTW (z angl. Fast Fourier Transform in the West) je knihovna napsaná v programovacím jazyce C, která efektivně vypočítá fourierovu transformaci signálu. Použita byla předkompilovaná verze 3.3.5 pro platformu windows.
- Hra Supermarioworld
Do aplikace byla implementována hra SuperMarioWorld verze 0.1, která je volně dostupná ke stažení z uložště GitHub [2]. Hra obsahuje několik tříd a ty jsou rozděleny na zpracování zvlášt zvuku, textur a herní engine. Při implementaci pak došlo k mírnému upravení těchto naprogramovaných kódů tak, aby bylo možné ovládat Maria. Toho se docílilo vytvořením několika abstraktních funkcí.
- Tgui
Pro vytvoření základního ovládacího panelu aplikace se využila knihovna TGUI, tedy nadstavbová knihovna pro SFML. Tato knihovna disponuje jednoduchou implementací pomocí několika příkazů. Využila se verze 0.7.4 pro platformu Windows, u které byla provedena kompilace ve Visual Studio 17 ze zdrojového kódu z důvodu kompatibility.
- C++ Wavelet libraries
Jednoduchým příkazem dokáže knihovna wavelet provést DWT (diskrétní vlnkovou transformaci). Použita byla verze z 8.17.2011.

4.3.2 Získání signálu z BITalino

V C++ nejprve musela vytvořit třída, která implementuje dodané API k přístroji. Vytvořil se objekt a několika příkazy se nastaví parametry snímání. Mezi tyto parametry patří

- vzorkovací frekvence,
- komunikační port,
- kanál snímání,
- velikost přenosu paketových dat.

Vzorkovací frekvence byla nastavena na 1 KHz, což je standartní hodnota u snímání EMG signálu. Komunikační port se zvolí podle nastavení zařízení po jeho spárování se systémem. Na platformách Windows to mohou být porty COM3 nebo COM4. Pro účely čistě získávání svalové aktivity, pak stačí získávat data z analogového kanálu 0. Nakonec se nastavila velikost přenosových dat na 100 vzorků při vykonání jediného příkazu, aby nedocházelo k vyššímu zpoždování a neplynulému

chodu aplikace.

Následně je nutné paketová data pomocí vzorce 4.1 přepočítat na hodnoty napětí v milivoltech.

4.3.3 Panel BITalino

Nalezneme zde tři tlačítka:

- Připoj
Při stisknutí tlačítka *Připoj* dojde tedy k pokusu spárování aplikace s přístrojem. Pokud by se vyskytl problém s propojením, vypíše se chyba v kolonce *stav připojení*.
- Start
Tlačítko *start* pak po úspěšném spárování dává povel k akvizici signálu a jeho zpracování, vykreslení. Po zmáčknutí se změní na tlačítko *stop* pro ukončení těchto dějů.
- Ukládání
Při stisknutí dojde k zahájení ukládání signálu a po 2. stisknutí dojde k uložení této vybrané části a následnému vykreslení průběhu mediánové frekvence a nezpracovaného signálu odpovídající selektovanému úseku.



Obr. 4.4: Ukázka panelu ovládání BITalino

4.3.4 Panel přidání pacienta

V tomto panelu zde pacient zadá své jméno, příjmení a rodné číslo. Protože je rodné číslo jedinečné, je možné jej přiřadit právě k danému pacientovi. Pro zabránění za-

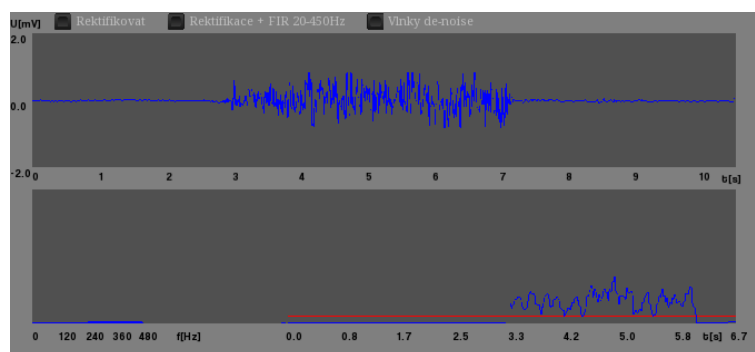
dání náhodného čísla a vytvoření nesmyslné složky je pak implementován algoritmus, kde se kontrolují parametry, které náleží rodnému číslu. Mezi takové patří třeba i dělitelnost jedenácti nebo kombinace čísel neodpovídající měsíci či nesmyslnému datu narození. Ve složce se hrou se pak vytvoří na základě rodného čísla složka, ke které se podle aktuálního data uloží snímaný signál ve formátu s příponou txt. Tento signál lze otevřít například v prostředí Matlab či jiném nástroji na zpracování signálu pro širší analýzu.

