

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

Objektivizace průběhu a vlivu rehabilitačních cvičení

Objectification of Progress and Impact of Rehabilitation Exercises

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

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jan Nožička**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Objektivizace průběhu a vlivu rehabilitačních cvičení**
Objectification of Progress and Impact of Rehabilitation Exercises
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou rehabilitace dolních končetin.
2. Rešerše existujících technických řešení pro měření průběhu terapeutických rehabilitačních cvičení dolních končetin.
3. Implementace vhodných technických řešení pro měření průběhu rehabilitace dolních končetin a provedení měření na skupině zdravých osob.
4. Analýza změřených dat za účelem objektivizace vlivu prováděných rehabilitačních cvičení.
5. Vyhodnocení výsledků analýzy dat.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. [online]. Vyd. 1. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2007. [cit.2016-10-23]. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. upr. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [3] LITSCHMANNOVÁ, Martina. *Úvod do Statistiky* [online]. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2011 [cit. 2016-10-23]. Dostupné z:http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod_do_statistiky.pdf

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

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 12.07.2019



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



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

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

V Ostravě dne 12.7.2019


podpis

Poděkování

Rád bych chtěl touto cestou poděkovat svému vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Martinovi Černému Ph.D. za odborné rady, pozitivní přístup a cenné připomínky při řešení práce. Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Marianě Zádrapové a Mgr. Ivě Fiedorové za poskytnutí odborných konzultací, bez kterých by se tato práce neobešla a za umožnění přístupu na kliniku léčebné rehabilitace Fakultní nemocnice v Ostravě.

Abstrakt

V této diplomové práci je řešeno měření, analýza a vyhodnocení elektromyografických dat v korelaci s pohybem na balanční plošině, která je tvořena kruhovou úsečí. Data jsou analyzována v programovém prostředí Matlab s využitím metod segmentace, prahování a časově frekvenční analýzy. Výsledkem je software, který vyhodnocuje naměřená data a dává nám doplňující informaci o stavu a průběhu rehabilitace dolních končetin na kruhové úseči.

Klíčová slova

EMG, STFT, segmentace, balanční plošina, rehabilitace dolních končetin

Abstract

In this diploma thesis, there are solved measurements, analysis and evaluation of electromyographic data in correlation with the movement on a balancing platform consisting of a circular section. Data are analysed in the programme Matlab with the usage of segmentation, thresholding and time-frequency analysis. The result of this work presents software that evaluates measured data and gives us additional information about the status and course of leg's rehabilitation on the balancing platform consisting of the circular section.

Key words

EMG, STFT, segmentation, balancing platform, leg's rehabilitation

Obsah:

OBSAH:	6
SEZNAM OBRÁZKŮ	9
SEZNAM TABULEK	11
1 ÚVOD	12
2 ANATOMIE SVALU A SVALY DOLNÍCH KONČETIN	13
2.1 SVALY DOLNÍCH KONČETIN.....	14
2.2 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU	16
3 REŠERŠE TECHNICKÝCH ŘEŠENÍ MĚŘENÍ PRŮBĚHU REHABILITACE	18
3.1 REHABILITACE POMOCÍ SYSTÉMU MICROSOFT KINECT.....	18
3.2 REHABILITACE S VYUŽITÍM NINTENDO WII	19
3.2.1 Použití v rehabilitaci.....	23
3.3 REHABILITACE POMOCÍ SYSTÉMU BALANCE MASTER.....	23
3.4 DALŠÍ STUDIE.....	24
4 VYBRANÁ DOSTUPNÁ TECHNICKÁ ŘEŠENÍ PRO MĚŘENÍ PRŮBĚHU REHABILITACE DK	28
4.1 ELEKTROMYOGRAFICKÝ SIGNÁL A ELEKTROMYOGRAF	28
4.1.1 Úprava elektromyografického signálu.....	28
4.1.2 Elektrody a faktory ovlivňující elektromyografický signál.....	29
5 IMPLEMENTACE VHODNÝCH TECHNICKÝCH ŘEŠENÍ PRO MĚŘENÍ PRŮBĚHU REHABILITACE DK	31
5.1 KRUHOVÁ ÚSEČ A SW REHABILITATION BALANCE	32
5.1.1 Rehabilitační model kříž.....	32
5.1.2 Rehabilitační model rovnováha	33
5.2 ELEKTROMYOGRAF A SW MYORESEARCH-XP 1.07 ME	34
5.2.1 Popis prováděného experimentu - provedení měření na skupině zdravých osob	35
6 ANALÝZA ZMĚŘENÝCH DAT	37
6.1 ANALÝZA DAT V PROGRAMU MATLAB 2017A	38
6.1.1 Filtrace	38
6.1.2 Převod na frekvenční spektrum – STFT a výpočet výkonového spektra.....	38
6.1.3 Segmentace signálů úseče a EMG pro kříž	41
6.1.4 Prahování signálů úseče pro rovnováhu dle kvadrantů, následná segmentace EMG dat	43
6.1.5 Prahování EMG signálů pro zjištění timingu aktivace svalů v rámci jednotlivých úseků náklonu	45
7 VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ A FUNKCÍ PROGRAMU	47
7.1 UKLÁDÁNÍ SOUBORŮ VÝPOČTU VÝKONOVÉHO SPEKTRA A TIMINGU AKTIVACE SVALŮ	48
7.2 GRAFICKÁ INTERPRETACE VÝSLEDKŮ A JEJÍ GENEROVÁNÍ	49
7.2.1 Zobrazení výkonového spektra, timingu aktivace svalů a doby náklonu pro rehabilitační model kříž	50
7.2.2 Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů pro model rovnováha	52
7.2.3 - Zobrazení výkonového spektra pro rehabilitační model kříž segmentovaný na 15 částí.....	54
7.3 VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ.....	56

8 ZÁVĚR	59
LITERATURA.....	60

Seznam použitých zkratk

CMR - činitel potlačení souhlasného rušení (z angl. common mode rejection)

EMG – Elektromyografie

FFT – rychlá fourierova transformace (z angl. Fast Fourier Transform)

FT – Fourierova transformace (z angl. Fourier Transform)

MVC – maximální volní kontrakce (z angl. *maximal voluntary contraction*)

STFT – krátkodobá fourierova transformace (z angl. Short Time Fourier Transform)

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Nervosvalová ploténka převzato z [2]	13
Obrázek 2 – Svaly dolních končetin, přední a zadní pohled svalů stehna, převzato z [3]	14
Obrázek 3 – Svaly dolních končetin, přední a zadní pohled, převzato z [3]	15
Obrázek 4 – popis funkčních komponent Kinectu, převzato z [18]	18
Obrázek 5 – zobrazení detekčních pozic bodu Kinectu, převzato z [20]	19
Obrázek 6 – konzole Nintendo Wii, převzato z [13]	20
Obrázek 7 – vizuální zobrazení výpadu, převzato z [13]	21
Obrázek 8 - vizuální zobrazení bočního výpadu, převzato z [13]	21
Obrázek 9 - vizuální zobrazení balančního mostu, převzato z [13]	22
Obrázek 10 – vizuální zobrazení extenze dolní končetiny, převzato z [13]	22
Obrázek 11 – Nintendo Wii Balance Board, převzato z [13]	22
Obrázek 12 – Systém Balance Master, převzato z [18]	24
Obrázek 13 – Balanční úseč [22]	25
Obrázek 14 – Signál m. tibialis anterior při náklonu vlevo, vpravo vypočten pomocí FFT[22]	26
Obrázek 15 – Svalová aktivita pro svaly bérce ve 4 směrech[22]	26
Obrázek 16 – porovnání aktivity svalů bérce v závislosti na kolenní flexi[22]	27
Obrázek 17 – Změna frekvenčního spektra a amplitudy v závislosti na umístění elektrod převzato z [24]	29
Obrázek 18 – Náhradní schéma snímání emg signálu se zesilovačem, kde elektrody jsou nahrazeny odpory R_{S1} a R_{S2} převzato z [25]	30
Obrázek 19 – Použité hardwarové prostředky při měření	31
Obrázek 20 – vzhled rehabilitačního modelu kříž v software Rehabilitation Balance	32
Obrázek 21 - vzhled rehabilitačního modelu rovnováha v software Rehabilitation Balance	33
Obrázek 22 – zobrazení umístění elektrod	34
Obrázek 23 – Blokové schéma měřícího řetězce	35
Obrázek 24 – Příklad úpravy elektromyografických signálů v software MyoResearch XP	37
Obrázek 25 – příklad souborové struktury se zdrojovými daty	38
Obrázek 26 – Spektrogram EMG dat po filtraci	39
Obrázek 27 – Spektrogram z raw EMG dat	39
Obrázek 28 – Srovnání výkonového spektra pomocí výpočtu v Matlab a v MyoResearch XP	40
Obrázek 29 – Vyznačení hranic segmentů akcelerometrických dat úseče	41
Obrázek 30 – Vývojový diagram algoritmu pro segmentaci dat kruhové úseče	42
Obrázek 31 – Vývojový diagram pro segmentování EMG dat	43
Obrázek 32 – určení názvu kvadrantů kruhové úseče	44
Obrázek 33 – Diagram pro prahování dat úseče při modelu rovnováha s následnou segmentací dat EMG	44
Obrázek 34 – Diagram pro zjištění timingu aktivace svalů v rámci jednotlivých úseků náklonu	45
Obrázek 35 – Dělení segmentů akcelerometrických dat úseče pro prahování EMG signálů za účelem zjištění timingu	46
Obrázek 36 – Vzhled Grafického okna programu	47
Obrázek 37 - Vzhled Grafického okna programu-další funkce	47
Obrázek 38 – Příklad uložení souborů po stisku tlačítek 5 a 7 pro výpočet	48

Obrázek 39 – Zobrazení výkonového spektra, timingu aktivace svalů a dobu náklonu pro rehabilitační model kříž.....	50
Obrázek 40 - Zobrazení výkonového spektra normovaného časem, timingu aktivace svalů pro rehabilitační model kříž.....	51
Obrázek 41 - Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů a dobou výskytu náklonu v kvadrantech pro rehabilitační model rovnováha.....	52
Obrázek 42 - Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů bez doby výskytu náklonu v kvadrantech pro rehabilitační model rovnováha.....	52
Obrázek 43 - Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů a pouze pro horních 10% výchylek dále dobou výskytu náklonu v kvadrantech pro rehabilitační model rovnováha.....	53
Obrázek 44 - Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů a pouze pro horních 10% výchylek bez doby výskytu náklonu v kvadrantech pro rehabilitační model rovnováha.....	54
Obrázek 45 - Zobrazení výkonového spektra a doby náklonu pro rehabilitační model kříž segmentovaný na 15 částí.....	54
Obrázek 46 - Zobrazení výkonového spektra normovaného časem pro rehabilitační model kříž segmentovaný na 15 částí.....	55
Obrázek 47 – Průměrný svalový výkon 10 probandů v závislosti na náklonu kruhové úseče.....	56
Obrázek 48 – Průměrný svalový výkon 10 probandů při rehabilitačním úkonu rovnováha.....	56

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Popis objektů v programu	48
Tabulka 2 – popis skriptu a jeho funkce	49
Tabulka 3 - Vyhodnocení timingu svalové aktivace u 10 naměřených probandů na modelu kříž.....	57
Tabulka 4 – Vyhodnocení četnosti nejčasnějších aktivací svalů.....	58

1 Úvod

Při výběru své diplomové práce jsem se zaměřoval na to, aby se samozřejmě týkala zdravotnické techniky, ale také měla přesah do oboru fyzioterapie/rehabilitace a pokud možno našla využití v praxi. Nakonec z možností a domluvy vzniklo téma, které se zabývá Objektivizací průběhu a vlivu rehabilitace dolních končetin na balanční úseči a je koncipováno jako mezioborová spolupráce s oddělením Rehabilitační kliniky Fakultní nemocnice Ostrava.

Na fakultě kybernetiky a biomedicínského inženýrství VŠB byla vyvinuta labilní plošina tvořena kruhovou úsečí, která je osazena třemi tříosými senzory. Oddělením rehabilitace mi bylo poskytnuto k využití zařízení pro měření povrchové elektromyografie.

Po seznámení se s měřicími prostředky jsem je pomocí vhodných softwarových řešení viz kapitola 5.1 5.2 propojil do měřicího řetězce a získal tak systém vhodný pro objektivizaci měření průběhu a vlivu rehabilitačního cvičení dolních končetin, kterým se má práce zabývat.

V kapitole 2 je zmíněn teoretický anatomický a fyziologický základ pro orientaci v problematice.

V kapitole 3 následuje rešerše zabývající se již existujícími metodami a technologiemi používanými právě k měření průběhu rehabilitace dolních končetin. V rešerši najdeme moderní komerčně dostupná zařízení, která díky unikátnímu software mohou sloužit k provádění rehabilitačních cvičení jak v nemocničních, tak někdy i v domácích podmínkách. Ale také se v rešerši nacházejí informace o odborných studiích, která se danou problematikou na vědecké bázi zabývala.

Další kapitola se zabývá použitým technologickým vybavením, tedy v mém případě elektromyografem, o kterém pojednává ve stručnosti, jelikož na toto téma bylo zpracováno již mnoho publikací. V kapitole se spíše zaměřuji na úpravu signálu, který elektromyografem naměříme a také na faktory, kterými elektromyografické měření ovlivníme.

Pátá kapitola již pojednává o konkrétních technických řešeních použitých k měření a to jak hardwarových, tak softwarových, byl zde také zapojen měřicí řetězec a provedeno elektromyografické měření a měření dat z kruhové úseče na 10 probandech za současného provádění rehabilitačních úkonů dle příslušného software.

Šestá kapitola se zabývá tvorbou vlastního software sloužícího k analýze a vhodné reprezentaci naměřených dat. Podrobněji pojednává o jednotlivých algoritmech použitých při analýze formou vývojových diagramů.

Poslední kapitola vysvětluje funkce vytvořeného softwaru a formuluje a vyhodnocuje výsledky měření.

2 Anatomie svalu a svaly dolních končetin

Svaly spolu s kosterní soustavou tvoří důležitou složku pohybového aparátu. Hlavní funkcí svalů je aktivní podíl na udržování polohy a pohybu celého těla nebo jeho částí. Míru pohybu ovlivňuje elasticita svalové tkáně, schopnost kontrakce a relaxace[1]

Svalové tkáně jsou specializovány na pohyb a vytváří tak aktivní pohybový aparát, nervově řízený.

Rozebereme si svalové tkáně příčně pruhované:

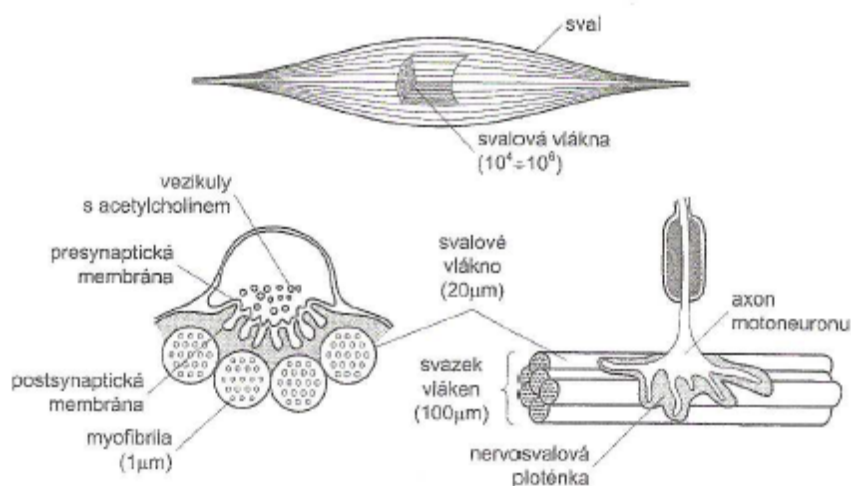
Základní stavební jednotkou kosterního svalu je svalové vlákno, které se skládá z myofibril, vlákna se spojují ve snopce, soubor snopců tvoří svalové břicho, které je pomocí bílé šlachy upnuto na kosti (některé svaly nejsou upnuty ke kostře, ale do kůže, nebo do kloubních pouzder).

Základem svalové funkce je stah, kontrakce, běžně je vyvolán nervovým podnětem. Rychlost kontrakce rozeznáváme dvojí, a to buď pomocí rychlých vláken (bílá vlákna), nebo pomalých vláken (červená vlákna).

Kontrakce isotonická -- mění se délka svalu, ale napětí zůstává stejné.

Kontrakce isometrická -- je taková, kde sval vykonává činnost statickou, tedy nemění se délka, ale akce je patrná na změně napětí svalového břicha. Tento typ kontrakce charakterizuje různé výdrže.

Příčně pruhované svalstvo je inervováno nervy cerebrospinálními (mozkomíšními), bez nervových podnětů nefunguje a atrofuje. V rámci svalu je aktivita svalových vláken řízena 100 až 1000 specializovanými neurony, nazývanými motoneurony.

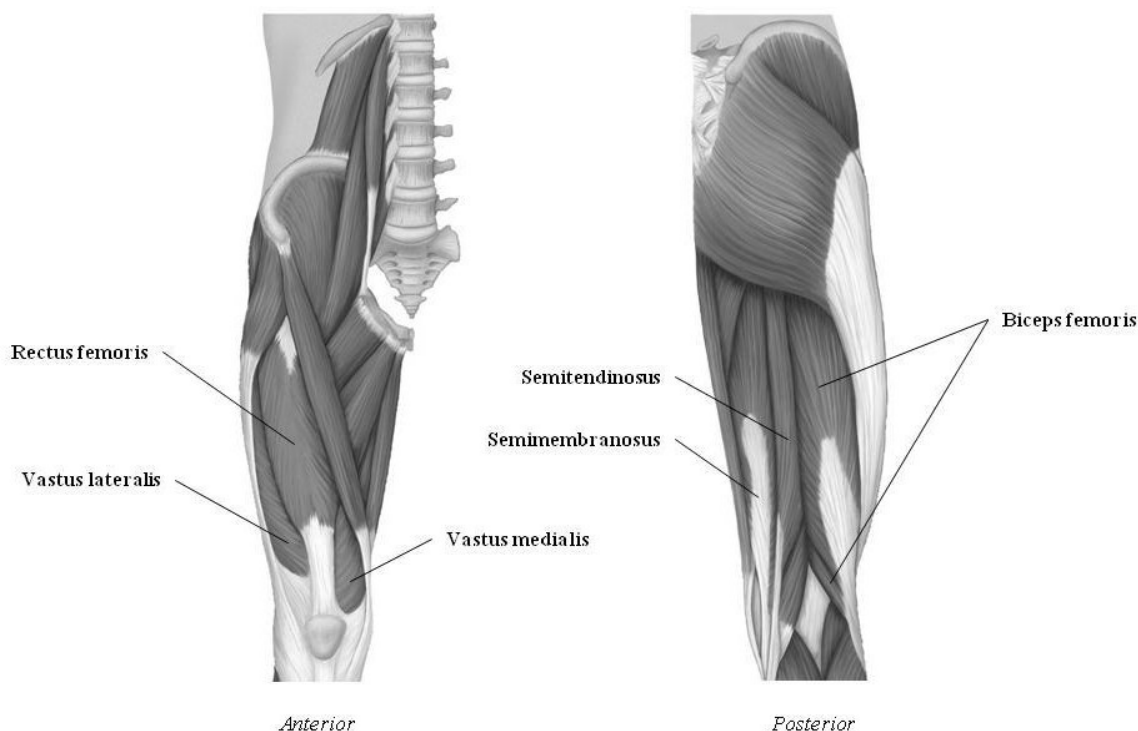


Obrázek 1 – Nervosvalová ploténka převzato z [2]

Takový motoneuron je synapticky spojen se souborem svazků svalových vláken. Presynaptickou membránou nervosvalové ploténky je při aktivaci motoneuronu uvolněn až jeden milión vezikul s neurotransmiterem, kterým je zde acetylcholin. Z toho je patrné, že všechna svalová vlákna jsou vybavena chemicky dráždivými membránami. [2]

2.1 Svaly dolních končetin

Jsou zde vyobrazeny a popsány funkce svalů stehenních a svalů bérce. Výběr svalů je již zaměřen na ty, na kterých probíhalo měření elektromyografické aktivity. Viz. kapitola 5.2



Obrázek 2 – Svaly dolních končetin, přední a zadní pohled svalů stehna, převzato z [3]

Čtyřhlavý sval stehenní (*musculus quadriceps femoris*), rozděluje se na čtyři části:

Přímý sval stehenní (*musculus rectus femoris*)

Začátek svalu – spodní trn pánevní

Vnitřní hlava (*musculus vastus medialis*)

Začátek svalu – horní vnitřní část kosti stehenní

Vnější hlava (*musculus vastus lateralis*)

Začátek svalu – horní vnější část kosti stehenní

Střední hlava (*musculus vastus intermedium*)

Začátek svalu – horní část kosti stehenní, po celém jejím obvodu

Úpon svalu – Všechny čtyři složky svalu se spojují nad patelou a upínají se na patelu, která je svou přední plochou do úponové šlachy zavzata.

Funkce – Extenze kolenního kloubu. Extenzí kolena je sval významným článkem při udržování vzpřímené postavy (posturální sval), uplatňuje se při chůzi, při vstávání ze sedu.

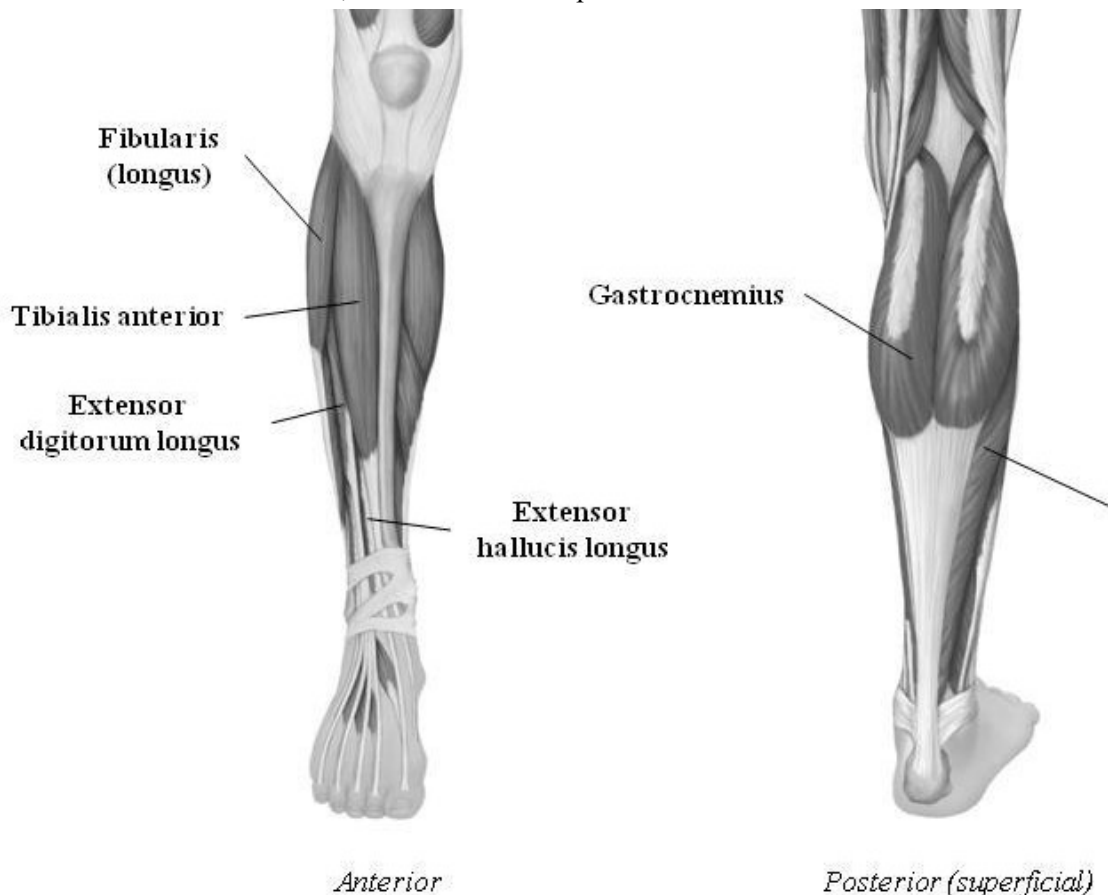
Dorsální skupina svalů stehna

Dvojhavý sval stehenní (*musculus biceps femoris*). Začíná dvěma hlavami, *caput longum* (dlouhá hlava), *caput breve* (krátká hlava)

Začátek – caput longum – kost sedací
– caput breve – kost stehenní horní část

Úpony svalů – hlavička kosti lýtkové

Funkce – Flexe kolenního kloubu, zevní rotace bérce při flektovaném koleni.



Obrázek 3 – Svaly dolních končetin, přední a zadní pohled, převzato z [3]

Přední sval holenní (musculus tibialis anterior)

Začátek svalů – proximální dvě třetiny laterální plochy tibie

Úpon svalů – vnitřní klínovitá kost (vnitřní nárt)

Funkce – Dorsální flexe (extenze) nohy a vytáčení tibiálního okraje nohy vzhůru – supinace nohy.

Trojhlavý sval lýtkový (musculus triceps surae) , má tři hlavní složky. Povrchová složka trojhlavého svalu je **dvojhlavý sval lýtkový** (musculus gastrocnemius), s dvěma hlavami – *caput mediale a caput laterale*.

Začátek svalů – Horní okraje obou kondylů femuru. Obě hlavy vytvářejí bříška patrná na reliéfu lýtky (vnitřní bříško dosahuje distálněji)

Úpon svalů – Celý m. triceps surae – Achillovou šlachou na tuber calcanei

Funkce – Sval jako celek – plantární flexe nohy, m.gastrocnemius – pomocná flexe kolena, m. triceps surae zdvíhá tělo při chůzi, udržuje správnou pozici bérce vůči noze (posturální sval)[4][5]

2.2 Kineziologie kolenního kloubu

Základní postavení kolenního kloubu je plná extenze, při níž femur naléhá na tibií, všechny vazy na zadní straně kloubního pouzdra a postranní vazy jsou napjaty - **koleno je uzamčeno**. Což znamená, že je stabilní.

Stabilní polohu zajišťují statické stabilizátory kolena (tvary kloubních ploch, vazy, kloubní pouzdro, menisky) a také dynamické stabilizátory kolena (svaly kolenního kloubu).

Odemknutí kolena je vyvoláno malou rotací, při které se uvolňují postranní vazy a LCA (ligamentum cruciatum anterior). Při volné noze dochází k vnitřní rotaci tibiie; při fixované noze k zevní rotaci femuru. Bez odemknutí kolene nelze provést flexi kolenního kloubu.

Vzhledem ke geometrickému tvaru kloubních ploch, menisků a úpravě vazů se ke dvěma základním pohybům kolenního kloubu - flexi a extenzi, přidávají další pohyby - rotační. Osa pohybu kolenního kloubu se mění podle stupně flexe. Někdy se proto také mluví o **instantním rotačním centru**. [6]

Flexe kolenního kloubu má několik fází. Začínající flexe (prvních 5 stupňů) je provázena tzv. počáteční rotací. Zevní kondyl femuru se otáčí a vnitřní se posouvá. Kolenní kloub se odemkne v této fázi. Následuje valivý pohyb, kdy se femur valí po tibií a po obou meniscích. V závěrečné fázi flexe se stále zmenšuje kontakt femuru s tibií. Menisky se posouvají po tibií dozadu. Flexe kolenního kloubu se tedy dokončuje v meniskotibiálním spojení, přičemž posun laterálního menisku po tibií je mnohem větší (asi 12 mm) než posun mediálního menisku (asi 6 mm). Flexi kolenního kloubu jistí LCA a LCP (ligamentum cruciatum posterior), které brání posunům kostí. Patela klouže při flexi distálně, při extenzi proximálně v rozsahu asi 5 - 7 cm.

Při extenzi probíhá celý proces opačně až k závěrečné rotaci opačného směru, která extendovaný kloub opět uzamkne.

Svaly zajišťující základní pohyby kolenního kloubu můžeme rozdělit do čtyř skupin dle pohybu, který vykonávají:

- **Flexi** v kolenním kloubu provádějí m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Fyziologický úhel flexe je 130 – 150°. Pomocnými svaly jsou m. gracilis, m. sartorius, m. gastrocnemius a m. popliteus. Pohyb stabilizují m. iliopsoas, m. pectineus a m. rectus femoris. Neutralizačními svaly jsou m. biceps femoris jedné strany a m. semimembranosus a m. semitendinosus druhé strany.
- **Extenze** v kolenním kloubu se provádí m. quadriceps femoris. Pomocnými svaly jsou m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus. Pohyb stabilizují břišní svaly, m. erector trunci a m. quadratus lumborum. Neutralizačními svaly jsou m. gluteus maximus, m. biceps femoris (caput longum), m. semi-tendinosus a m. semimembranosus [7] [8]
- **Extenzní aparát kolenního kloubu = m. quadriceps femoris + lig. patellae.** Osově uspořádání závisí na vzájemném vztahu jednotlivých složek extenzního aparátu. Osa tahu kontrahujícího se čtyřhlavého svalu směřuje na bérci lehce mediálně. Osa lig. patellae je

odkloněna mírně laterálně. Obě osy svírají poměrně ostrý, tzv. Q úhel (quadriceps angle). Q úhel = do 10 - 15 stupňů.

- **Zevní rotaci** v kolenním kloubu provádějí (pouze ve flexi) m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Fyziologicky asi 21°.
- **Vnitřní rotaci** v kolenním kloubu provádějí (opět pouze ve flexi) m. semitendinosus a m. semimembranosus. Pomocnými svaly jsou m. sartorius, m. gracilis a m. popliteus. Fyziologický rozsah vnitřní rotace je 17°. Rozsah rotací je tím větší, čím větší je flexe. Největších rotačních hodnot je dosaženo při flexích od 45 do 90 stupňů. Také většina flexorů má současně i rotační účinek. Velký vliv na rozsah rotace má i zatížení kloubů. Tlak může rotace výrazně omezit. [7] [6]

3 Rešerše technických řešení měření průběhu rehabilitace

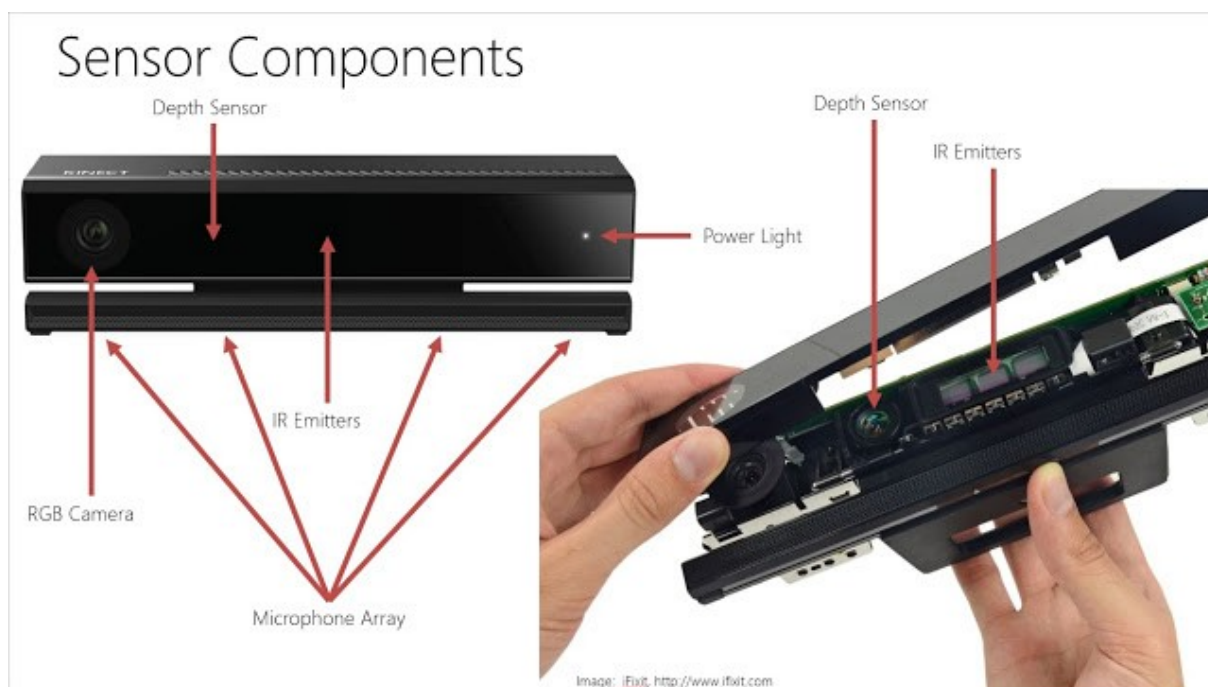
Mezi možná technická řešení pro měření vlivu rehabilitačních cvičení (nejen) dolních končetin se mohou řadit dnes už pro tuto oblast typické a dostupné různé typy stabilometrických a tenzometrických plošin, jež se používají nejčastěji ke zjištění stavu posturální stability. Dále labilní a balanční plošiny, či pomůcky.

Stále častěji se ale objevují nová technická a softwarová řešení pro zjištění průběhu rehabilitace v podobě technologicky moderních metod. Některá jsou založena na principu snímání pohybu pomocí komerčně dostupných systémů, jiná jsou vysoce profesionální a používána na odborných rehabilitačních klinikách.

3.1 Rehabilitace pomocí systému Microsoft Kinect

Microsoft Kinect je komerční herní zařízení, jehož vývojový software byl zveřejněn v roce 2011 pro nekomerční účely. Kinect se stal populární zejména s herní konzolí Xbox 360, nebo Xbox One. [9] [10]

Jedná se o optické zařízení, které využívá senzory obrazu, zvuku a hloubkového senzoru k zachycení pohybu v reálném čase určení rychlosti pohybu. Ovládání zařízení tedy probíhá pouze pohybem vlastního těla.[10]

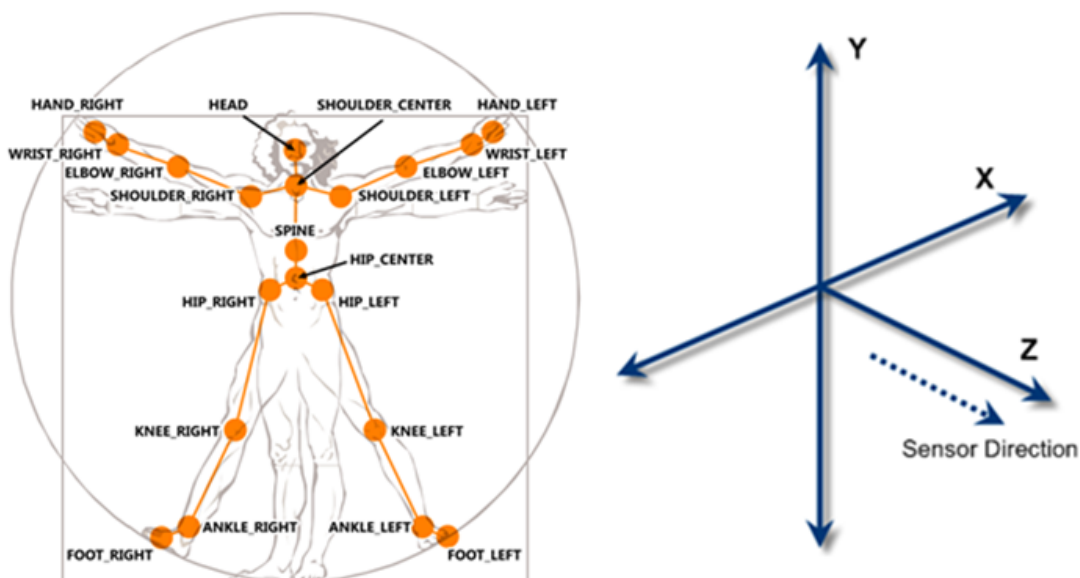


Obrázek 4 – popis funkčních komponent Kinectu, převzato z [18]

Pro snímání obrazu je nejprve využita tříčipová kamera RGB, díky které je získáno dvoudimenzionální barevné video, které je využito pro zobrazování obrázků a ikon během hry a k identifikaci

obličej. U dalšího snímání je využit projektor s infračerveným zářením a monochromatický senzor snímající odražený paprsek, který převede na velmi přesný obraz. Hloubková mapa je vytvořena projektorem, který vyzařuje mřížku infračerveného světla a dopadá do prostoru před kamerou. Jakmile dopadne odražené světlo na přijímač, vyhodnotí se časové zpoždění paprsků v řídicí jednotce a tak Kinect získá trojdimenzionální obraz prostoru, kde vyhledá lidskou postavu, kterou rozpoznává podle pohybů v jednotlivých kloubech. Rozpoznat je schopen 6 osob, ale analýzu pohybu vytvoří pouze u dvou.

Zařízení Kinect detekuje postavení 20-ti bodů na lidském těle. To bylo porovnáváno s výsledky naměřenými metodou strojového učení (support vector machine- SVM), která má přesnost až 95,6%, avšak je velmi drahá. Výsledkem studie, která srovnávala postavení 15-ti kloubů je, že Kinect je vhodným řešením pro rehabilitační programy hodnotící správnou posturu a může se tak vyrovnat nákladným zařízením.[11] [12]



Obrázek 5 – zobrazení detekčních pozic bodu Kinectu, převzato z [20]

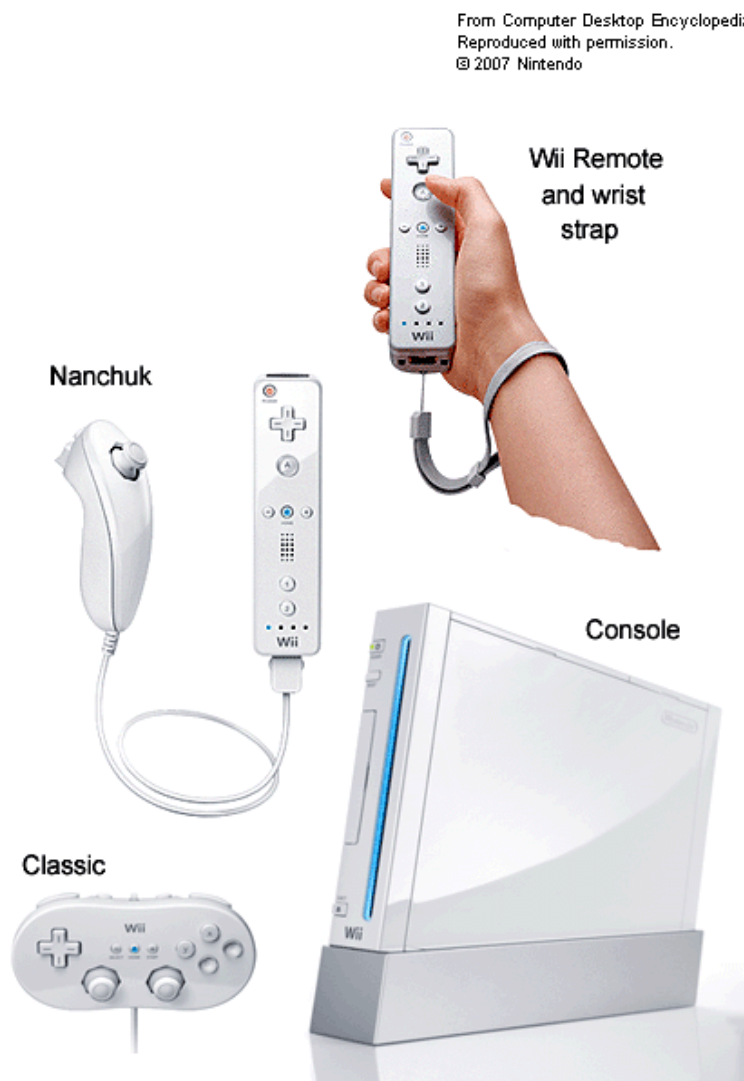
Zařízení Kinect je vyrobeno pro spolupráci s herní konzolí Xbox, Microsoft ale již vyvinul software, který můžeme využít pro zapojení přes počítač. To nám v praxi umožňuje kombinaci především Kinectu a Wii Balance Board. [11]

3.2 Rehabilitace s využitím Nintendo Wii

Nintendo Wii umožňuje pomocí bezdrátového ovladače snímání pohybů těla na obrazovku, která nám tak dává zpětnou vazbu. V ovladači jsou tři akcelerometry zachycující pohyb ve všech osách a také rychlost. Nintendo Wii obsahuje také kameru, která dopočítává vzdálenost ovladače od senzoru umístěného blízko televize. Senzor snímá tedy polohu ovladače, od kterého určuje polohu ruky, případně celého těla.

Nintendo Wii má celou škálu doplňků, z nichž bezesporu zajímavou je Balanční plošina Wii

(Wii Balance Board). Jedná se o bezdrátovou podložku se senzory tlaku s odolným povrchem, vyznačením pro pravou a levou nohu a předozadní částí. Komunikace s konzolí probíhá bezdrátově pomocí Bluetooth.



Obrázek 6 – konzole Nintendo Wii, převzato z [13]

Konzole Nintendo Wii v rámci svého software obsahuje celou sérii Wii Fit her zaměřených na rovnováhu a koordinaci, avšak také soubor silových cvičení která mohou být pro rehabilitaci účelná.[13]

- Výpady (Lunges)

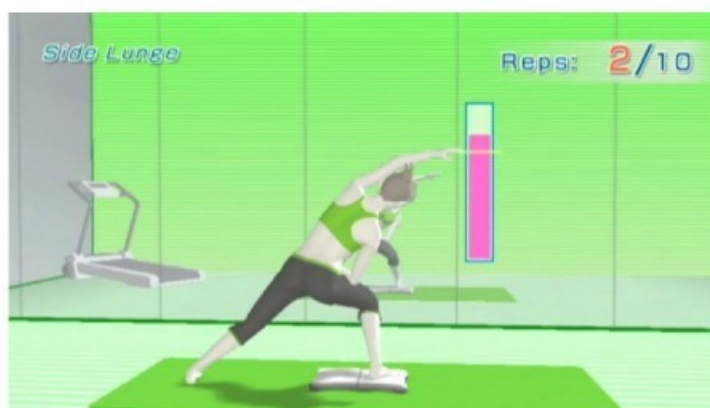
Pacient na Wii Balance Boardu nejprve stojí, ruce propojí v zápěstí za hlavu, lokty od sebe, hlava je rovně v protažení těla a následně dojde k zanožení jedné končetiny do flexe v kolením kloubu, software na obrazovce ukazuje sílu, kterou vyvíjí chodidlo na Balance Board a také hraniční hodnotu které je třeba dosáhnout.



Obrázek 7 – vizuální zobrazení výpadu, převzato z [13]

- Boční výpady

Principem je přenos váhy na končetinu stojící na Balance Boardu na vzdálenější polovinu. Signalizace úkonu je řešena jako u příkladu výše.