Pro rychlejší nahrávání údajů o pacientovi se zde nachází tlačítko Nahraj.



Obr. 4.5: Ukázka nezadání správného rodného čísla

4.3.5 Vykreslovací grafy

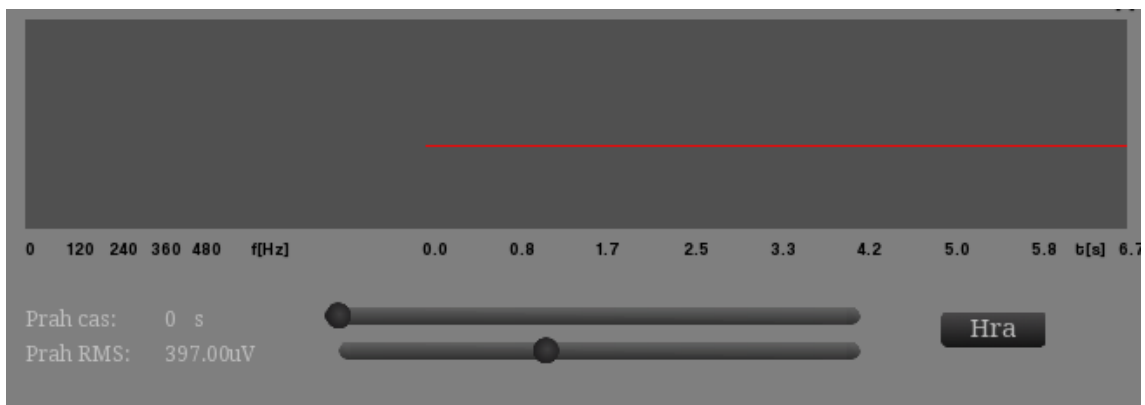


Obr. 4.6: Ukázka okna, kde se vykreslují jednotlivé signály

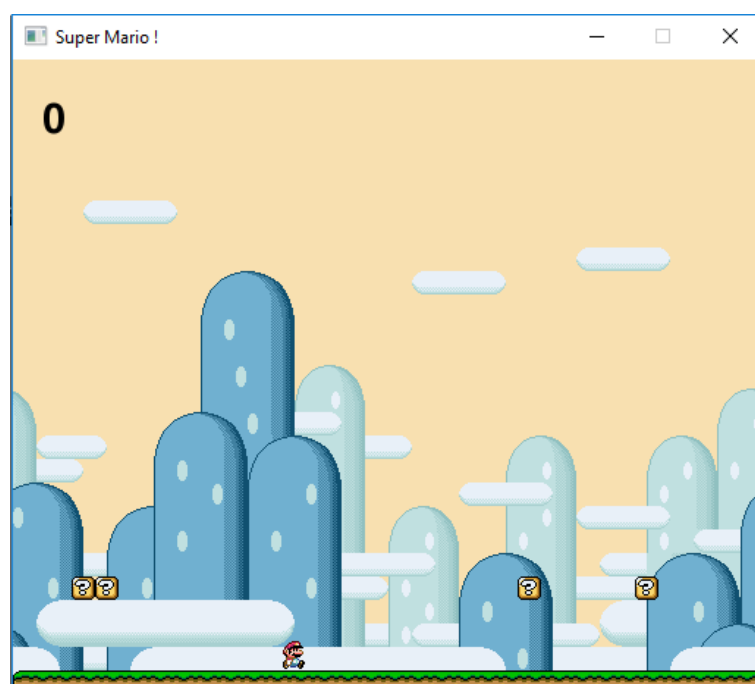
Signály přenesené z BITalino a vypočítané signály se poté vykreslí části okna v rámci GUI, které se vykresluje v reálném čase podle snímaného signálu a po dosažení zadaného rozsahu se vykresluje odznova. Slouží pro vizuální kontrolu funkčnosti přenosu, snímaného signálu a následně i pro určení svalové aktivity. Zaškrtačovací tlačítka se pak zvolí, jaký signál se bude vykreslovat. Výpočet RMS parametru je dán pouze pro signál zpracovaný FIR filtrem a vlnkovou transformací z důvodu přesnějšího určení než signálu nezpracovaného, případně jen rektifikovaného. V dolním levém rohu se nachází okno, které vykresluje zobrazovanou Fourierovu transformaci. Můžeme z ní sledovat kupříkladu pokles rozložení spektra k nižším frekvenčním hodnotám. V pravém dolním rohu se vykresluje průběh RMS, tedy hlavní parametr ovládání hry.

4.3.6 Průběh hry

Super Mario World se spustí tlačítkem *Hra* z hlavního okna. Průběh hry spočívá na jednoduchém konceptu. V okně se hrou se objeví Mario a před ním se nachází schody. Aby Mario vyskočil na další schod, musí pacient splnit úkol v podobě svalového stahu. Aplikace určuje intenzitu svalové aktivity na základě amplitudy RMS. Podle kapitoly 5.5 se spočítá výkonové spektrum, následně se provede kumulace intenzity jednotlivých frekvencí výkonového spektra a vybere se frekvence, u které toto kumulované spektrum je rovno právě polovině celkové plochy pod křivkou. Hraní hodnotu RMS a dobu, po kterou má být hranice překročena, terapeut nastaví v druhém okně na ovládacím panelu pomocí jezdců umístěných v dolní části okna. Při splnění těchto definovaných úkolů dochází k audio-vizuální stimulaci pacienta, Super Mario vyskočí na schod a poté doputuje ke schodu následujícímu. Pro lepší vizuální odhad je přidán do grafu průběhu RMS vodorovná linka zobrazující právě zvolený práh vůči měřenému parametru. Díky této vizuální kontrole se může dosáhnout lepší efektivity tréninku. Pokud by se zvolil práh moc nízký, nastaví jej následně optimálně na hodnotu, kde bude muset pacient vyvinout větší úsilí a větší svalový stah. Nastavením jezdců času na hodnotu 0 se pak snímá jen pouze amplituda RMS. Pokud se dosáhlo terapeutem daného tréninku a ten uzná za vhodné jej ukončit, zobrazí se mu průběh signálu a také průběh mediánové frekvence v čase. Zde pak může posoudit, jestli došlo ke svalové únavě a vše proběhlo v pořádku.



Obr. 4.7: Nastavení prahu a jemu odpovídající poloha v grafu



Obr. 4.8: Ukázka hry SuperMarioWorld

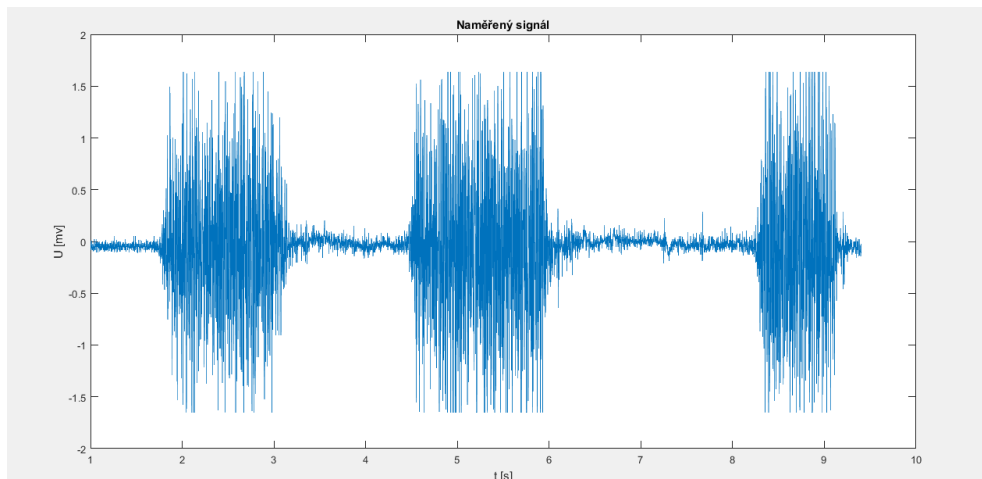
5 VYHODNOCENÍ

U zkoumání metod, jak signál zpracovávat se našly optimální varianty. Z tabulky 4.3 je patrné, že pro eliminaci šumu pomocí vlnkové transformace může tato metoda vykazovat i lepší výsledky než FIR filtrace, ale musely se zvolit vhodné parametry.

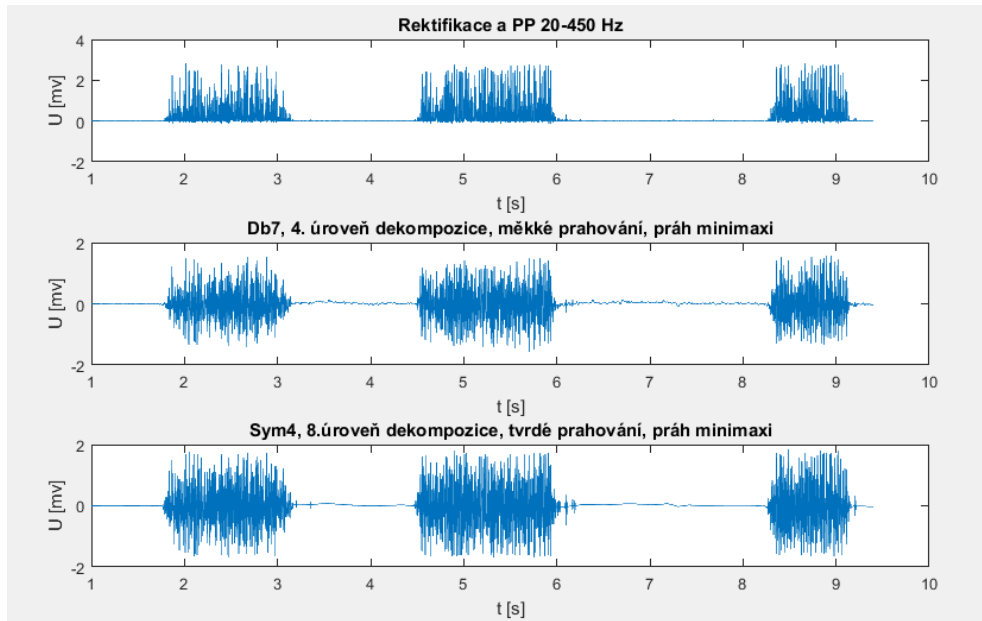
Celkově se u metody s využitím DWT pro odstranění šumu mohli pozorovat tyto vlastnosti:

- Úrovně dekompozice 8 dosahovaly lepších výsledků než úrovně 4 a 5,
- Sym4 a Sym5 mateřské vlnky dosahovaly lepších výsledků než db2 a db7,
- Univerzální práh měl nepatrně vyšší hodnotu SNR než minimax při srovnatelných parametrech,
- Měkké a tvrdé prahování dosahovalo podobných výsledků.

Na obrázcích 5.1 a 5.2 můžeme vidět signál nezpracovaný a následně po použití jednotlivých metod odstranění šumu.

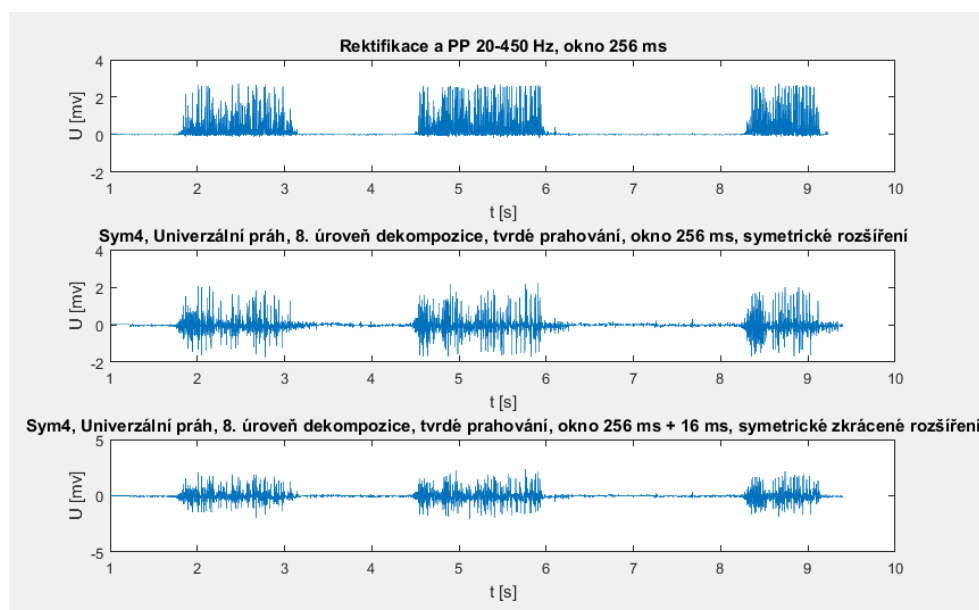


Obr. 5.1: Ukázka nezpracovaného signálu v prostředí Matlab



Obr. 5.2: Ukázka odstranění šumu některých způsobů v prostředí Matlab

Při zpracování signálu v reálném čase, ale odstranění šumu nedosahovalo tak dobrých výsledků. Na obrázku 5.3 můžeme pozorovat fakt, že u FIR filtrace není zapotřebí okno rozšířit. U DWT tento aspekt neplatí a rozšíření okna vykazuje lepší výsledky. Ideální se ukázala metoda symetrického zkráceného okna za použití velikosti rozšíření 16 ms. Při zvětšení okna na dvojnásobek pak dochází k delší časové prodlevě v algoritmu, tedy toto nastavení není vhodné pro aplikaci. Při vyzkoušení implementace do programu se však narazilo na časové zpoždění i s krátkým symetrickým oknem.