Obrázek 8 - vizuální zobrazení bočního výpadu, převzato z [13]

- Balanční most

Úkon provádíme ze sedu na Balance Boardu, flektujeme dolní končetiny v kolenních i kyčelních kloubech, horní končetiny položíme za podložku a z této polohy se vzepřeme na všech končetinách s následnou extenzí jedné dolní končetiny v kolenním kloubu, poté se vracíme zpátky do výchozího sedu.



Obrázek 9 - vizuální zobrazení balančního mostu, převzato z [13]

- Extenze jedné dolní končetiny (Single leg extension)

Základní pozicí cviku je stoj na Balance Boardu na jedné dolní končetině. Druhá je v devadesáti stupňové flexi v kyčelním a kolenním kloubu a stejnostranná horní končetina je zapažená. Princip cviku vytažení nestojné dolní končetiny do extenze a zároveň v devadesátistupňové flexi v ramenním a loketním kloubu stejnostranné horní končetiny při mírném předklonu horní poloviny těla. V průběhu pohybu může sledovat cvičenec na obrazovce žlutě vyznačené svoje chodidlo stojné dolní končetiny a v něm uprostřed je zobrazeno červeně vyznačené těžiště, které je cílem udržet v daném prostoru.



Obrázek 10 – vizuální zobrazení extenze dolní končetiny, převzato z [13]

Po ukončení úkonu je vyobrazena křivka se záznamem posunu těžiště v průběhu pohybu a také posouzení o kvalitě rovnováhy.[13]



Obrázek 11 – Nintendo Wii Balance Board, převzato z [13]

3.2.1 Použití v rehabilitaci

Studie spolehlivosti a platnosti Nintendo Wii Balance Board pro posouzení rovnováhy

Tato studie během testování na dvou balančních přístrojích, kde jedním z nich byla Wii Balance Board a druhým laboratorní silová platforma porovnávala naměřená data centra tlaku – COP z obou zařízení, která poté posuzovala pomocí korelačního koeficientu (ICC), Bland-Altman grafu (BAP) a minimálních detekovaných změn (MCD).

Průběh testování:

Celkem 30 lidí, z toho 10 mužů a 20 žen testovalo na obou zařízeních úkony jako stoj na jedné DK se zavřenými očima po dobu 10 sekund, stoj na jedné DK s otevřenými očima po dobu 10 sekund a stoj na obou DK po dobu 30 sekund.

Výsledky:

Obě zařízení ukázala skvělé výsledky, přičemž hodnoty z MDC byly z Wii Balance Boardu oproti silové plošině ve třech z celkových čtyř testů lepší.

Závěr:

Tato zjištění ukazují, že Wii Balance Board je účinné zařízení pro posouzení stability. Navíc k tomu přenostné, dostupné a za zlomek ceny oproti silovým plošinám. Může tak být vhodným nástrojem pro klinickou praxi. [14]

Nintendo Wii avšak oproti Kinectu má nevýhodu v tom, že u Kinectu je neustálá kontrola pozice a člověk tak nemůže úkony nijak ošálit, tedy pokud má jakoukoliv část těla ve špatném postavení, virtuální trenér na chyby ihned upozorní. Zato u Nintenda Wii a jeho doplňků je zpětná vazba pouze v místech dotyku s příslušenstvím.[15]

3.3 Rehabilitace pomocí systému Balance Master

Balance Master je přístroj od firmy Natus. Jedná se o tenzometrickou plošinu se zabudovanými senzory, ta je propojena s počítačem s příslušným softwarem. Využívá se u objektivního hodnocení a tréninku volně motorické a senzorické kontroly balanční schopnosti, při využití vizuálního biofeedbacku.

Přístroj je složen s dvojitě dlouhé plošiny, stojanu s řídicí jednotkou, monitoru, izolačního transformátoru a tiskárny. Součástí je i dřevěný okraj plošiny, podložky či pěnové gummy. Snímače v plošině měří rozložení vertikálních sil, které jsou vytvářeny tlakem chodidel na plošinu. Z takového vyšetření můžeme vyhodnotit balanční schopnosti, progres v terapii, či jednostrannou zátěž vyvinutou na podložku. [16] [17]



Obrázek 12 – Systém Balance Master, převzato z [18]

Souhrnně můžeme říci, že rozmach především systémů podporujících virtuální realitu společně s vizuálním, nebo EMG biofeedbackem dělá celý proces rehabilitace zábavnější a tedy přívětivější jak pro rehabilitační personál, tak pro pacienty, kteří za určitých podmínek mohou takto provádět rehabilitaci i v domácím prostředí. [19]

3.4 Další studie

Název: Not All Instability Training Devices Enhance Muscle Activation in Highly Resistance-Trained Individuals

Autor: Michael J. Wahl, David G. Behm

Publikováno: Journal of Strength and Conditioning Research, 2008 National Strength and Conditioning Association

Studie se zabývala měřením elektromyografických signálů svalů (m. soleus, m. biceps femoris, m. rectus femoris, spodní části břišních svalů a m. erector spinae v bederní oblasti) na celkem 16 trénovaných jedincích, při provádění několika úkonů (výpady do strany, výpady vpřed, podřepy, výpady) na balančních plošinách (BOSU, Dyna disk, fyzioball a úseč) a na zemi.

Výsledek experimentu nám ukázal zvýšení aktivity pro všechny svaly při cvičení na fyzioballu. Dále zvýšení aktivity pro všechny svaly kromě m. rectus femoris pro cvičení na úseči. Cvičení na rehabilitačních pomůckách Dyna Disc a BOSU nemělo signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě, až na m. erector spinae v bederní oblasti pro stoj na Dyna Discu.

Výsledky udávají, že cvičení na nestabilních pomůckách typu (Dyna Disc a BOSU) nemá signifikantní význam pro trénované jedince.[20]

Název: Ankle muscle activation when using the both sides utilized (BOSU) balance trapezoid

Autor: Kevin G. Laudner a Matthew M. Koschnitzky

Publikováno: Journal of Strength and Conditioning Research, 2010 National Strength and Conditioning Association

Cílem studie bylo zjistit a porovnat svalovou aktivitu při cvičení na obou stranách BOSU. Tuto pomůcku již mnoho zařízení typu fitness center, rehabilitačních klinik, ale i sportovních klubů využívá, právě pro nácvik rovnováhy a posílení svalů.

V této studii byla měřena elektromyografická aktivita svalů m. tibialis anterior, m. peroneus longus a m. gastrocnemius medial. Skupinu měřených probandů tvořilo 20 zdravých mužů s průměrným věkem 21,4 let. Každý proband prováděl tři stoje na jedné dolní končetině na každé straně bosu. Průměrná tímto měřením získaná data byla srovnána s průměrnými daty MVIC – maximální volní isometrické kontrakce.

Ve výsledku bylo zjištěno, že žádné významné rozdíly mezi svalovou aktivitou při provádění jednotlivých cviků se neprojevíly.[21]

Název: Effect of balance board training on lower limb muscle activity

Autor: K. Song, S. Shin, H. Kim, S. Chung, J. An and C. Lim

Publikováno: 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, Chongqing, 2012

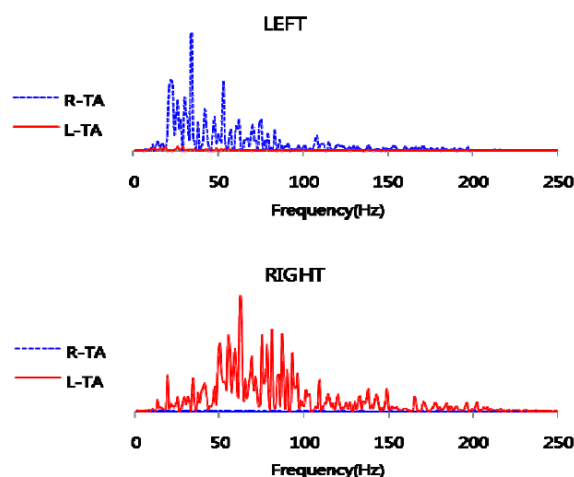
V této studii se autor zamýšlí nad vztahem svalové symetrie a dynamické stability. Je měřena elektromyografická aktivita svalů dolních končetin jako m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, m. rectus femoris a m. biceps femoris. při posunu těžiště na kruhové úseči ve směrech (vpřed, vzad, vlevo, vpravo).



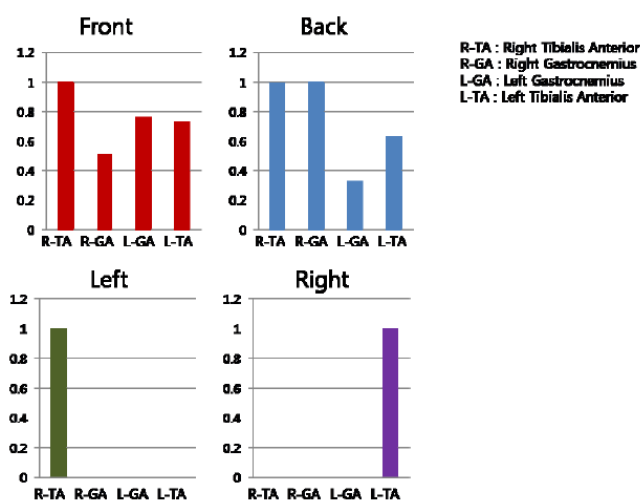
Obrázek 13 – Balanční úseč [22]

Pro experiment byla použita balanční úseč viz. (Obrázek 13 – Balanční úseč) s maximálním stupněm náklonu v ose předozadní 22° a pravolevé 15° a celkový počet probandů byl 9 (8 mužů a 1 žena) s průměrným věkem 25,6 let. Měření probíhalo přístrojem Trigno Wireless EMG se vzorkovací frekvencí 2000 Hz

Pro porovnání výsledků měření je ze signálu vypočítána spektrální výkonová hustota za pomoci FFT (Fast Fourier Transform).



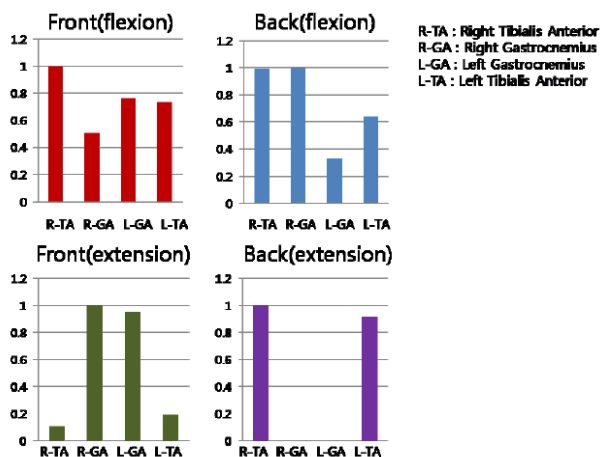
Obrázek 14 – Signál m. tibialis anterior při náklonu vlevo, vpravo vypočten pomocí FFT[22]
 Výsledky ukázaly velkou svalovou aktivitu pro svaly m. tibialis anterior a m. rectus femoris opačné nohy při naklání vlevo a vpravo viz. Obrázek 14 – Signál m. tibialis anterior při náklonu vlevo, vpravo vypočten pomocí FFT.



Obrázek 15 – Svalová aktivita pro svaly bérce ve 4 směrech[22]

Zatímco aktivita pro svaly m. tibialis anterior a m. gastrocnemius byla při naklání dopředu a dozadu. Studie se ještě dále zaměřovala na měření svalové aktivity při kolenní flexi/extenzi, při pohybu vpřed a vzad.

7 z 9 probandů vykazalo trend v navýšení svalové aktivity m. gastrocnemius při pohybu vpřed a současné extenzi kolenního kloubu (viz. kapitola Kineziologie kolenního kloubu 2.2)
 U 8 z 9 probandů se zvýšila svalová aktivita m. tibialis anterior (téměř nezávisle na zámku v kolenním kloubu) při náklonu dozadu v důsledku výskytu flexe v kotníku.



Obrázek 16 – porovnání aktivity svalů bérce v závislosti na kolenní flexi[22]

Celkově lze také vidět mnohem vyšší svalová aktivita při mírné flexi v kolenním kloubu viz. Obrázek 16, tedy dle kapitoly 2.2 při odemčeném kolenním zámku.[22]

Závěr rešerše

Z rešerše vyplývá, že pro měření průběhu rehabilitačního cvičení dolních končetin je v současné době používáno několik metod. Čistě vizuální feedback, tenzometrické i balanční plošiny a úseče, někdy i v kombinaci s měřením EMG, což však vyžaduje následné vhodné zpracování EMG signálu pro získání vypovídající hodnoty o provedeném experimentu.

4 Vybraná dostupná technická řešení pro měření průběhu rehabilitace DK

4.1 Elektromyografický signál a elektromyograf

V rámci elektromyografie, která je vyšetřovací metodou, kdy snímáním bioelektrických signálů pomocí elektromyografu, jenž je zdravotnický elektrický přístroj, měříme aktivitu svalů a tím umožňujeme objektivnější hodnocení neuromuskulární činnosti.

Funkční analýza je hlavní prioritou, ta podává informace o komplexních svalových synergiích, velikosti svalové aktivity, svalové únavě a timingu zapojování svalů. [23]

Elektromyografie se tak může používat v rehabilitaci k objektivnímu posouzení terapie nebo experimentální kineziologii. [24]

Vzniku EMG signálu předchází spousta komplikovaných interferenčních pochodů, jež probíhají jak ve svalu samotném, tak v kůži i na snímacích elektrodách. Z náhodně uspořádaných amplitud se skládá surový EMG záznam, který není přímo reprodukovatelný, ale může sloužit jako prvotní obraz o svalové inervaci, pomocí takového záznamu můžeme stanovit, zda je nebo není sval aktivní, případně porovnat v rámci testovaného pohybu míru jeho aktivity. [25]

Ale pro získání kvantitativních parametrů EMG signálu, které můžeme dále porovnávat, se používá matematické zpracování dat metodami jako filtrace, rektifikace, integrace, dále se provádí amplitudová analýza a frekvenční analýza. [26]

Není možné doporučit jedinou metodu zaznamenávání a zpracování EMG signálu, ale často se při zpracování používají tři operace. [27]

4.1.1 Úprava elektromyografického signálu

Filtrace, která je nedílnou součástí analýzy. Mezi nejčastější faktory rušení patří pohybové artefakty, nestabilita spojení elektroda-kůže, síťová rušení. Akční potenciály jsou velmi rychlé události se změnami v řádu několika milisekund, proto nejčastější a účinnou filtrací bývá horní propust (*high-pass filter*) nastavena na 20 Hz.

Další operací je **Rektifikace**, usměrnění, je založeno na překlopení, nebo odstranění negativních hodnot potenciálů. Cílem je získat kvantitativní odhad elektromyografického signálu. Jelikož se EMG signál skládá přibližně ze stejného počtu pozitivních negativních hodnot, integrací nerektifikovaného signálu bychom získali hodnoty blízko nule, ale integrací rektifikovaného signálu se ukáže hodnota, jež odráží v průběhu doby integrace průměrnou velikost aktivity. [28]

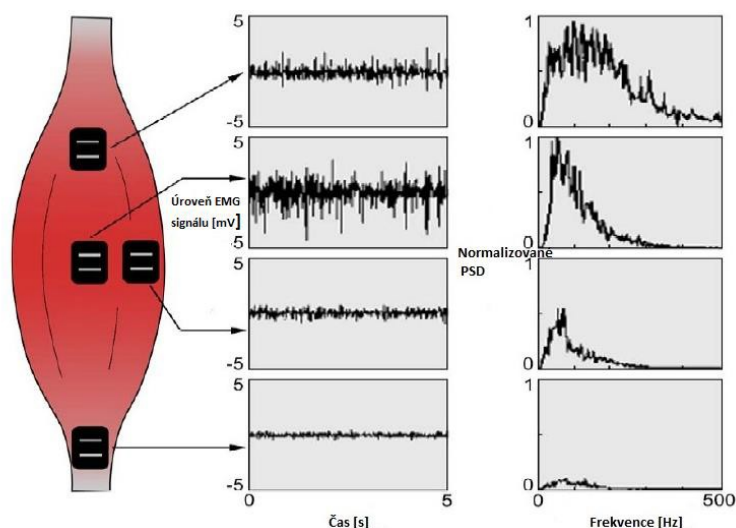
Normalizace - V závislosti na umístění elektrod se liší amplituda EMG signálu a je velmi ovlivněna podmínkami detekce u stejného svalu různých subjektů, u různých svalů jednoho subjektu, či při opakovaní měření stejného svalu v různých časech. Je totiž nutné normalizovat amplitudy signá-

lu z důvodu možnosti komparace naměřených hodnot EMG záznamů. U normalizace se tak jedná o vztahení naměřených parametrů k předem stanovené referenční hodnotě, která je určována pro každého pacienta, při každém měření [29]

Za jednu z nejpoužívanějších metod normalizace je považováno stanovení maximální volní kontrakce (MVC – *maximal voluntary contraction*), při které změříme maximální hodnotu volní izometrické kontrakce svalu a tu pak v průběhu celého pohybu vztahujeme k naměřeným hodnotám svalové aktivity [24]

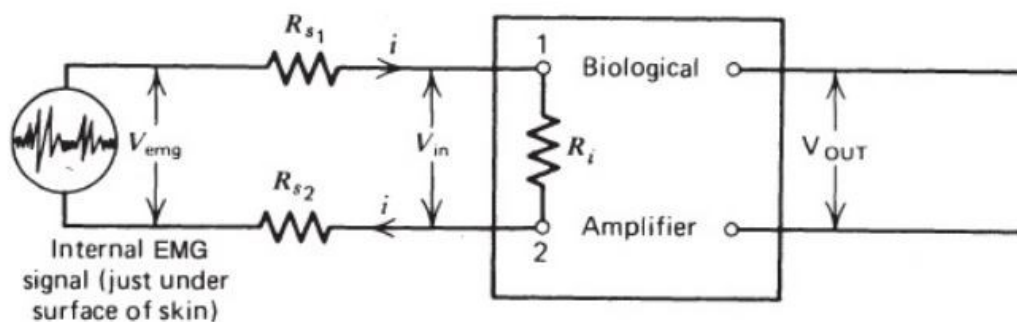
4.1.2 Elektrody a faktory ovlivňující elektromyografický signál

Mezi důležité faktory při měření povrchové elektromyografie patří jak typ použité elektrody, tak také její umístění. Nejběžněji využívaným typem elektrody je plovoucí elektroda v provedení Ag/AgCl o průměru 1 cm. Jejich umístění by mělo být na středu svalového bříška, umístíme-li elektrodu na jeho okraj, je zvýšené riziko snímání aktivity i od jiných svalů, tzv. crosstalk. Zdali umístíme elektrodu nad šlachou, získaná amplituda signálu tak bude velmi nízká. [30]



Obrázek 17 – Změna frekvenčního spektra a amplitudy v závislosti na umístění elektrod převzato z [24]

Mezi další faktory ovlivňující výsledný elektromyografický signál patří i vzdálenost elektrod, kontakt mezi elektrodou a kůží, který aby byl co nejlepší, dbáme na přípravu místa minimálně odmaštěním kůže, jelikož jak můžeme vidět na obrázku 15, kde elektrody jsou nahrazeny rezistory R_{s1} a R_{s2} a pro příklad kdyby tyto rezistory měly hodnotu $R_{s1}=R_{s2}=10\,000\ \Omega$ a vnitřní odpor elektromyografu R_i byl $R_i=80\,000\ \Omega$, tak signál řekněme velikosti 2 mV by byl zredukován na 1.6 mV, což je pokles 0,2 mV pro každou elektrodu. Naproti tomu právě když je řádně připraveno místo pro nalepení elektrody může hodnota odporu $R_{s1}=R_{s2}$ klesnout třeba na $1000\ \Omega$ a také když by byl vstupní odpor elektromyografu větší třeba $R_i=1\ \text{M}\ \Omega$, signál o velikosti 2 mV by byl zredukován pouze na 1.998 mV. [25]



Obrázek 18 – Náhradní schéma snímání emg signálu se zesilovačem, kde elektrody jsou nahrazeny odpory R_{s1} a R_{s2} převzato z [25]

Při měření a následném vyhodnocení je třeba také počítat s tím, že každý jedinec je jiný i při stejném typu kontrakce dojde k různému náboru motorických jednotek. Ten probíhá dle **Hennemanova principu**, při kterém zapojování motorických jednotek probíhá postupně od nejmenších po rozsáhlé a při odpojování v opačném pořadí.

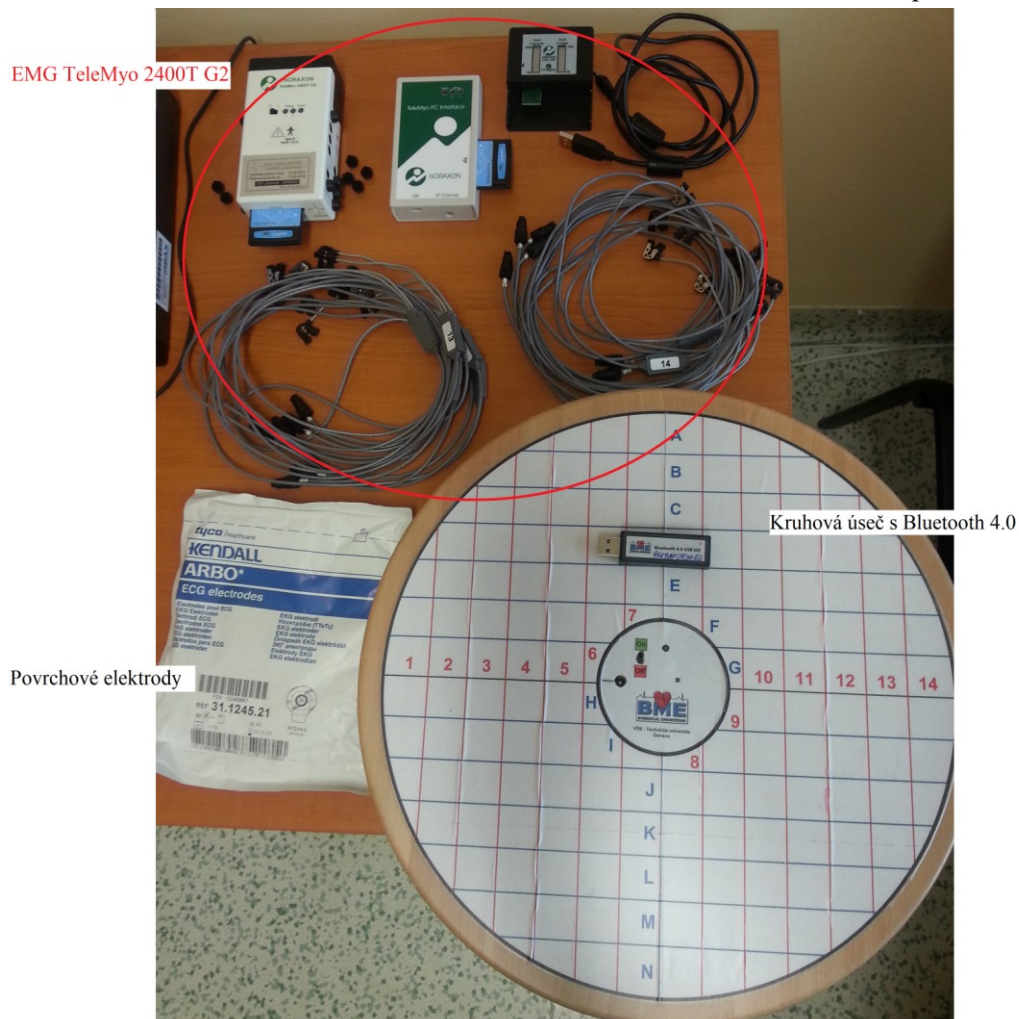
Dále stejná svalová síla může vznikat zapojením malých MJ při vyšších frekvencích, nebo také velkých MJ při nižších frekvencích. [31]

5 Implementace vhodných technických řešení pro měření průběhu rehabilitace DK

Při měření byly použity tyto prostředky:

- Dřevěná kruhová úseč
- Elektromyograf TeleMyo 2400T G2 od firmy NORAXON
- Software Balance Rehabilitation
- Software MyoResearch-XP 1.07 Master Edition

Prostředky byly poskytnuty katedrou kybernetiky a biomedicínského inženýrství VŠB-TUO ve spolupráci s klinikou léčebné rehabilitace ve Fakultní nemocnici v Ostravě, kde také probíhalo měření.



Obrázek 19 – Použité hardwarové prostředky při měření

5.1 Kruhová úseč a SW Rehabilitation Balance

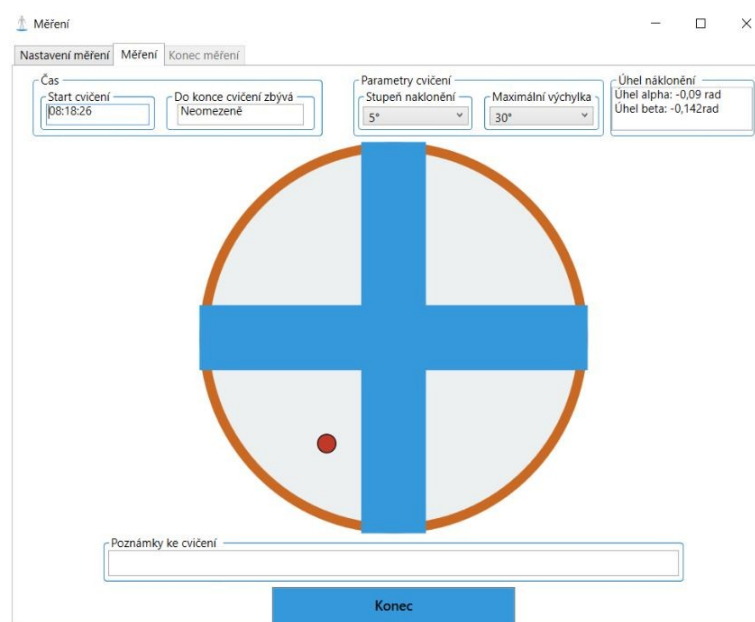
Kruhová úseč, jež v experimentu figuruje, jako rehabilitační pomůcka ve svém přesném geometrickém středu ukrývá měřicí část s vlastním napájením. Měřicí část je tvořena třemi tříosými senzory, akcelerometrem, gyroskopem a magnetometrem. Datová komunikace je prostřednictvím Bluetooth 4.0 [32]

K záznamu dat kruhové úseče byl použit software Rehabilitation Balance, avšak který není předmětem diplomové práce, uvedu zde tedy jen nutné parametry z měření a ukázkou rehabilitačních úkonů. Nicméně pro zprovoznění softwaru je nutné ověření dostupnosti v počítači správných SQL serverů a jejich případné doinstalování, u software nastavení správné mac adresy v textovém souboru „establish_mac_adress.txt“ pro připojení zařízení. Konkrétně pro kruhovou úseč na rehabilitační klinice FNO je obsah textového souboru následující: 01 09 FE 09 00 00 00 75 41 65 9D C7 E0. Poté už lze připojit kruhovou úseč v softwaru a po nastavení parametrů spustit měření.

5.1.1 Rehabilitační model kříž

Úkolem probanda byl při stoje na úseči (v mírně flekčním postavení v kolenním kloubu, šlo nám o tzv. odemknutí kolenního kloubu (viz. kapitola 2.2) pohyb po kříži dle software Rehabilitation Balance, kdy nejprve byl pohyb, tedy náklon veden vlevo, pak vpravo, následně dopředu (zobrazení nahoru) a dozadu (zobrazení dolů). Nastavené parametry cvičení v softwaru byly: stupeň naklonění 5° a maximální výchylka 30° .

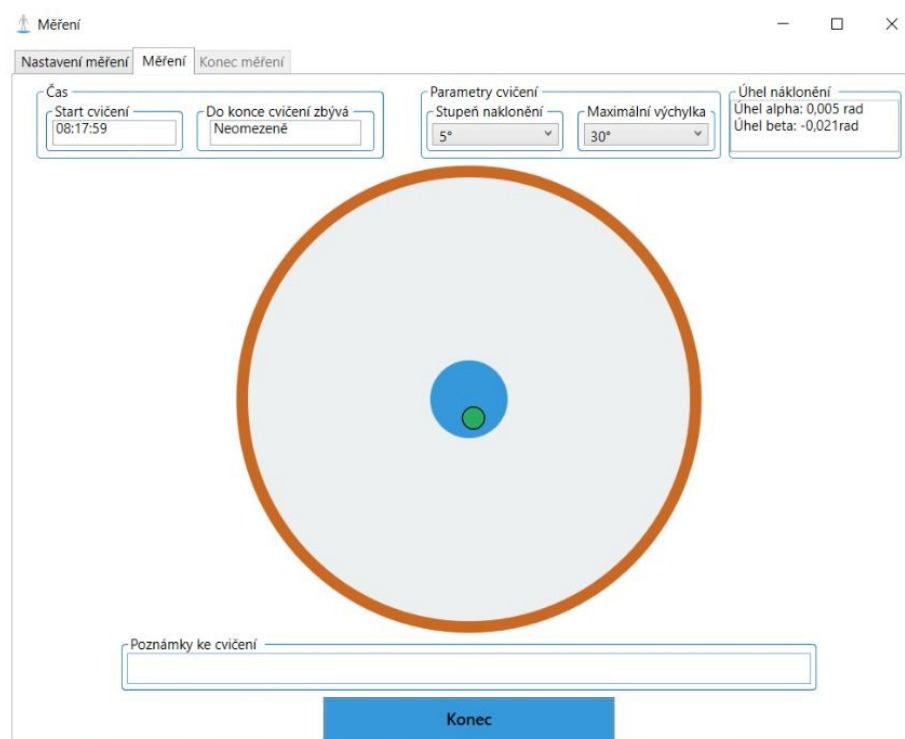
Jelikož nám software poskytoval zrakový feedback o náklonu v podobě pozičního bodu, úkolem byla také snaha o udržení se v modře vyznačených mezích kříže Obrázek 18, nicméně při nedodržení těchto mezi poziční bod jenom zčervenal, ale měření probíhalo dále.



Obrázek 20 – vzhled rehabilitačního modelu kříž v software Rehabilitation Balance

5.1.2 Rehabilitační model rovnováha

Úkolem probanda byla při stoje na úseči (opět v mírně flekčním postavení v kolenním kloubu, (viz kapitola 2.2), snaha o udržení rovnováhy, tedy snaha o udržení pozičního bodu ve středu kruhové úseče, dle software Rehabilitation Balance snaha o udržení bodu v modrém kruhu (poziční bod je tím pádem zelený) software nám opět poskytoval zrakový feedback viz. Obrázek 21. Nastavené parametry cvičení v softwaru byly: stupeň naklonění 5° a maximální výchylka 30°.



Obrázek 21 - vzhled rehabilitačního modelu rovnováha v software Rehabilitation Balance

Data z kruhové úseče byla snímána se vzorkovací frekvencí 40Hz a pro další analýzu byla vybrána akcelerometrická data, která byla po měření exportována do datového souboru s koncovkou „*.csv“.

5.2 Elektromyograf a SW MyoResearch-XP 1.07 ME

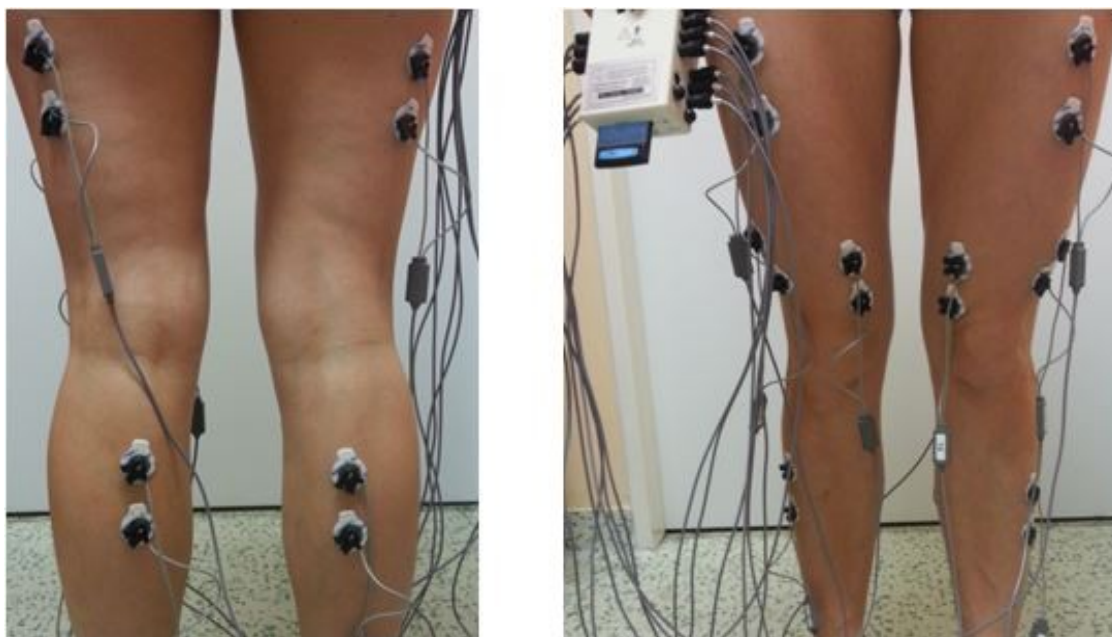
K elektromyografickému záznamu byl použit Elektromyograf TeleMyo 2400T G2 od firmy NORAXON s možností snímání 16 kanálů, bez notch filtru, s filtrem prvního řádu horní propusti nastavené na 10Hz, vstupní impedancí větší než 100 MOhm, s činitelem potlačení souhlasného rušení CMR > 100dB a základním zesílením 500 [33]

V rámci experimentu jsem na probandech při provádění rehabilitačních úkonů kříž a rovnováha popsaných výše, měřil 12 svalů pomocí 12 kanálů.

Seznam svalů snímaných povrchovou elektromyografií při úkonech kříž a rovnováha:

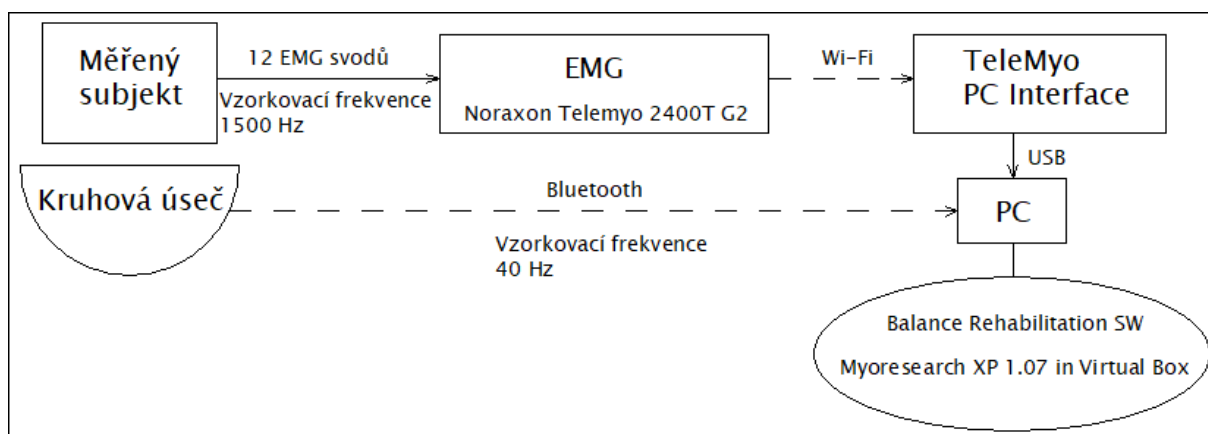
1. RT RECTUS FEMORIS – přímý sval stehení – pravá končetina
2. LT RECTUS FEMORIS – přímý sval stehení – levá končetina
3. RT TIBIALIS ANTERIOR – přední sval holenní – pravá končetina
4. LT TIBIALIS ANTERIOR – přední sval holenní – levá končetina
5. RT BICEPS FEMORIS – dvojhlavý sval stehenní – pravá končetina
6. LT BICEPS FEMORIS – dvojhlavý sval stehenní – levá končetina
7. RT MEDIALIS GASTRO – dvojhlavý sval lýtkový, mediální hlava – pravá končetina
8. LT MEDIALIS GASTRO – dvojhlavý sval lýtkový, mediální hlava – levá končetina
9. RT VMO – čtyřhlavý sval stehenní, vnitřní hlava – pravá končetina
10. LT VMO – čtyřhlavý sval stehenní, vnitřní hlava – levá končetina
11. RT VLO – čtyřhlavý sval stehenní, vnější hlava – pravá končetina
12. LT VLO – čtyřhlavý sval stehenní, vnější hlava – levá končetina

Umístění elektrod (Ag/AgCL 1 cm průměr) proběhlo po lokalizování chtěného svalu (palpací) na střed svalového bříška (viz. Kapitola 4.1.2) a na ošetřenou kůži dezinfekčním přípravkem SEPTODERM.



Obrázek 22 – zobrazení umístění elektrod

Takto měřené signály byly pomocí zmíněného elektromyografu zaznamenávány se vzorkovací frekvencí 1500 Hz v software MyoResearch-XP 1.07 ME, kde byly následně uloženy, případně zpracovány a nakonec exportovány do jednoho z dostupných formátů. V konkrétně této práci byl vybrán formát exportu jako datový soubor s koncovkou „*.mat“. Ještě je nutno uvést že software MyoResearch-XP 1.07 ME běžel v prostředí VirtualBoxu s nainstalovanými Windows XP, což byla nutná podmínka pro zprovoznění celého řetězce na jednom počítači s OS Windows 10.



Obrázek 23 – Blokové schéma měřícího řetězce

Na Obrázek 23 můžeme vidět blokové schéma zapojení měřícího řetězce s uvedenými hodnotami vzorkovacích frekvencí.

5.2.1 Popis prováděného experimentu - provedení měření na skupině zdravých osob

Pro ujasnění uvádím výpis úkonů, které vedly k naměření elektromyografické aktivity za současného pohybu na kruhové úseči. Měření bylo provedeno na 10 probandech, z toho 6 žen a 4 muži, všichni ve věku od 21 do 28 let.

I když některé dílčí úkony jsou již popsány v textu, tak pro přehlednost je uveden celý popis zde:

Technická vybavenost:

- V software Virtualbox mít spuštěny Windows XP se softwarem Noraxon MyoResearch – XP 1.07 Master Edition a se softwarem Balance Rehabilitation (viz. kapitola 5.1)
- V software Balance Rehabilitation připojit kruhovou úseč, následně vybrat typ měření (kříž, rovnováha), nastavení parametrů (stupeň naklonění 5° a maximální výchylka 30°)
- V software MyoResearch – XP připojit zařízení EMG, nastavit vzorkovací frekvenci na 1500HZ, vybrat měřené kanály a svaly

Příprava před měřením:

- Na dezinfikovanou kůži umístíme měřící elektrody (dle kapitoly 4.1.2)
- Vizuální feedback, dle kterého proband provádí úkony, se nacházel ve výšce 100cm
- Proband byl instruován o provádění pohybu tak, aby poloha bodu balanční úseče byla dle me-

zí určených softwarem

- Před každým měřením měl proband možnost si balanční úseč vyzkoušet setrváním na ní bosýma nohama (asi po dobu 10 sekund)

Výchozí poloha probanda: stoj balanční úseči bosýma nohama s odemknutým kolením zámkem a nalepenými elektrodami na dezinfikovanou kůži.

Měření:

- Měření záznamů jak balanční úseče, tak EMG spustíme současně (Synchronizace časem)
- Jelikož se jedná o měření za anizometrických podmínek, definuji rozsah pohybu dle vizuálního feedbacku (kříž, rovnováha) a délku trvání (u kříže na provedení jednoho cyklu, u rovnováhy na 30s)

Měřené záznamy ukládáme do vhodného formátu (pro data z balanční úseče vybíráme uložení akcelerometrických dat do formátu“.csv“, data elektromyografická ukládáme do software MyoResearch, poté až následně exportujeme do formátu “.mat“).

Následuje analýza změřených dat, ta je uvedena v další kapitole.

6 Analýza změřených dat

Analýza naměřených dat probíhala jak v programu MyoResearch XP 1.07 ME, tak především v programu Matlab 2017a.

Při úpravě elektromyografických signálů v programu MyoResearch XP 1.07 ME Obrázek 22, se prováděli podobné úkony, které jsou rozebrány v kapitole 4.1.1

Konkrétně byla provedena:

- Filtrace signálů s hornopropustným IIR Butterworth filtrem nastaveným na frekvenci 20Hz (z důvodu eliminace pohybových artefaktů při záznamu).

- Rektifikace signálů – jeho překlopení do kladných hodnot

$$x_{ABS} = |x(t)| \quad (6.1)$$

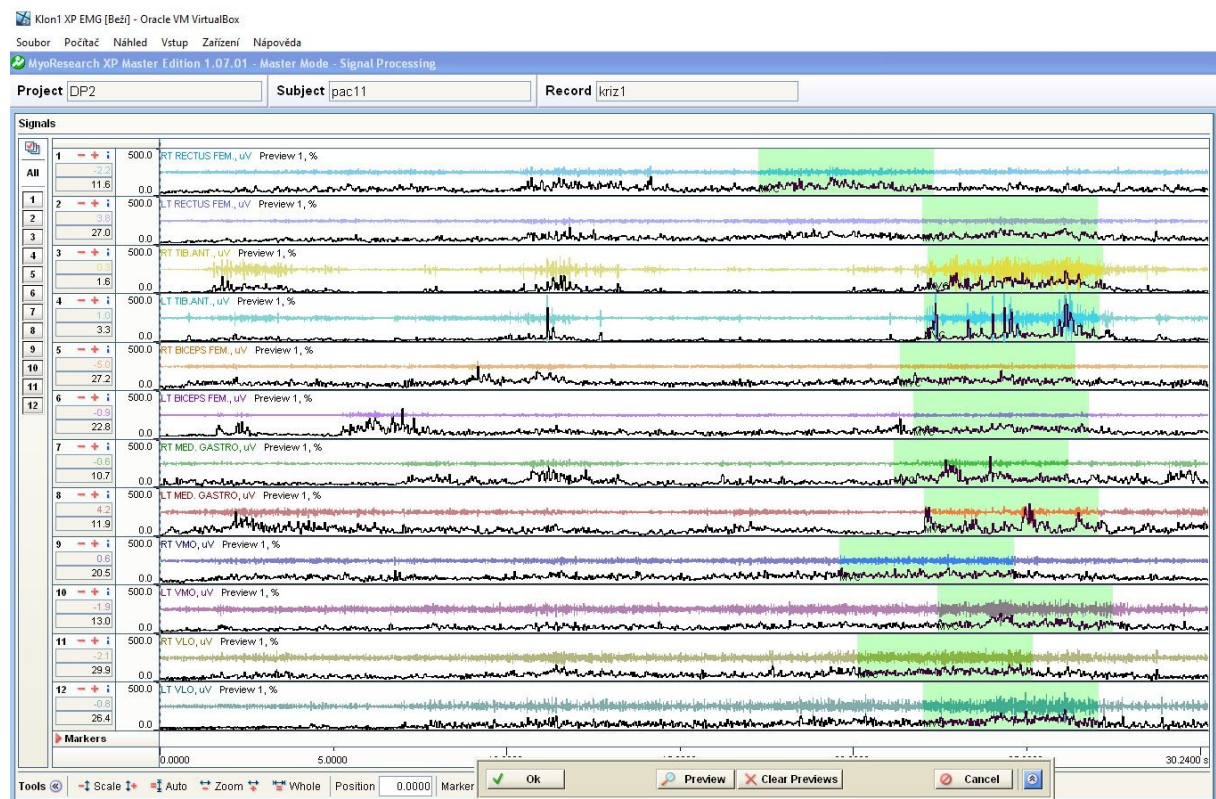
- Vyhazení signálu – dle RMS hodnoty (kvadratický průměr, *Root Mean Square*)

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt} \quad (6.2)$$

Výpočet byl proveden pro celý průběh pomocí plovoucího okna o délce $T=50$ ms.[34]

- Normalizace amplitudy dle MVC v signálu s oknem o délce 5000 ms

Tyto úpravy platili pro signál v časové oblasti.