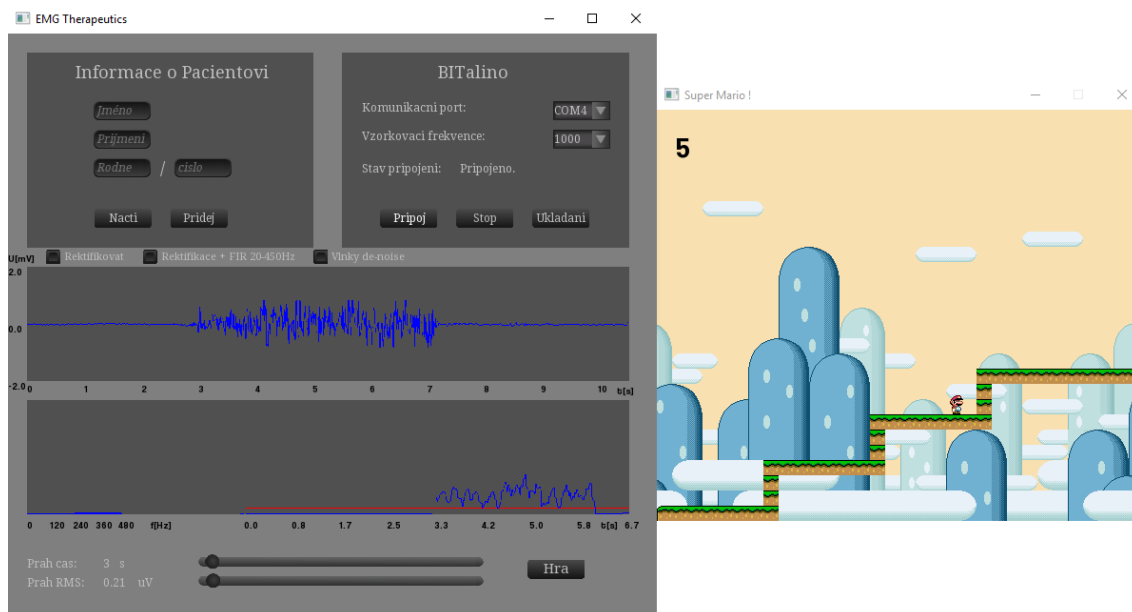


Obr. 5.3: Ukázka odstranění šumu s rozšířením okna za použití prostředí Matlab

Aplikace EMG Therapeutics je schopna poskytnout základní terapeutický trénink, kdy fyzioterapeut určí sílu a délku svalového stahu a pacient je následně hrou odměněn. Při hraní terapeutické hry bylo potvrzeno, že čím je stah svalu delší, silnější či frekventovanější, výkonové spektrum se opravdu posouvá k nižším frekvencím, jak je tomu na obrázku 5.5. Na nezpracovaném signálu vidíme jednoznačnou aktivitu, která po chvíli polevila a následovala další. Stejně tomu odpovídá pokles mediánové frekvence. Ke konci hry došlo k uvolnění elektrod a následně mediánovou frekvenci tohoto úseku nelze vnímat jako validní.

Pro ovládání hry se jako lepší parametr ukázal RMS signálu. Při nízké hodnotě okna, ze kterého se mediánová frekvence počítá dochází k nestálému průběhu a oscilacím, při vysoké hodnotě okna pak dochází k delší časové prodlevě. Proto je tento parametr využit pro vizuální diagnostiku svalové únavy.

Algoritmus musel být navrhnut tak, aby byl celý běh aplikace synchronizován s nastavením hry, tedy obnovovací frekvencí okna 60 FPS (z angl. Frames Per Second). Jakmile došlo ke snížení, animace ve hře se vykreslovaly trhaně, v opačném případě zrychleně. Při využití náročnějších výpočetních metod dojde ke snížení výpočetního výkonu, aplikace se celkově zpozdí a hra již není ideálním prostředkem pro terapii v aktuálním čase, neboť vykreslování, zpracovávání je opožděno. Zpoždění vznikalo při použití metody vlnkové transformace s rozšířením okna, proto se nakonec zůstalo u metody bez rozšíření. Tento jev by se mohl v budoucnu eliminovat vícero možnými způsoby. Jedno z řešení může být cílené rozdělení výkonu do více jader procesoru, ale v tom případě programátor musí mít pokročilé znalosti.