Obrázek 24 – Příklad úpravy elektromyografických signálů v software MyoResearch XP

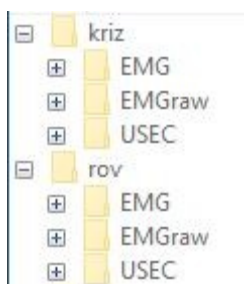
Pro převod do frekvenční oblasti, která obsahuje také významnou informační hodnotu, byla použita funkce Spectrum Report. Ta nám uvádí rozložení výkonu v závislosti na jednotlivých frek-

venčních pásmech pro celou délku signálu, což nám nevyhovuje, jelikož se nám tak vytrácí data z náklonů kruhové úseče. Nicméně výsledky funkce Spectrum Report byly vzaty jako standart při výpočtu výkonového spektra, ke kterým jsem se snažil zpracováním RAW elektromyografických dat (to jsou naměřená elektromyografická data bez jakékoliv úpravy) co nejvíce přiblížit.

Právě korelace mezi daty kruhové úseče a elektromyografickými daty je jedním z hlavních předmětů této diplomové práce a dále tak probírána a analyzována. Další práce již probíhala v programové prostředí softwaru Matlab 2017a.

6.1 Analýza dat v programu MATLAB 2017a

Pro načtení změřených dat byla vytvořena souborová organizační struktura, do které je třeba správně vložit jednotlivá exportovaná zdrojová data.



Obrázek 25 – příklad souborové struktury se zdrojovými daty

6.1.1 Filtrace

Po načtení změřených dat, které až později získali změněnou finální strukturou řazení, je jako první operací provedena filtrace RAW EMG dat formou IIR Butterworthova filtru 3. řádu s pásmovou propustí 20 až 200 Hz. [25]

Toto frekvenční pásmo představuje dostatečně reprezentativní vzorek, jenž je pro frekvenční analýzu potřebný.

Dále je použit notch filter pro odfiltrování složky 50Hz ze signálu.

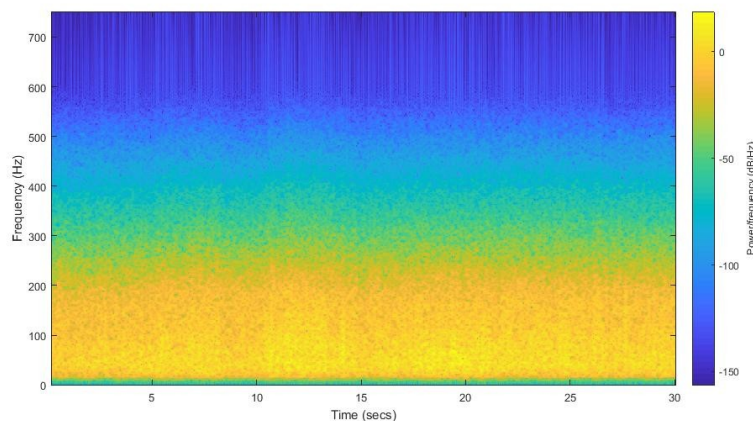
6.1.2 Převod na frekvenční spektrum – STFT a výpočet výkonového spektra

EMG signál je z technického hlediska nestacionární, protože se jeho amplitudová a frekvenční charakteristika mění v čase, nemůžeme použít pro převod signálu do frekvenční oblasti běžnou FFT (rychlou fourierovu transformaci – *fast fourier transform*), ale je nutné použít STFT (krátkodobou fourierovu transformaci – *short time fourier transform*). Základní ideou STFT je rozdělení signálu na krátké úseky a na každý zvlášť poté aplikovat Fourierovu Transformaci. [35]

$$X(n, \omega) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x[m]w[n - m]e^{-j\omega n} \quad (6.3)$$

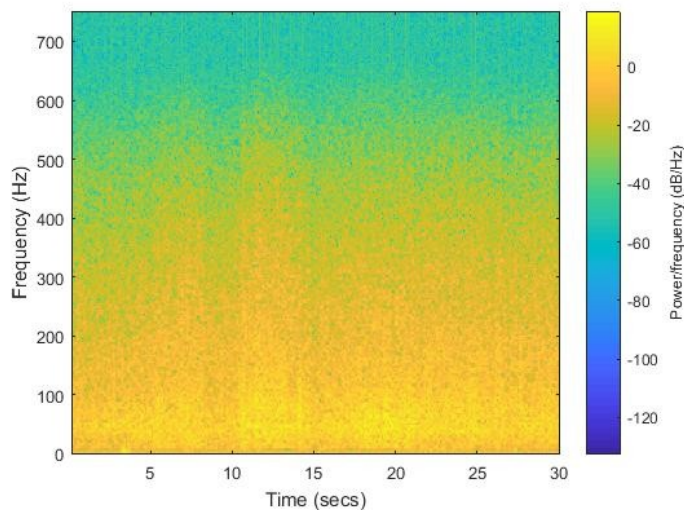
Kde $f_n[m] = x[m]w[n - m]$ je krátké okno signálu $x[m]$ v čase n . [36]

Zde je třeba si říci, že STFT s dlouhým oknem bude generovat výstup s větším frekvenčním rozlišením, ale horší časovou informací a naopak s krátkým časovým oknem budeme mít spektrum s vysokým časovým rozlišením, ale mnohem horším frekvenčním. [35]



Obrázek 26 – Spektrogram EMG dat po filtraci

Pro výpočet STFT je použit Spektrogram a pro moji aplikaci a následné další využití výsledku FT jsem si zvolil délku okna 512 vzorků, s krokem 1.



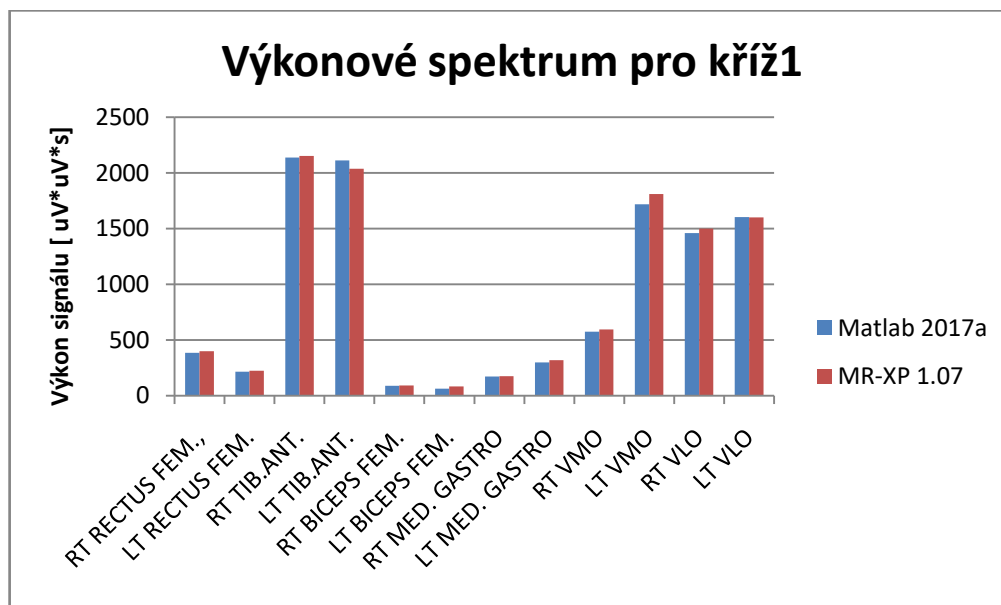
Obrázek 27 – Spektrogram z raw EMG dat

Celkovou hodnotu výkonového spektra můžeme získat integrací časového signálu, nebo také sečtením druhých mocnin amplitud všech frekvenčních složek. [37]

$$\sum_{n=0}^{N-1} |x(m)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X(k)|^2 \quad (6.4)$$

Kde $X(k)$ je STFT $x(m)$, obě proměnné délky N . [37]

Výše uvedenými metodami se mi podařilo přiblížit se výsledkům výpočtu výkonového spektra ze software MyoResearch XP na **95,9%**. Což také bylo dílčím úkolem. Zbývá nepřesnost může být zapříčiněna nastavenými parametry výpočtu spektrogramu, nebo dodatečnou úpravou signálu Softwarem Myoresearch XP 1.07, jehož přesné výpočetní algoritmy nejsou známy.



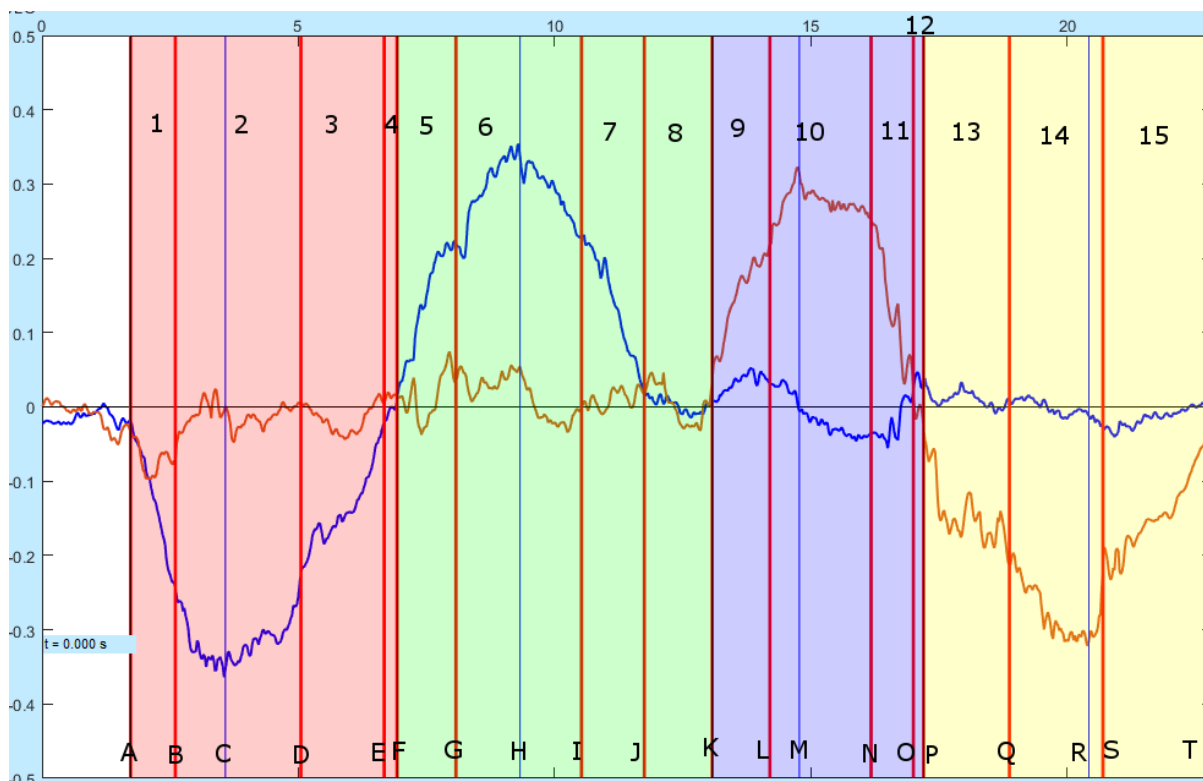
Obrázek 28 – Srovnání výkonového spektra pomocí výpočtu v Matlab a v MyoResearch XP

Na výše uvedeném obrázku proběhlo porovnání dat s frekvenčním rozsahem 40 až 60 Hz, kdy v tomto rozsahu je možné výkonové spektrum v software Myoresearch XP zobrazit a hodnoty exportovat.

Takový postup výpočtu výkonového spektra, který je v této kapitole uveden byl tedy použit na všech na změřená elektromyografická data, jak kříže, tak i rovnováhy.

6.1.3 Segmentace signálů úseče a EMG pro kříž

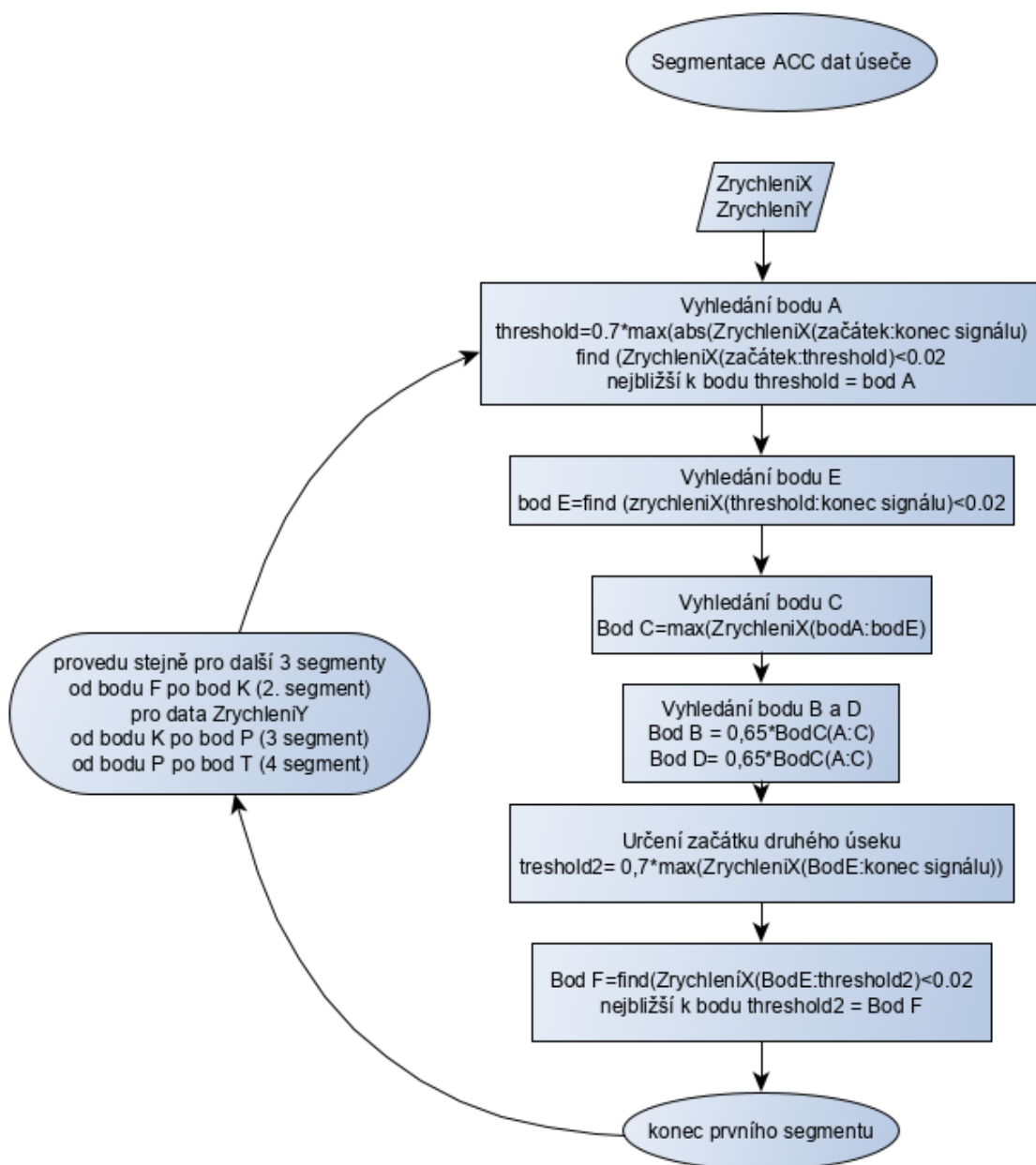
V rámci analýzy EMG dat pro jednotlivé fáze náklonu bylo nejprve nutné zjištění segmentů z dat úseče a poté mohlo být přikročeno k segmentaci EMG dat.



Obrázek 29 – Vyznačení hranic segmentů akcelerometrických dat úseče

Červené čáry nám vyznačují jednotlivé segmenty (1 až 15) a modré čáry nám vyznačují maxima jednotlivých náklonů. Celobarevné pruhy rozdělují signál na 4 úseky pohybu: doleva (červená), doprava (zelená), nahoru (modrá) a dolů (žlutá). Dále modrý signál nám udává zrychlení v ose X (náklon vlevo, vpravo) a oranžový zrychlení v ose Y (náklon dopředu a dozadu).

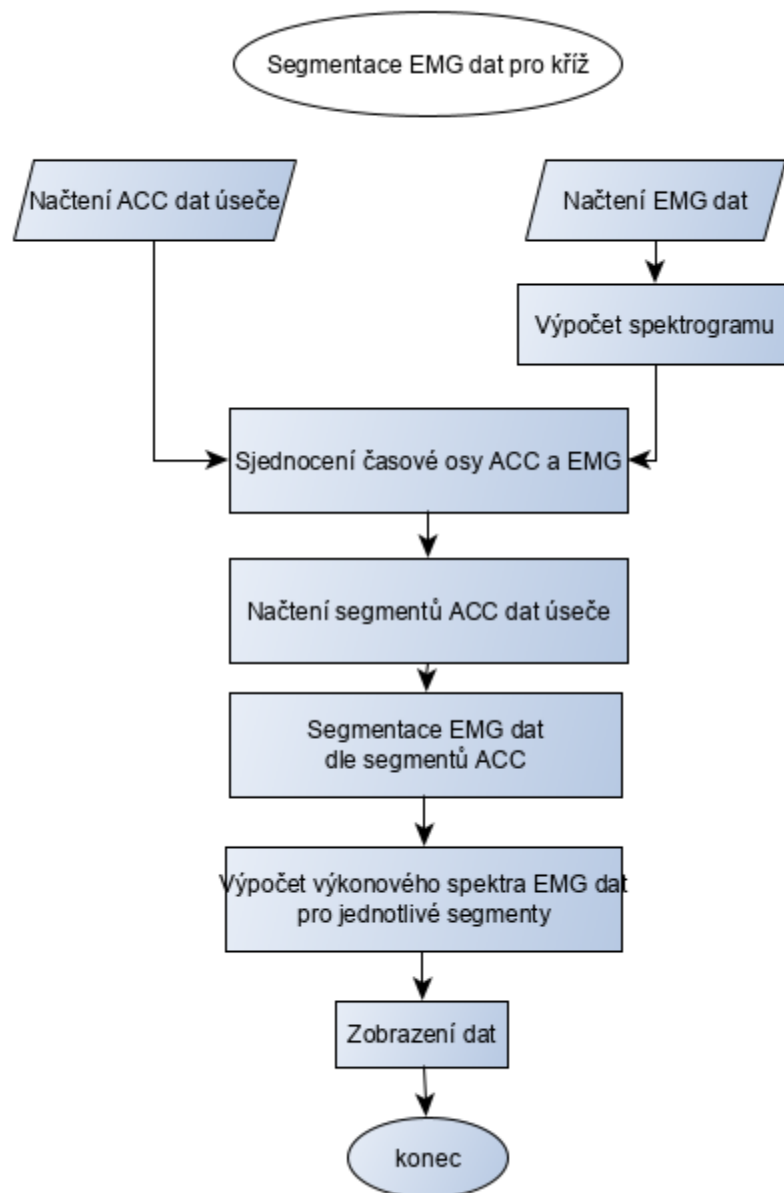
Bodu A až T odpovídá v kódu proměnná CurrValues (1:20).



Obrázek 30 – Vývojový diagram algoritmu pro segmentaci dat kruhové úseče

V práci byla provedena segmentace nejprve na 4 poté na 8 a také 15 úseků, kde segmentování právě patnácti úseků neslo značné problémy, jelikož tvar křivky náklonu neodpovídá chtěné aplikaci. Některé úseky byly tedy částečně uměle vytvořeny. Nicméně segmentování bylo provedeno a aplikace je tak softwarově připravena k měření na úseči s úmyslem dělit její pohyb na 15 částí tedy setrvání po krátkou dobu v maximu a středu při jednotlivých náklonech rehabilitačního modelu kříž.