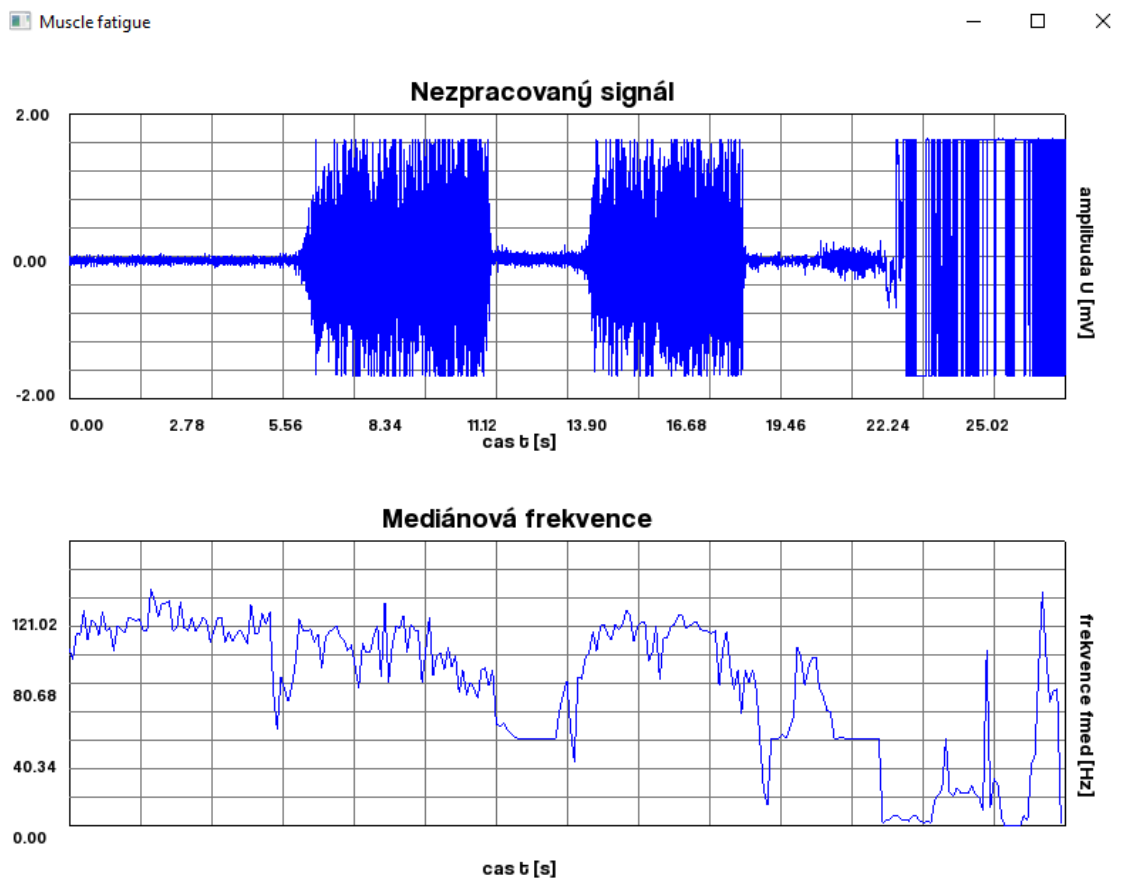
Obr. 5.4: Celkový vzhled oken aplikace při hraní

Další se odvíjí od faktu, že se okno posouvá pouze o 1 prvek, a tedy je zapotřebí vyšší výpočetní výkon, než kdyby se z okna vybralo větší množství filtrovaných prvků a okno by se o tolik prvků posunulo dále.

Vykreslovací algoritmus by se mohl zase obohatit o vylepšení, protože k vykreslení slouží jen tolik hodnot, kolik pixelů panel pro vykreslení obsahuje. To znamená, že pokud při záznamu 1 sekundy chceme, aby signál na obrazovce byl vykreslen 100 pixely, zobrazí se každý stý prvek. Vykreslit se pomocí SFML mohou i desetinné hodnoty, a tedy by se mohla přidat funkce zvětšení požadovaného úseku signálu.

Aplikace by se mohla dále rozšířit o nadstavbu, kde by se vytvořilo další rozšiřující okno na základě složek pacientů, údajů o pacientech a jejich naměřenými daty. Tam by si terapeut mohl zpětně prohlédnout průběhy předchozích tréninků, které jsou uloženy v souborech podle data sezení pacienta.

Pro trénink hrudních svalů by se zase mohla použít za snímání EKG adaptivní filtrace, která by potlačila tyto artefakty.



Obr. 5.5: Demonstrace průběhu mediánové frekvence při hraní hry

6 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo nalezení optimálního zpracování EMG signálu v reálném čase, seznámení s problematikou biofeedbacku a následném vytvoření programové aplikace - hry, která by svou funkcí mohla být využita pro terapeutické účely. To vše v programovacím jazyce C++.

Úspěšně se podařilo aplikaci realizovat s algoritmem, který by dostatečně mohl sloužit pro terapeutické účely. Dále aplikace umožňuje signál zpracovat a odstranit šum dvěma možnými metodami. Vybraný způsob zpracování se změnil i za již spuštěného snímání. Princip ovládání hry je založen na snímání parametru odpovídajícímu síle svalového stahu, požadované délce kontrakce a také umožňuje terapeutovi vyhodnotit svalovou únavu. Do aplikace se následně implementovala hra Super Mario World, která audio-vizuálně stimuluje pacienta. Pro přehledné shromažďování dat a signálů z jednotlivých sezení jsou vytvořeny složky korespondující s rodným číslem.