Dle vývojového diagramu na Obrázek 30 byla provedena implementace v programu Matlab (DP_JN_EMG_usec_E8.m řádky č. 419 až 737)

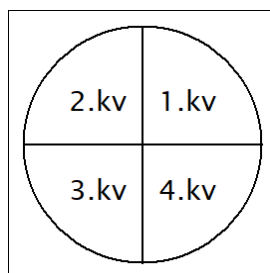


Obrázek 31 – Vývojový diagram pro segmentování EMG dat

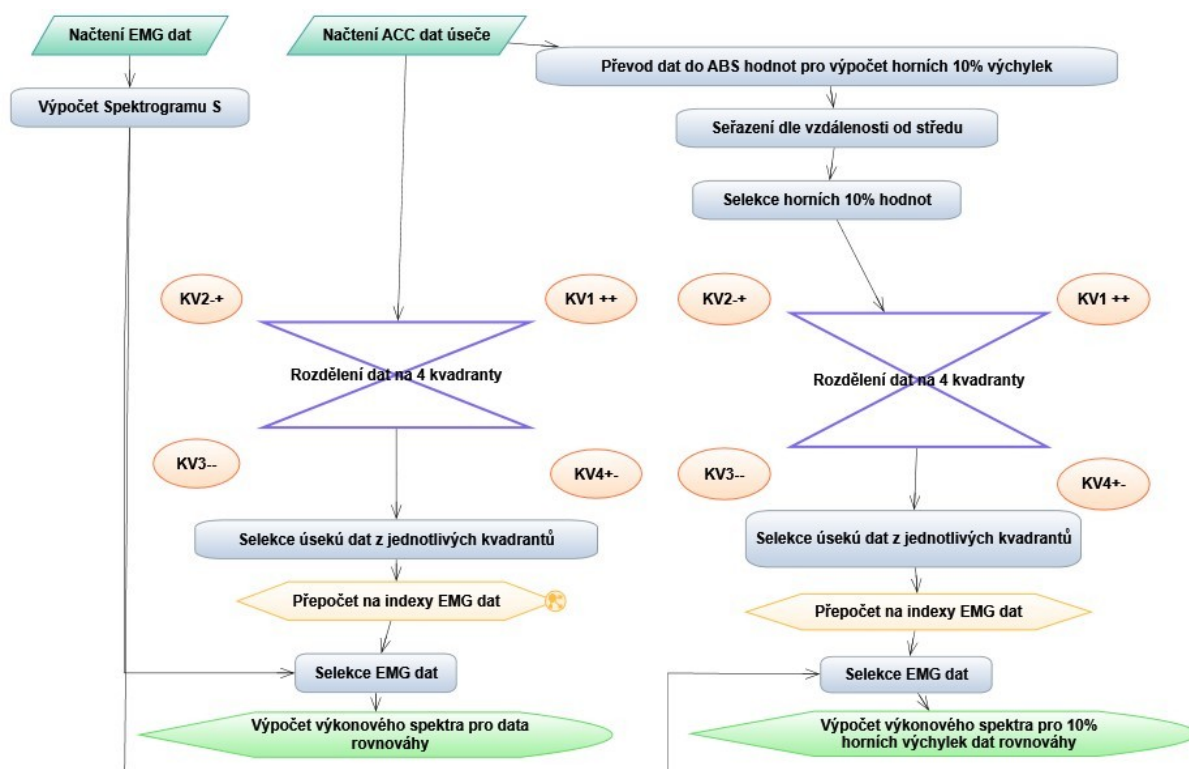
Dle vývojového diagramu na Obrázek 31 byla provedena implementace v programu Matlab (DP_JN_EMG_usec_E8.m řádky č. 1154 až 1416)

6.1.4 Prahování signálů úseče pro rovnováhu dle kvadrantů, následná segmentace EMG dat

V rámci analýzy EMG dat pro jednotlivé kvadranty rovnováhy byla nejprve nutná lokalizace jednotlivých bodů úseče do kvadrantů a poté mohlo být přikročeno k segmentaci EMG dat. Kvadranty úseče jsou určeny následovně:



Obrázek 32 – určení názvu kvadrantů kruhové úseče



Obrázek 33 – Diagram pro prahování dat úseče při modelu rovnováha s následnou segmentací dat EMG

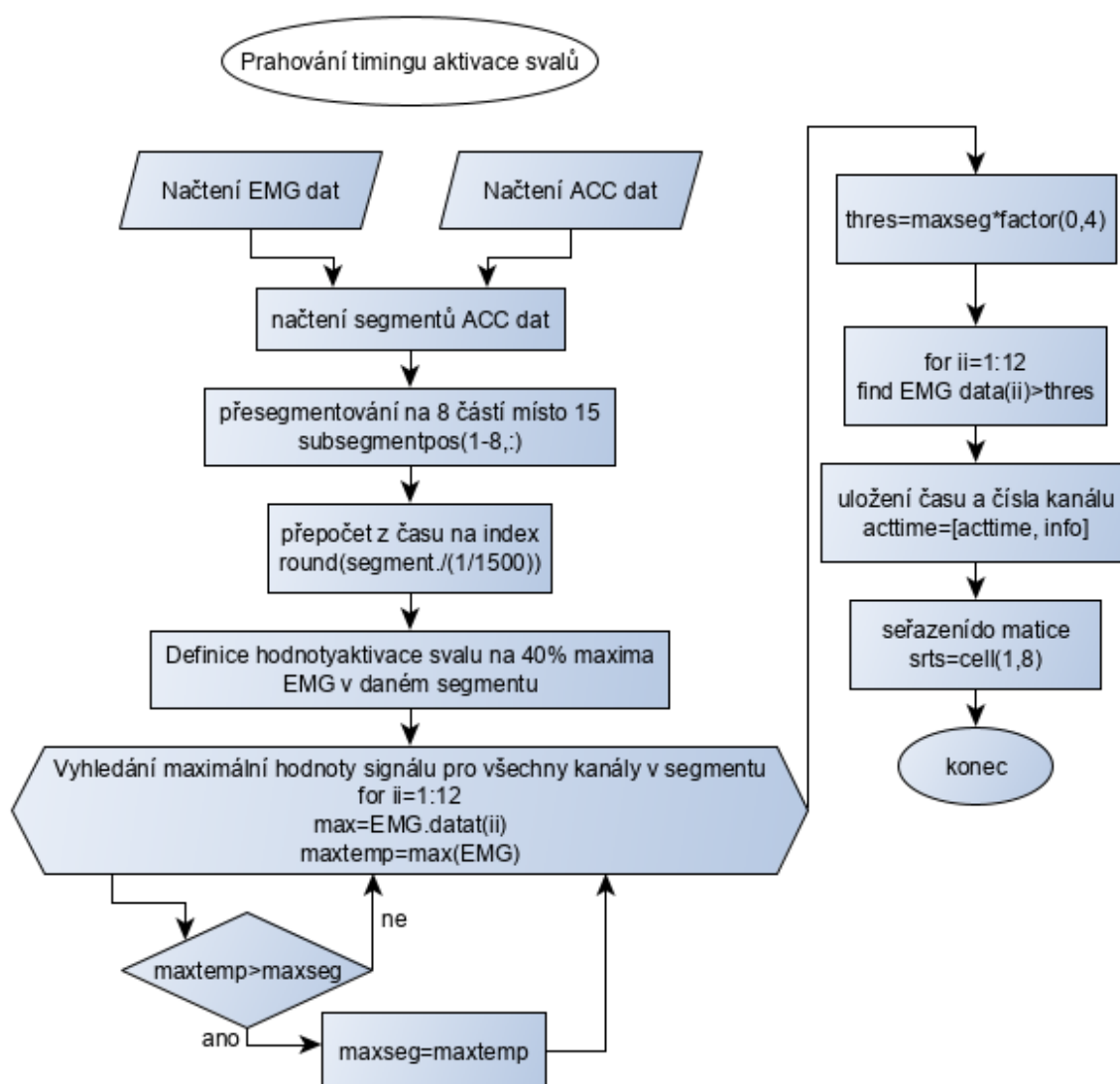
Na

Obrázek 33 vidíme diagram prahování dat úseče a segmentaci EMG dat pro rehabilitační model rovnováha. I když v rámci jednoho diagramu je obsažena funkce jak prahování rovnováhy, tak prahování rovnováhy pro 10% horních výchylek, v programu jsou ve skutečnosti tyto funkce odděleny a připraveny každá zvlášť pod jednotlivými tlačítky viz číslo 5 v Tabulce 1.

Dle vývojového diagramu na Obrázek 31 byla provedena implementace v programu Matlab (DP_JN_EMG_usec_E8.m řádky 740 až 1147 a 2176 až 2795...)

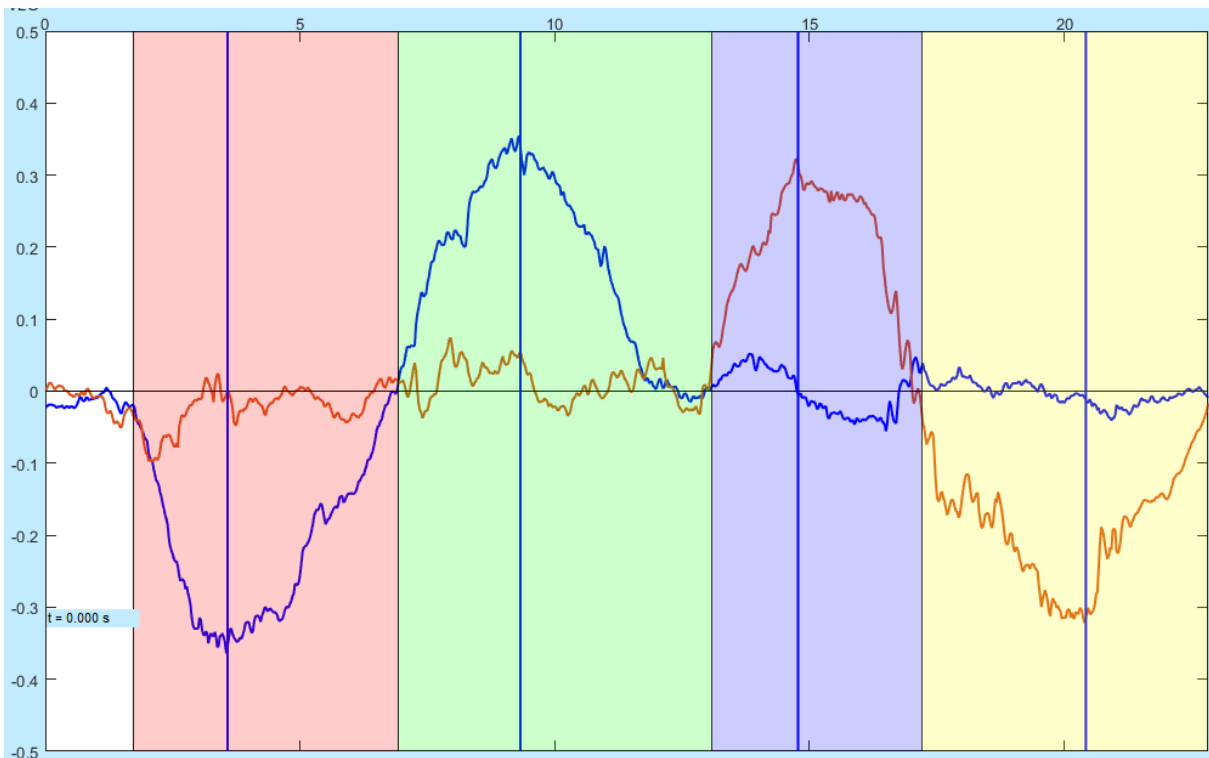
6.1.5 Prahování EMG signálů pro zjištění timingu aktivace svalů v rámci jednotlivých úseků náklonu

Pokud bychom určovali práh aktivace svalů z celého záznamu emg, tak jako referenční hodnota pro výpočet poměrové velikosti prahu by nám sloužila MVC z každého kanálu, jelikož je počítán práh z jednotlivých segmentů náklonu, v tomto případě osmi. Procentuální hodnota aktivace svalů je vztažena k lokálnímu submaximu v daném segmentu.



Obrázek 34 – Diagram pro zjištění timingu aktivace svalů v rámci jednotlivých úseků náklonu

Dle vývojového diagramu na Obrázek 34 byla provedena implementace v programu Matlab (DP_JN_EMG_usec_E8.m řádky 1647 až 2170).



Obrázek 35 – Dělení segmentů akcelerometrických dat úseče pro prahování EMG signálů za účelem zjištění timingu

Na výše uvedeném Obrázek 35 modrou čarou (maximum segmentu) dělíme každý barevný segment na dvě části. Celkově tak získáme 8 segmentů, kde pro každý segment zvlášť poté probíhá prahování signálu, za účelem zjištění timingu.

Dle (KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ 2011) je hranicí pro aktivační hodnotu průměrná amplituda signálu v klidové poloze (klidová svalová aktivita) plus dvě její směrodatné odchylky.[38].

Což by konkrétně v mém případě byla pro 1. úsek kříže1 hodnota 56.313 což je přibližně $0,22 \cdot \text{maximum segmentu}$.

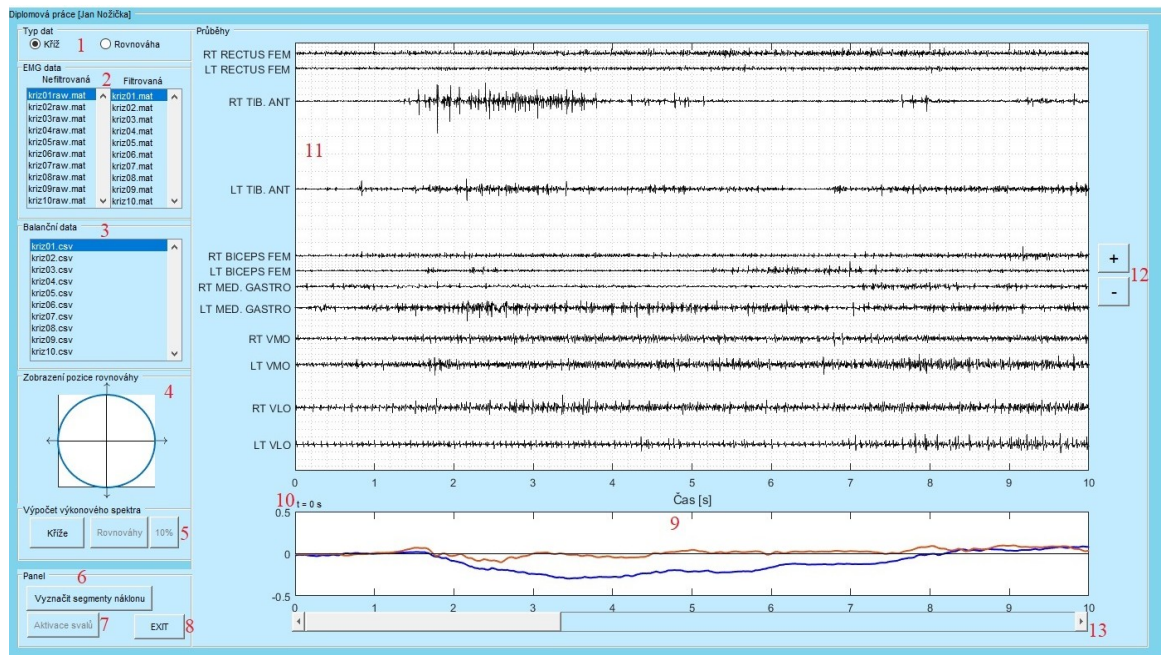
Takto vypočtená hodnota aktivace timingu se v praxi ukázala být příliš nízká, důsledkem byla vyobrazená aktivace téměř okamžitě po začátku nového segmentu.

Z toho důvodu jsem zvolil za prahovou hodnotu 40% z maxima na segment. Že i různé metody pro určení aktivace jsou možné uvádí jiná publikace, která se věnuje i timing analýze elektromyografického signálu, navíc zmiňuje, že timing analýze je vhodné podrobit cyklické aktivity (chůze, opakované pohyby). Ze stanovené prahové aktivity se tak rozdělí signál na subperiody, které jsou srovnávány ve statistické tabulce. Také uvádí jako výchozí nastavení stanovení prahové aktivity $3 \times \text{SD}$ (směrodatnou odchylku) z klidové aktivity, nebo procento z peaku, či nastavení fixní hodnoty.[39]

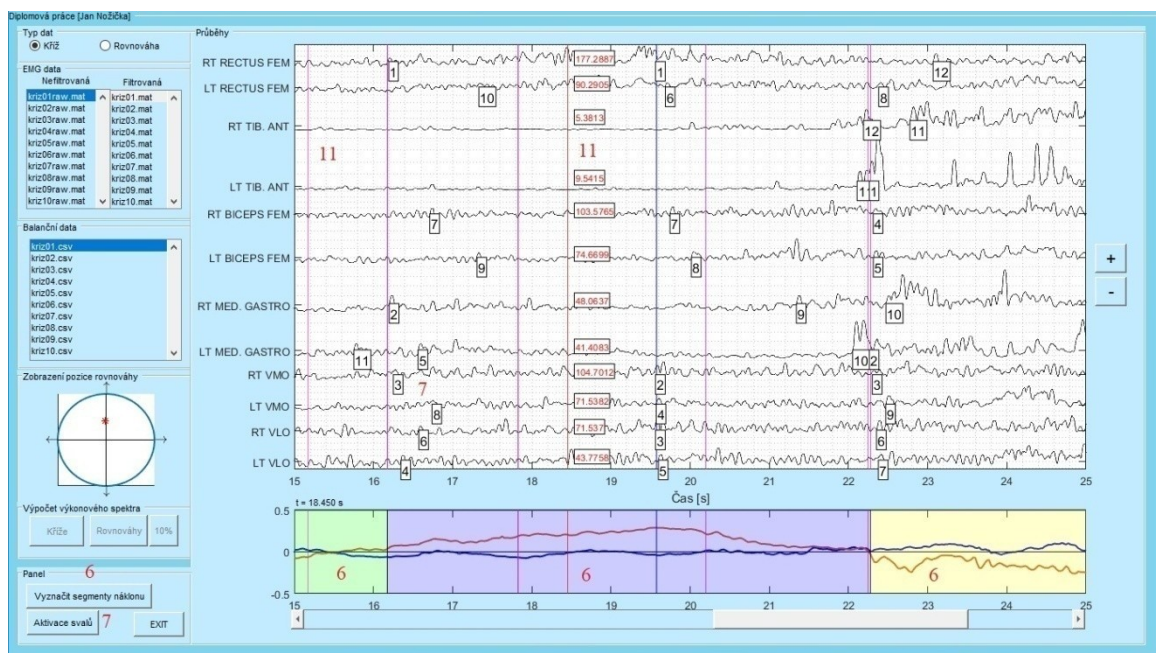
7 Vyhodnocení výsledků a funkcí programu

Veškeré analýzy dat a jejich dílčí výsledky spolu s vyobrazením byly propojeny k ovládání do jednoho grafického okna programu.

Nejprve jsou popsány jednotlivé části programu na analýzu elektromyografických dat a dat z kruhové úseče. Grafické okno Obrázek 35 a 36, jednotlivé objekty jsou popsány čísly a v Tabulce 1 je uveden jejich význam.



Obrázek 36 – Vzhled Grafického okna programu



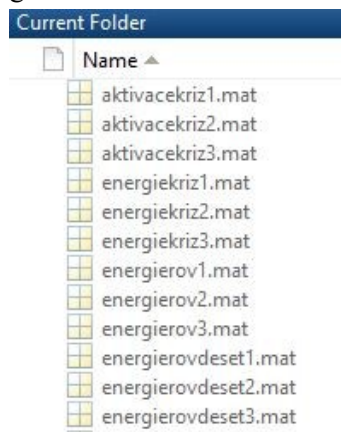
Obrázek 37 - Vzhled Grafického okna programu-další funkce

Tabulka 1 – Popis objektů v programu

Číslo	Typ objektu	Popis funkce
1	RadioButton	Výběr mezi daty kříže a rovnováhy
2	Listbox	Výběr mezi EMG daty nefiltrovanými (Raw) anebo filtrovanými
3	Listbox	Výběr dat kruhové balanční úseče
4	Axis	Po kliknutí kamkoliv do grafu 11, nebo 9, zobrazení aktuálního umístění pozičního bodu výchylky na úseči
5	PushButton	Výběr tlačítka pro výpočet výkonového spektra, při výpočtu zobrazení informativního okna o průběhu, po úspěšném vykonání se zobrazí dialogové okno s potvrzením, nutno mít označená nefiltrovaná data
6	PushButton	Tlačítko pro vyznačení segmentů náklonů do grafů 9 a 11
7	PushButton	Tlačítko pro vyznačení timingu aktivace svalů pro jednotlivé úseky náklonu, nutné mít naposled označená filtrovaná data, po úspěšném vykonání se zobrazí dialogové okno s potvrzením
8	PushButton	Tlačítko na zavření programu
9	Axis	Zobrazení výchylky úseče, modrá x-ová osa (vlevo, vpravo), oranžová y-ová osa (dopředu, dozadu)
10	Text	Po kliknutí do grafu 9, nebo 11, zobrazení aktuálního času v [s]
11	Axis	Zobrazení EMG signálů, při kliknutí kamkoliv do okna 11 zobrazení aktuální hodnoty výchylky
12	PushButton	Tlačítka pro přiblížení nebo oddálení signálů (lze realizovat také kolečkem myši)
13	Slider	Slouží pro posun v grafech 9 a 11

7.1 Ukládání souborů výpočtu výkonového spektra a timingu aktivace svalů

Po výpočtu výkonového spektra uvedeného pod tlačítkem 5 v Tabulce 1 se uloží vypočtené hodnoty v souboru do kořenového adresáře s názvem dle typu dat pro které spektrum počítáme, ale vždy s o jedničku vyšším číslem, než které je aktuálně pro příslušný název souboru dostupné. To stejné platí i pro tlačítko 7 výpočet timingu aktivace svalů v Tabulce 1.