V budoucnu by se práce dala zdokonalit. Algoritmus by bylo možno odladit tak, aby se mohla použít sofistikovanější a více účinná metoda pro zpracování signálu, a to bez zpoždění či neplynulým chodem aplikace, byť s větší výpočetní náročností procesu. Propracovanější metody by poté mohly zahrnovat i odstranění EKG artefaktu adaptivní filtrací z EMG signálu při snímání svalových oblastí z hrudníku. Také by hra mohla obsahovat posouvání krajiny, kde by na Maria čekalo více nástrah a různorodé úkoly, aby hraní pacient nevnímal stereotypně. Při snímání více svalových partií umístěných v dané části těla, například na předloktí, by se mohly získat parametry vhodné pro klasifikaci pohybu. Fyzioterapeutický cíl by pak tvořila nejen síla svalového stahu, jeho délka či únava, ale i specifický pohyb, který by pacientovi pomohl zlepšit motorické funkce.

LITERATURA

- [1] ABBASPOUR, S. a A. FALLAH. Removing ECG Artifact from the Surface EMG Signal Using Adaptive Subtraction Technique. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*. Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of technology, Tehran, Iran, 2014,4(1), 33-38.
- [2] An amazing 2D Mario game made with C++ and SFML. <https://github.com> [online]. 2016 [cit. 2017-05-30]. Dostupné z: <https://github.com/SqAtx/SuperMarioWorld>
- [3] *Biofeedback* [online]. 12.1.2016 [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/biofeedback/home/ovc-20169724>
- [4] DA SILVA, Hugo Plácido, José GUERREIRO, André LOURENÇO, Ana FRED a Raúl MARTINS. BITalino: A Novel Hardware Framework for Physiological Computing. *International Conference on Physiological Computing Systems (PhyCS)* [online]. Lisabon, Portugalsko, 2014, 9 [cit. 2016-12-06].
- [5] DE LUCA, Carlo J. *A Practicum on the Use of sEMG Signals in Movement Sciences* [online]. Boston, MA, USA: Delsys, 2008 [cit. 2016-12-06]. ISBN 978-0-9798644-0-7 A. Dostupné z: <http://www.delsys.com/education/center/tutorials/practicum/>
- [6] DE LUCA, Carlo J. *SURFACE ELECTROMYOGRAPHY: DETECTION AND RECORDING* [online]. In: . DelSys, 2002, s. 1-10 [cit. 2017-06-01].
- [7] DIPIETRO Laura, Mark FERRARO, Jerome Joseph PALAZZOLO, Hermano Igo KREBS, Bruce T. VOLPE a Neville HOGAN. Customized Interactive Robotic Treatment for Stroke: EMGTriggered Therapy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng in Medicine and Biology Society*. [online]. 2005, 13(3), 325-334 [cit. 2017-01-03]. DOI: 10.1109/TNSRE.2005.850423.
- [8] GIGGINS, Oonagh M, Ulrik McCarthy PERSSON a Brian CAULFIELD. *Biofeedback in rehabilitation*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation [online]. Dublin, Ireland: BioMed Central, 2013, (10:60), 11 [cit. 2016-12-06]. DOI: 10.1186/1743-0003-10-60.
- [9] CHOWDHURY, RUBANA, Mamun REAZ, Mohd ALI, Ashrif BAKAR, K. CHELLAPPAN a T. CHANG. *Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques* [online]. Sensors, 2013, 13(9), 36 [cit. 2016-12-06]. DOI: 10.3390/s130912431.

- [10] JAMAL, Muhammad Zahak, , Dr. Ganesh R. Naik (ed.). *Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis: Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges* [online]. Intech [cit. 2016-12-06]. DOI: 10.5772/52556.
- [11] KAMINSKI, Brian. *USB Biofeedback Game Controller* [online]. [cit. 2017-01-03]. Dostupné z: <http://www.instructables.com/id/USB-Biofeedback-Game-Controller/>
- [12] KONRAD, Peter. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [online]. Verze 1.4. USA: Noraxon, 2006 [cit. 2016-12-06]. ISBN 0-9771622-1-4. Dostupné z: http://www.noraxon.com/sdm_downloads/abc-of-emg/
- [13] MURI, Fabricio, Celina CARBAJAL, Ana M. ECHENIQUE, Hugo FERNÁNDEZ a Natalia M. LOPEZ. *Virtual Reality Upper Limb Model Controlled By EMG Signals*. Journal of Physics. Gabinete de Tecnología Médica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan., 2013, (Conference Series 477). DOI: 0.1088/1742-6596/477/1/012041.
- [14] NASON, G. P. Choice of the Threshold Parameter in Wavelet Function Estimation. *Wavelets and Statistics*. 1995,261-280. DOI: 10.1007/978 - 1 - 4612 - 2544 - 7₁6.
- [15] PHINYOMARK, Angkoon, Sirinee THONGPANJA, Huosheng HU, Pornchai PHUKPATTARANONT a Chusak LIMSAKUL. The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. 2012, 08. DOI: 10.5772/50639.
- [16] REAZN, M. B. I., M. S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures* [online]. 2006, 8(1), 11-35 [cit. 2017-01-03]. DOI: 10.1251/bpo115.
- [17] RUSSONIELLO, Carmen V., Matthew FISH, Tami MAES, Holly PATON a Ruth-Ann STYRON. The use of biofeedback in recreational therapy practise. *American Journal of Recreation Therapy* [online]. 2013, 12(2) [cit. 2016-12-06]. DOI: 10.5055/ajrt.2013.0041.
- [18] RUI, XIA, MENG KE, QIAN FENG a WANG ZHEN-LEI. Online Wavelet Denoising via a Moving Window. *ACTA AUTOMATICA SINICA*. 2007, (Vol. 33, 9), 897-901. DOI: 10.1360/aas-007-0897.

- [19] SOLNIK, Stanisław, Paul DEVITA, Patrick RIDER, Benjamin LONG a Tibor HORTOBÁGYI. Teager–Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio. *Acta Bioeng Biomech.* 2008, 10(2), 65-68. DOI: 10.1007/s00421-010-1521-8.
- [20] STEPP, Cara E., Deanna BRITTON, Chelsey CHANG, Albert L. MERATI a Yoky MATSUOKA. *Feasibility of game-based electromyographic biofeedback for dysphagia rehabilitation* [online]. Mexico: IEEE, 2011, (9/11), 4 [cit. 2016-12-06]. ISSN 978-1-4244-4141.
- [21] http://bitalino.com/datasheets/BITalino_Board_Datasheet.pdf [online]. Lisabon, Portugalsko: PLUX – Wireless Biosignals, S.A, 2015 [cit. 2016-12-06]. Dostupné z: <http://www.bitalino.com/>
- [22] <http://www.bitalino.com/index.php/development/apis> [online]. Lisabon, Portugalsko: PLUX – Wireless Biosignals, S.A, 2015 [cit. 2016-12-06]. Dostupné z: <http://www.bitalino.com/>
- [23] http://bitalino.com/datasheets/EMG_Sensor_Datasheet.pdf [online]. Lisabon, Portugalsko: PLUX – Wireless Biosignals, S.A, 2015 [cit. 2016-12-06]. Dostupné z: <http://www.bitalino.com/>
- [24] *Ochrnutí a IMF terapie* [online]. Brno [cit. 2017-12-06]. Dostupné z: <http://www.ambulatorium.cz/index.php?page=imf>
- [25] Simple and Fast Multimedia Library. [online][cit. 2017-01-03] Dostupné z: <http://www.sfml-dev.org/index.php>
- [26] HALLER, Jan, Henrik Vogelius HANSSON a Artur MOREIRA. *SFML game development: learn how to use SFML 2.0 to develop your own feature-packed game.* 2013. Birmingham: Packt Pub., 2013. Community experience distilled. ISBN 9781849696845.
- [27] YUCHA, Carolyn a Christopher GILBERT. *Evidence-Based Practice in Biofeedback and Neurofeedback.* 2004-edition. Wheatridge, CO: Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback, 2004. ISBN 978-0-9842979-6-2.
- [28] ZHANG, Chaolong, Yigang HE, Lifeng YUAN, Sheng XIANG a Jinping WANG. Prognostics of Lithium-Ion Batteries Based on Wavelet Denoising and DE-RVM. *Computational Intelligence and Neuroscience.* Hindawi Publishing Corporation, 2015, 8 pages. DOI: 10.1155/2015/918305.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EMG	Elektromyografie
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
MUAP	Motor Unit Action Potential
mV	Milivolt
MUAPT	Motor Unit Action Potential Train
AP	Akční potenciál
Ag-AgCl	Stříbrochloridový
Hz	Hertz
PLI	Power-Line Interference
MCA	Minimal Crosstalk Area
MVC	Maximal Voluntary Contraction
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
dB	Decibel
RMS	Root Mean Square
AME	Acceptable Maximum Effort
s	sekunda
FT	Fourierova transformace
FFT	Fast Fourier Transform
API	Application Programming Interface
SINAD	Signal to Noise Ratio plus Distortion
THD	Total Harmonic Distortion
SNR	Signal to Noise Ratio
DWT	Discrete Wavelet Transform

WT	Wavelet Transform
sEMG	Surface Electromyography
HRV	Heart Rate Variability
EDA	Elektrodermální aktivita
ADHD	Attention Deficit Hyperactivity Disorder
HKP	Hyperkinetická porucha
IMF	Intention Controlled Myofeedback
PC	Personal Computer