Obrázek 38 – Příklad uložení souborů po stisku tlačítek 5 a 7 pro výpočet

7.2 Grafická interpretace výsledků a její generování

Vypočtené výsledky výkonového spektra a timingu aktivace svalů mají zatím formu datového souboru (matice). Pro možnost znázornění v grafech, kde teprve vyniknou jednotlivé rozdílnosti, a nabude na významu jejich informativní hodnota jsou připraveny jednotlivé skripty.

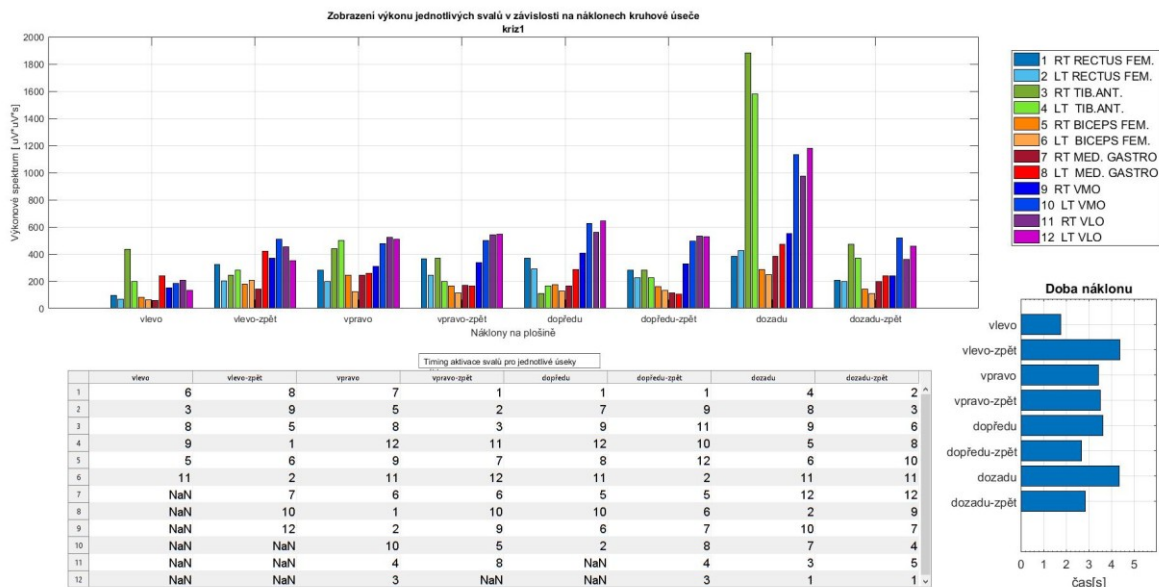
Tabulka 2 – popis skriptu a jeho funkce

Název skriptu m-file	Vstupní data	Popis funkce
figure_naklon_E8	aktivacekriz*.mat energiekriz*.mat	Zobrazí grafické zpracování výsledků výkonového spektra jednotlivých svalů v korelaci s náklony úseče (8), Timing aktivace svalů a dobu náklonu
figure_naklon_E8_norm	aktivacekriz*.mat energiekriz*.mat	Zobrazí grafické zpracování výsledků výkonového spektra jednotlivých svalů v korelaci s náklony úseče (8), Timing aktivace svalů bez doby náklonu, jelikož hodnota spektra je normována časem
figure_rovnovaha	energierov*.mat	Zobrazí grafické zpracování výsledků výkonového spektra jednotlivých svalů v korelaci s pozicí úseče dle kvadrantů a dobou výskytu náklonu v kvadrantech
figure_rovnovaha_norm	energierov*.mat	Zobrazí grafické zpracování výsledků výkonového spektra jednotlivých svalů v korelaci s pozicí úseče dle kvadrantů bez doby výskytu náklonu v kvadrantech, jelikož je hodnota spektra normována časem
figure_rovnovaha10	energierovdeset*.mat	Zobrazí grafické zpracování výsledků výkonového spektra jednotlivých svalů v korelaci s pozicí úseče dle kvadrantů, avšak pouze pro horních 10% výchylek úseče, dále dobou výskytu náklonu v kvadrantech
figure_rovnovaha10_norm	energierovdeset*.mat	Zobrazí grafické zpracování výsledků výkonového spektra jednotlivých svalů v korelaci s pozicí úseče dle kvadrantů, avšak pouze pro horních 10% výchylek úseče, bez doby výskytu náklonu v kvadrantech, jelikož je hodnota spektra normována časem

* - značí jakýkoliv znak (v tomto případě nahrazuje číslo)

V následujících podkapitolách budou uvedeny jednotlivé dílčí výstupy z měření.

7.2.1 Zobrazení výkonového spektra, timingu aktivace svalů a doby náklonu pro rehabilitační model kříž

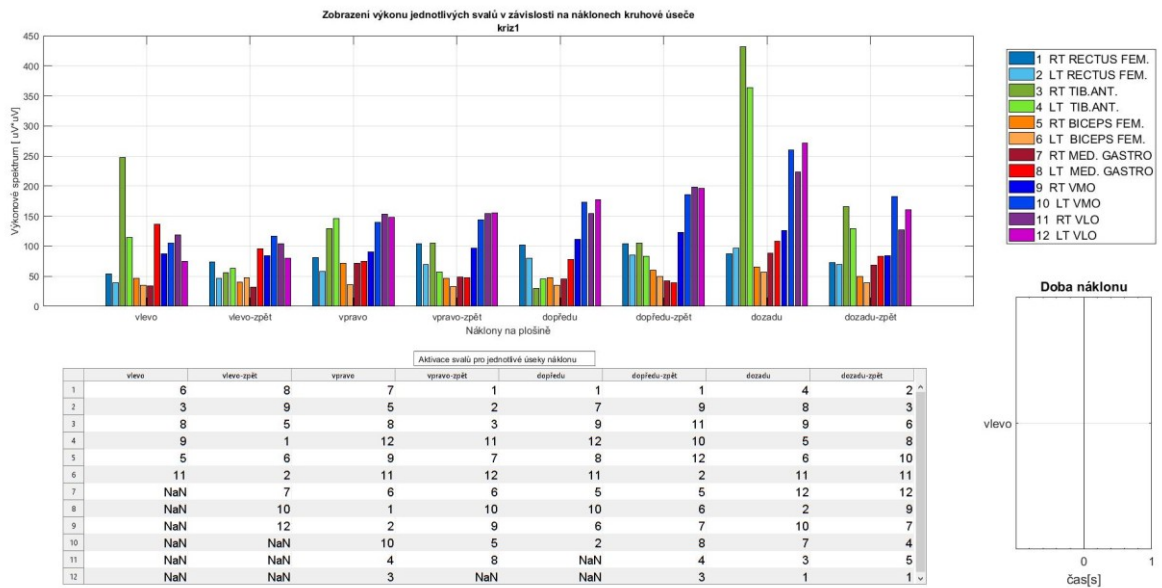


Obrázek 39 – Zobrazení výkonového spektra, timingu aktivace svalů a dobu náklonu pro rehabilitační model kříž

Na obrázku 39 vidíme výkonové spektrum pro všech 12 svalů v závislosti na jednotlivých náklonech, tabulku s timingem aktivace svalů a graf doby náklonu.

Také každé vygenerované grafické okno výsledků má v názvu grafu uveden na druhém řádku také název souboru, z kterého data pocházejí, aby pro případ vtištění bylo možné rozeznat o jaká, a především čí data se jedná.

Výkonové spektrum je vypočteno dle kapitoly 6.1.2 a dle vývojových diagramů v kapitole 0Každý sloupec tabulky timingu aktivace svalů nám udává pořadí aktivace svalů pro každý typ náklonu. Čísla svalů v tabulce odpovídají uvedeným svalům v legendě. Hodnota NaN znamená, že nebyla detekována aktivace v dalších kanálech.

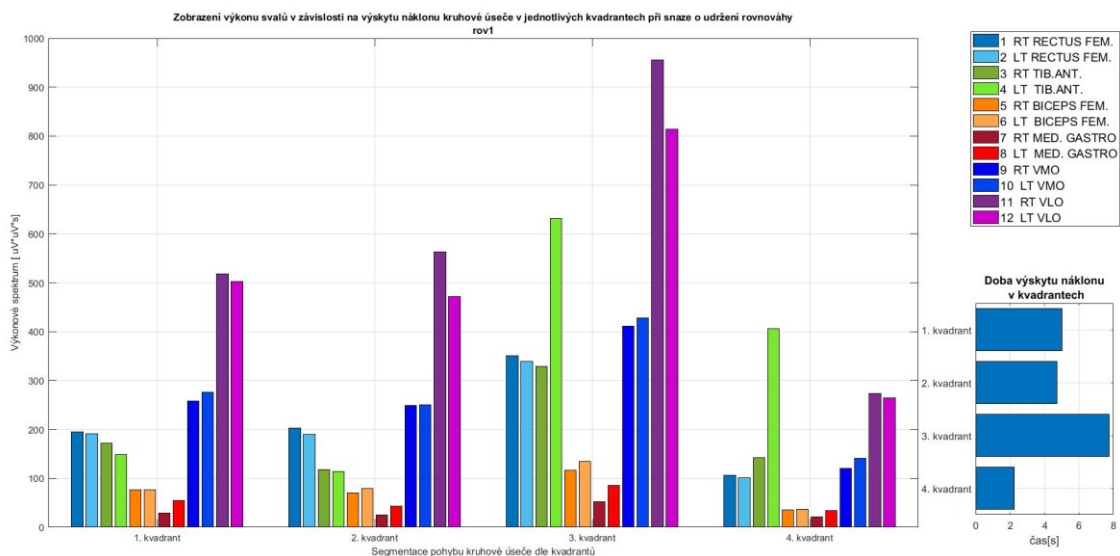


Obrázek 40 - Zobrazení výkonového spektra normovaného časem, timingu aktivace svalů pro rehabilitační model kříž

Na Obrázku 40 vidíme také výkonové spektrum všech dvanácti svalů za jednotku času, (normování časem bylo provedeno tak, že hodnoty výkonu svalů pro jednotlivý náklon byly poděleny jemu odpovídající době). Normování časem můžeme také poznat podle chybějícího obsahu grafu doby náklonu. Došlo tak pouze ke změně výkonových spekter a hodnoty timingu zůstávají stejné.

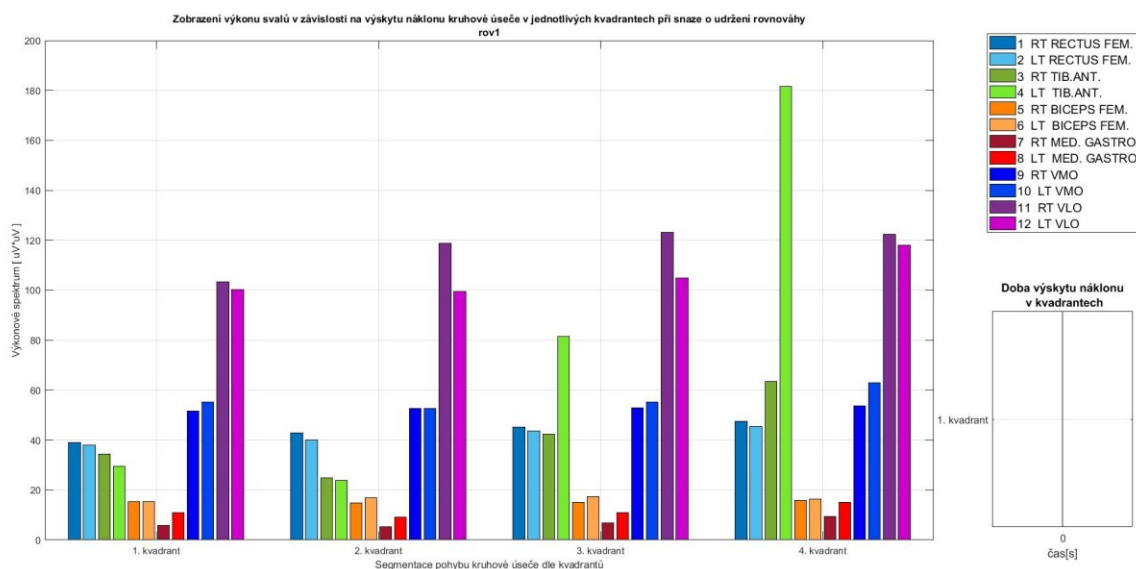
Z pohledu fyzioterapeutického je tohle zobrazení, tedy výkonové spektrum pohybu na kříži normované časem přínosnější než na Obrázku 38. Umožňuje totiž fyzioterapeutovi lépe naplánovat rehabilitační terapii, jelikož vidí zatížení svalů za jednotku času v závislosti na pohybu úseče.

7.2.2 Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů pro model rovnováha



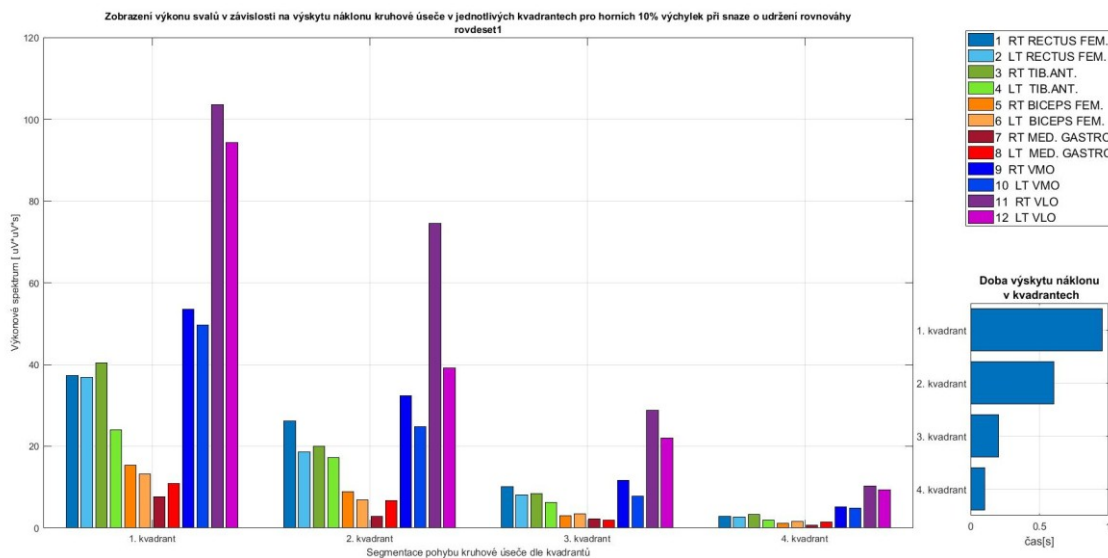
Obrázek 41 - Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů a dobou výskytu náklonu v kvadrantech pro rehabilitační model rovnováha

Na Obrázku 41 vidíme výkonové spektrum dle výskytu úseče v jednotlivých kvadrantech i s dobou výskytu náklonu v kvadrantech. Díky ukazateli doby výskytu je z fyzioterapeutického hlediska právě tento graf přínosnější než následující obrázek 35, jelikož je ukazatelem samovolného vychýlení, což může mít různé příčiny, které fyzioterapeut může odhalit pomocí dalších metod.



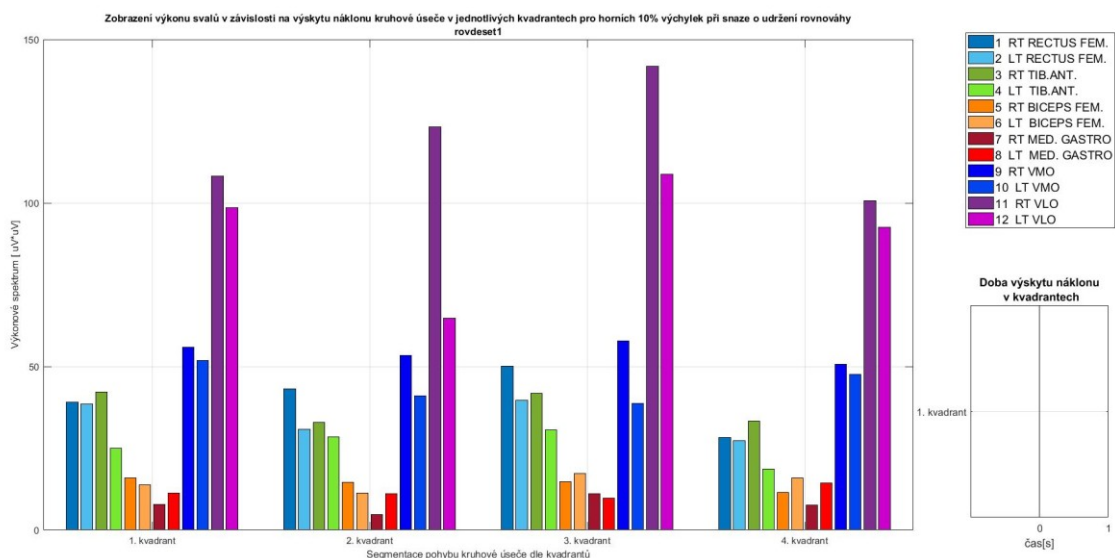
Obrázek 42 - Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů bez doby výskytu náklonu v kvadrantech pro rehabilitační model rovnováha

Na Obrázku 42 je výkonové spektrum normováno časem a udává nám tedy vytížení svalů za jednotku času, Zobrazení je zde uvedeno jako získaný výstup, ale z praktického hlediska je přínosnější výstup na Obrázek 41.



Obrázek 43 - Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů a pouze pro horních 10% výchylek dále dobou výskytu náklonu v kvadrantech pro rehabilitační model rovnováha

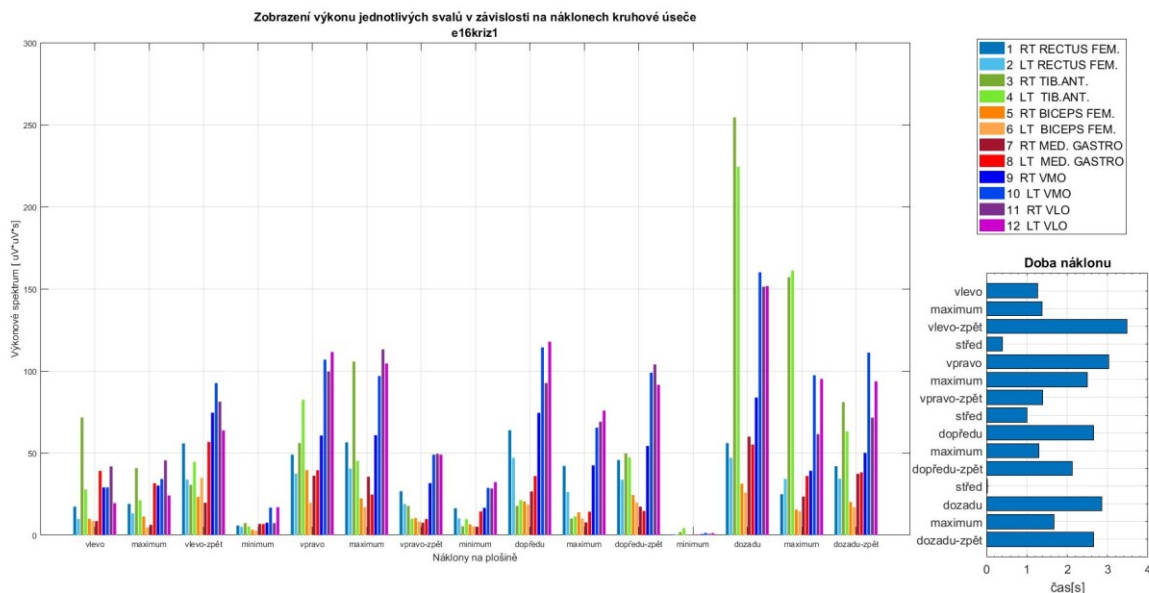
Na Obrázku 43 vidíme výkonové spektrum dle výskytu úseče v jednotlivých kvadrantech pouze pro horních 10% výchylek i s dobou výskytu náklonu v kvadrantech. Jako na Obrázek 41 i zde díky ukazateli doby výskytu je z fyzioterapeutického hlediska tento graf přínosnější a tím, že se jedná pouze o zobrazení horních 10% výchylek úseče, můžeme pozorovat, kam nám proband nejvíce na úseči uhýbal. Tím úkazem proč právě do prvního kvadrantu může být pro fyzioterapeuta určitým vodítkem k řešení problému.



Obrázek 44 - Zobrazení výkonového spektra v závislosti na pozici úseče dle kvadrantů a pouze pro horních 10% výchylek bez doby výskytu náklonu v kvadrantech pro rehabilitační model rovnováha

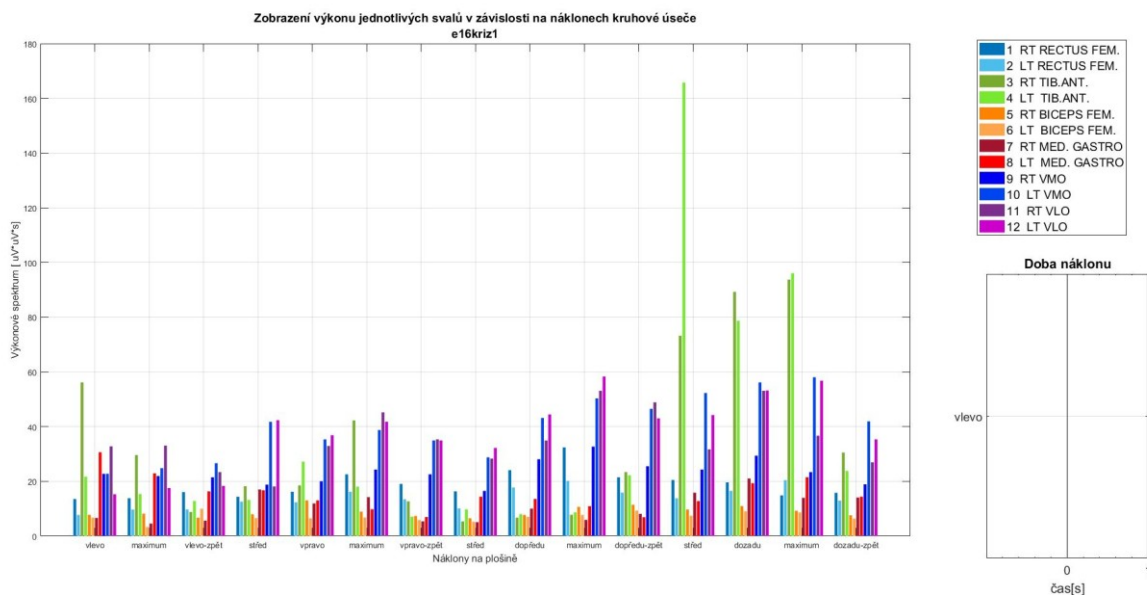
Na Obrázku 44 je výkonové spektrum pro horních 10% výchylek kruhové úseče normováno časem, kdy praktické využití tohoto výstupu má menší potenciál.

7.2.3 - Zobrazení výkonového spektra pro rehabilitační model kříž segmentovaný na 15 částí



Obrázek 45 - Zobrazení výkonového spektra a doby náklonu pro rehabilitační model kříž segmentovaný na 15 částí

Jak je již zmíněno v kapitole 6.1.3 jedná se o připravený výstup pro cílenou analýzu setrvání v maximu náklonu a ve středu balanční plošiny. Z výše uvedeného obrázku si můžeme všimnout, že i když nejvíce času proband strávil v segmentu „vlevo-zpět“ tak největší skutečný svalový výkon byl v segmentu „dozadu“.



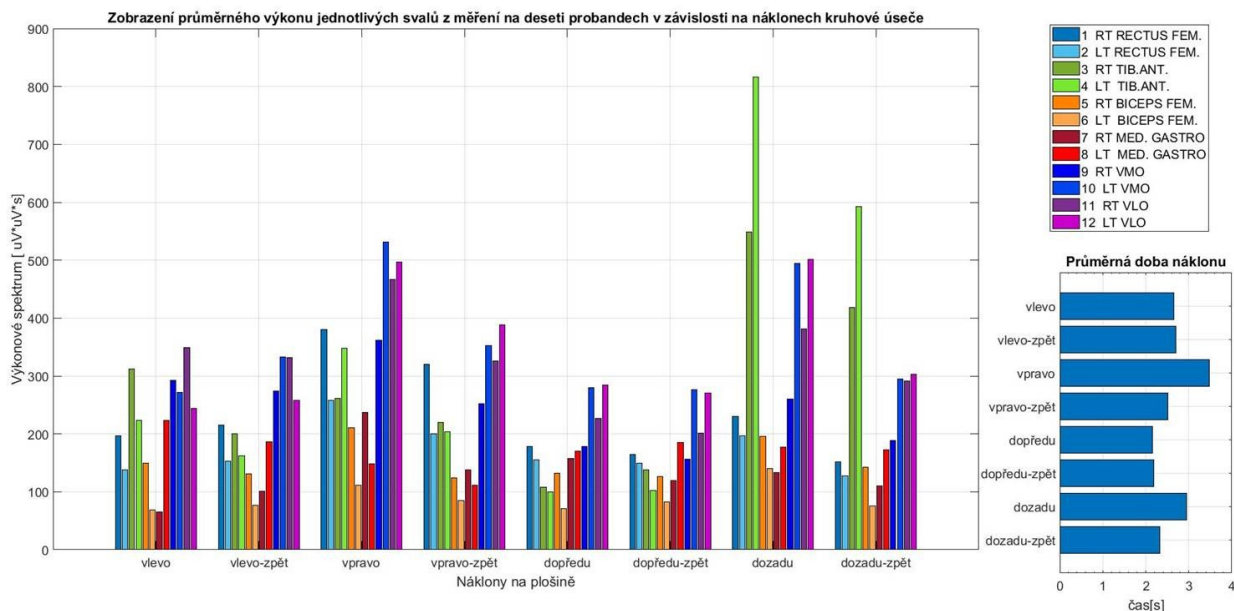
Obrázek 46 - Zobrazení výkonového spektra normovaného časem pro rehabilitační model kříž segmentovaný na 15 částí

Opět se jedná o připravený výstup, jen nyní je výkonové spektrum normováno časem.

Grafické výsledky z kapitoly 7.2 jsou v práci uvedeny příkladně pro jednoho probanda. Kompletně všechny výstupy jsou uvedeny v příloze na CD.

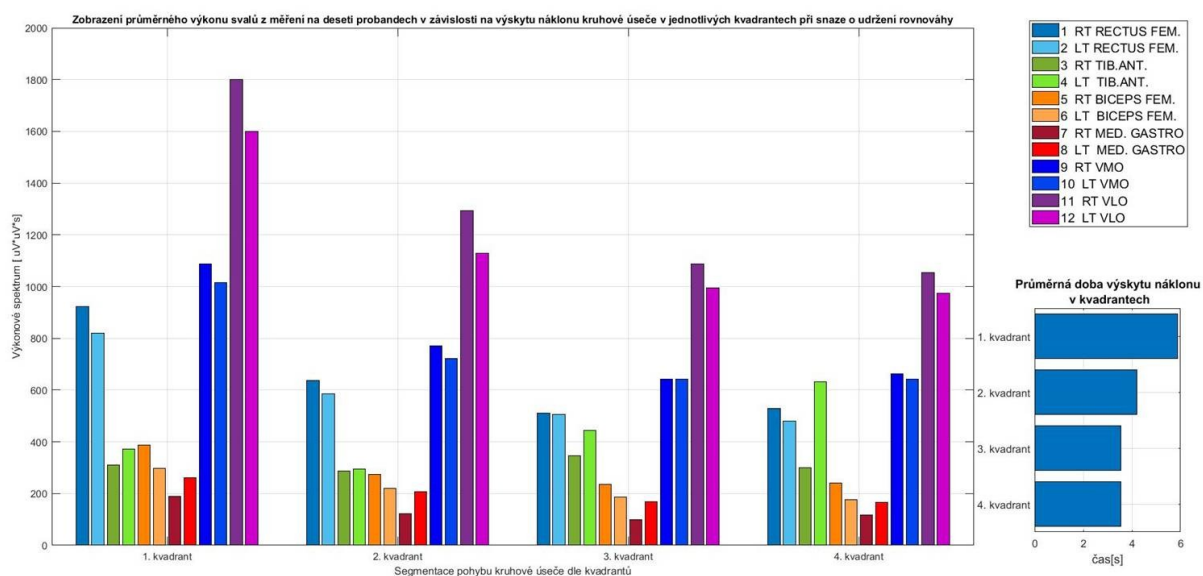
7.3 Vyhodnocení výsledků

Tato kapitola obsahuje porovnání výsledků mezi všemi probandy jak pro rehabilitační model kříž tak rovnováha. Dále se porovnává timinge svalů napříč všemi probandy.



Obrázek 47 – Průměrný svalový výkon 10 probandů v závislosti na náklonu kruhové úseče

Jako v případě výsledků studie[22] i já mohu potvrdit v celkových výsledcích zvýšenou svalovou aktivitu m. tibialis anterior při náklonu vzad. Ovšem do všech jiných směrů znatelně převažuje aktivita svalů vastus medialis případně vastus lateralis.



Obrázek 48 – Průměrný svalový výkon 10 probandů při rehabilitačním úkonu rovnováha

Z celkového hodnocení rehabilitačního úkonu rovnováha můžeme vyčíst, že nejvytíženějším svalem byl pravý vastus lateralis. Dvojicí, jak pravý, tak levý vastus lateralis, naopak nejméně vytíženým svalem byl pravý med. gastrocnemius. Dále nejvíce času průměrně strávilo 10 probandů v 1 kvadrantu.

Tabulka 3 - Vyhodnocení timingu svalové aktivity u 10 naměřených probandů na modelu kříž

Náklony kruhové úseče	Četnost svalů které se aktivovaly nejdříve							
vlevo	4 x RT TIB.ANT.	3 x LT MED. GASTRO	2 x RT BICEPS FEM.	1 x LT BICEPS FEM.				
vlevo zpět	5 x RT TIB.ANT.	2 x RT BICEPS FEM.	1 x LT RECTUS FEM.	1 x LT MED. GASTRO	1 x RT VLO			
vpravo	2 x RT VLO	2 x RT VMO	1 x RT RECTUS FEM.	1 x LT RECTUS FEM.	1 x RT BICEPS FEM.	1 x RT MED. GASTRO	1 x LT MED. GASTRO	1 x LT VMO
vpravo zpět	6 x RT RECTUS FEM.	1 x RT TIB.ANT.	1 x LT TIB.ANT.	1 x LT VMO	1 x LT VLO			
dopředu	3 x RT MED. GASTRO	3 x LT MED. GASTRO	1 x RT RECTUS FEM.	1 x LT RECTUS FEM.	1 x RT BICEPS FEM.	1 x LT BICEPS FEM.		
dopředu zpět	4 x RT BICEPS FEM.	3 x RT MED. GASTRO	2 x LT MED. GASTRO	1 x RT RECTUS FEM.				
dozadu	3 x LT TIB.ANT.	2 x RT TIB.ANT.	2 x RT BICEPS FEM.	2 x LT BICEPS FEM.	1 x LT RECTUS FEM.			
dozadu zpět	7 x LT TIB.ANT.	2 x RT TIB.ANT.	1 x LT RECTUS FEM.					

Na výše uvedené tabulce vidíme četnost svalů, které se v rámci jednotlivých segmentů náklonu aktivovaly nejdříve. Vyhodnocení pro jednotlivé segmenty tak vidíme v Tabulka 3.

Nicméně souhrnné porovnání z výše uvedené tabulky vyplývající uvádím v Tabulka 4.

Tabulka 4 – Vyhodnocení četnosti nejčasnějších aktivací svalů

Počet nejčasnějších aktivací	Název svalu
15	LT TIB.ANT.
12	RT BICEPS FEM.
10	RT TIB.ANT.
10	LT MED. GASTRO
9	RT RECTUS FEM.
7	RT MED. GASTRO
5	LT RECTUS FEM.
4	LT BICEPS FEM.
3	RT VLO
2	RT VMO
2	LT VMO
1	LT VLO

Dle výše uvedené tabulky můžeme říci, že svalem, který se jako první aktivoval nejčastěji je levý tibialis anterior v počtu 15 krát. Naopak tím, který se jako první aktivoval nejméně krát je sval vastus lateralis levý v počtu 1.

8 Závěr

Tato diplomová práce měla za cíl pomocí vhodných technických řešení provést měření průběhu rehabilitace dolních končetin, poté navrhnout algoritmus pro jejich analýzu a současně vyhodnotit výsledky.

Měření celého experimentu na 10 probandech bylo provedeno za pomoci kruhové úseče se softwarem Rehabilitation Balance a elektromyografu TeleMyo 2400T G2 se softwarem MyoResearch XP, tímto měřením získaná data byla již zpracovávána v programu Matlab R2017a.

Jako první jsem však provedl základní analýzu elektromyografických dat v software Myoresearch XP se současným vypočtením výkonové spektra pro určitý rehabilitační úkon. Takto vypočítané výkonové spektrum mi totiž zprvu sloužilo jako nějaký etalon, ke kterému jsem se snažil přiblížit pomocí vlastního výpočtu a tvorbou software v programu Matlab. Shodnost výsledků výpočtu výkonového spektra se mi podařila provést na 95,9% viz Obrázek 28, zbývající rozdíl může být zapříčiněn přesně neznámým způsobem úpravy signálu a výpočtu v software Myoresearch.

Po ověření výsledků výpočtu jsem se již mohl pustit do podrobnější analýzy získaných dat a to především pomocí metod prahování a segmentace, kdy obě metody byly použity jak pro akcelerometrická data z balanční úseče, tak pro naměřená elektromyografická data. Podrobnější informace k metodám analýzy zmíněných dat jsou uvedeny v kapitolách 6.1.3 6.1.4 6.1.5 které obsahují také odkazy na implementaci kódu v Matlabu.

Asi nejsložitějším úkolem v rámci analýzy dat bylo provedení segmentace akcelerometrických dat rehabilitačního modelu kříž dle náklonů a to z počátku na 4 části, později na 8 částí a nakonec na 15 částí. Algoritmus byl vyvíjen postupně a tak docházelo k jeho velmi častým úpravám a také kontrolám jednotlivých kroků pro ověření správnosti. Proti tomu algoritmus pro segmentaci akcelerometrických dat kruhové úseče pro rehabilitační model rovnováha měl od začátku jasné zadání a celkem logické segmentační podmínky, když vezmeme v potaz, že kvadranty kruhu jsou matematicky unifikovány.

Výsledkem této práce je tedy funkční software, který změřená data po zvolení daného úkonu automaticky zpracuje pomocí vlastního algoritmu a vygeneruje výsledky uvedené v Tabulka 2 jako vstupní data, která pro jejich grafickou interpretaci je nutné vložit po spuštění příslušného skriptu v programu Matlab.

V poslední kapitole Vyhodnocení výsledků a funkcí programu je popsána obsluha vytvořeného software, který sám o sobě má několik funkcí, mimo jiné také generovat výsledky výkonových spekter a timigu svalů. V jednotlivých podkapitolách jsou poté uvedeny dílčí vyhodnocené výsledky s informacemi z pohledu, co lze z výsledků vyčíst a co uvádějí, nikoli z pohledu odborného fyzioterapeuta proč jsou výsledky takové.

Literatura

- [1] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008. Psyché (Grada). ISBN 978-802-4715-216.
- [2] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] UNIVERSITY, Western. *MUSCLES OF THE APPENDICULAR SKELETON* [online]. b.r., s. 5 - 8. [Http://www.wou.edu/~lemastm/Teaching/BI334/Appendicular%20Body%20-%20Muscles%20\(Lower%20Limb\).pdf](http://www.wou.edu/~lemastm/Teaching/BI334/Appendicular%20Body%20-%20Muscles%20(Lower%20Limb).pdf).
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5.
- [5] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [6] NÝDRLE, Miroslav a Hana VESELÁ. *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu: Učeb. text*. Brno: Inst. pro další vzdělávání prac. ve zdrav, 1992. ISBN 80-701-3128-4.
- [7] KRÁLOVÁ, Dagmar. *LÉČEBNĚ-REHABILITAČNÍ PLÁN A POSTUP U PORUCH MĚKKÝCH STRUKTUR KOLENNÍHO KLOUBU*. Brno, 2008.
- [8] JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.
- [9] TESAŘ, J. *Fit me – snímání pozic pomocí kamery Kinect* [online]. In: . Kladno: Katedra biomedicínské techniky, b.r. [cit. 2018-06-28].
- [10] TVRDÁ, Kateřina. *BALANČNÍ TERAPIE S VYUŽITÍM AKTIVNÍCH VIDEOHER*. Olomouc, 2014.
- [11] TRNĚNÁ, Gabriela. *Využití systému Microsoft Kinect v rehabilitaci*. Praha, 2014. Bakalářská. Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Vedoucí práce Mgr. Mariana Stehlíková.
- [12] PÍRKOVÁ, Monika. *HODNOCENÍ EFEKTU REHABILITAČNÍ LÉČBY S VYUŽITÍM INTERAKTIVNÍCH VIDEOHER U OSOB S CHRONICKÝMI BOLESTMI V DOLNÍ ČÁSTI ZAD POMOCÍ MĚŘENÍ STOJE NA TENZOMETRICKÉ PLOŠINĚ*. Olomouc, 2013.
- [13] DUBOVÁ, Radka. *VYUŽITÍ VIDEOHER VE FYZIOTERAPII*. Olomouc, 2012.
- [14] CLARK, R.A., A.L. BRYANT, Y. PUA, P. MCCRORY, K. BENNEL a M. HUNT. Validity and reability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait and Posture* 31. 2010, s. 307-310.
- [15] KUBÍNOVÁ, Kateřina. *Terapeutická hra s biofeedbackem pro rehabilitaci dolních končetin*. Brno, 2015. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínské inženýrství. Vedoucí práce Ing. Markéta Kořová.
- [16] KLEJCHOVÁ, Pavla. *Měření subjektivní vertikály v systému virtuální reality*. Kladno, 2011. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Ing. Adam Bohunčák.
- [17] ORŠULÍKOVÁ, Radka. *INTERINDIVIDUÁLNÍ VARIABILITA PŘI VYŠETŘENÍ NA PŘÍSTROJI BALANCE MASTER®*. Praha, 2009.

- [18] *Natus: Balance Master*® [online]. b.r. [cit. 2018-06-28]. Dostupné z:
http://www.natus.com/index.cfm?page=products_1&crd=271&contentid=397#balmaster
- [19] RIENER, Robert. a Matthias. HARDERS. *Virtual reality in medicine*. London: Springer, 2012. ISBN 978-144-7140-108.
- [20] MICHAEL J. WAHL, DAVID. *NOT ALL INSTABILITY TRAINING DEVICES*. School of Human Kinetics and Recreation, Memorial University of Newfoundland, St. John's, Newfoundland, Canada, 2008.
- [21] KEVIN G. LAUDNER, Matthew. *Ankle muscle activation when using the both sides utilized (BOSU) balance trainer*. Illinois State University, Normal, Illinois : Journal of Strength and Conditioning Research National Strength and Conditioning Association, 2010.
- [22] K. SONG, S. *Effect of balance board training on lower limb muscle activity*. 2012.
- [23] DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 13(2). 1997, s. 135-163.
- [24] KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN ISBN978-80-244-2762-1.
- [25] WINTER, David. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, 2009. ISBN 978-0-470-39818-0.
- [26] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. Vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [27] LATASH, Mark. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008. ISBN 978-0-7360-6367-8.
- [28] RABA, Bc. *ELEKTROMYOGRAFICKÁ ANALÝZA SVALŮ DOLNÍ KONČETINY V ZÁVISLOSTI NA ROSTOUCÍ SVALOVÉ ÚNAVĚ*. Praha, 2014. Diplomová práce. UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU KATEDRA FYZIOTERAPIE. Vedoucí práce Mgr. Vladimír Hojka, Ph.D.
- [29] KONRAD, Peter. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. [online]. Version 1.4. 2006 [cit. 2018-06-29]. Dostupné z:
<http://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- [30] DE LUCA, C. Decomposition of Surface EMG Signals. *Journal of Neurophysiology*. Sv.96. Boston, 2006, s. 1646-1657.
- [31] OTÁHAL, Jakub. *Elektromyografie* [online]. In: . Praha: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2001 [cit. 2018-06-29].
- [32] KROHOVÁ, J., M. ŠMONDRK, M. ČERNÝ, I. CHWÁLKOVÁ, M. ZÁDRAPOVÁ a J. ČERNOHORSKÝ. *Interactive rehabilitation system for balance exercises on the spherical cap*. [online]. In: . VSB – Technical University of Ostrava, Department of Cybernetics and Biomedical Engineering, Ostrava, Czech Republic, b.r., s. 145-148 [cit. 2018-06-29].
- [33] NORAXON U.S.A. INC, . *2400t-g2-brochure* [online]. In: . Scottsdale, b.r. [cit. 2018-06-29].
- [34] THE ROYAL ACADEMY OF ENGINEERING, . *The Study of Root Mean Square (RMS): Mechanical, Electrical, Electronics Engineering* [online]. In: . b.r. [cit. 2018-06-29].
- [35] *SPECTRAL APPROACH FOR EMG FEATURE EXTRACTION* [online]. In: . b.r. [cit. 2018-06-

29].

- [36] GUTIERREZ-OSUNA, Ricardo. *Introduction to Speech Processing: Short-time Fourier analysis and synthesis* [online]. In: . 2002 [cit. 2018-06-29].
- [37] RAYLEIGH ENERGY THEOREM (PARSEVAL'S THEOREM). In: *Dsprelated: Dsprelated* [online]. b.r. [cit. 2018-06-28].
- [38] ALOIS KROBOT, Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd, 2011.
- [39] MARKOVÁ, Martina. *Možnosti vyhodnocení polyEMG signálu por vědecko výzkumné účely*. Olomouc: UP Olomouc, 2013.

Seznam Příloh

Přílohy na CD s následující adresářovou strukturou:

- Text diplomové práce „2019_NOZ0015_DP.pdf“
- Přílohy_DP.zip /Grafy
 - /kriz_E8
 - /kriz_E8_norm
 - /kriz_E16
 - /kriz_E16_norm
 - /rov_E
 - /rov_E_10
 - /rov_E_10_norm
 - /rov_E_norm
- /m-file_Data
 - /kriz
 - /rov
 - /Vypočtené matice
- ...m-file 13x