



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

VLIV VERTIKALIZAČNÍHO ZAŘÍZENÍ NA SVALOVOU AKTIVITU DOLNÍCH KONČETIN

AFFECT OF STANDING FRAMES ON MUSCLE ACTIVITY OF LOWER EXTREMITIES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Pavλίna Oravová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

BRNO 2016



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Pavlína Oravová

ID: 165024

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/2016

NÁZEV TÉMATU:

Vliv vertikalizačního zařízení na svalovou aktivitu dolních končetin

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku elektromyografie. 2) Seznamte se s vertikalizačním zařízením Balance Trainer a 16ti kanálovým systémem EMG se zabudovanými akcelerometry. 3) Navrhněte způsob měření vlivu vertikalizačního zařízení na aktivitu svalů dolních končetin. Za účelem sledování pohybu uvažte měření akcelerometrického signálu v oblasti beder. 4) Měření realizujte. 5) V programovém prostředí Matlab vytvořte aplikaci pro analýzu elektromyografických signálů. 6) Proveďte zhodnocení a diskusi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] HONZÍKOVÁ, Nataša. Biologie člověka, Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2003.
[2] CIKAJLO, Imre; KRPIČ, Andrej. Postural Responses of Young Adults to Collision in Virtual World Combined With Horizontal Translation of Haptic Floor. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2014, 22.4: 899-907.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 27.5.2016

Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Konzultanti bakalářské práce:

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

Bakalářská práce je zaměřena na vliv vertikalizačního zařízení na svalovou aktivitu dolních končetin. Zabývá se problematikou elektromyografie a zpracováním elektromyografického signálu, jeho měřením pomocí bezdrátových elektrod Wave Plus na vertikalizačním zařízení Balance Trainer a fyziologií svalů dolních končetin, které byly vybrány pro praktickou část měření. Součástí práce je protokol měření. Dále jsou nasnímaná data zpracována pomocí programovacího prostředí MATLAB a vyhodnocena v diskuzi.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektromyografie, svaly dolních končetin, svalová aktivita, vertikalizační zařízení, bezdrátové EMG, grafické prostředí GUI, boxplot, dominantní končetina, lateralita

ABSTRACT

Bachelor thesis is focused on affect of standing frames on muscle activity of lower extremities. It deals with problematics of electromyography and signal processing. It follows up measuring EMG signal via wireless electrodes Wave Plus on verticalization equipment Balance Trainer and muscles of the lower extremities physiology, which were picked up for practical part of measurement. Part of this thesis is measuring protocol. Futhermore, the captured data is processed by programming interface MATLAB and evaluated in discussion.

KEYWORDS

Electromyography, muscles of the lower extremities, muscle activity, verticalization equipment, wireless EMG, Graphical User Interfaces, boxplot, dominant extremities, laterality

Oravová, P. *Vliv vertikalizačního zařízení na svalovou aktivitu dolních končetin*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav Biomedicínského inženýrství, 2015. 63 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Vliv vertikalizačního zařízení na svalovou aktivitu dolních končetin jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících 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. dílu 4 zákona č. 40/2009 Sb., trestního zákoníku, v aktuálním znění.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále bych ráda poděkovala Ing. Markétě Koťové za pomoc při realizaci měření.

OBSAH

Seznam obrázků	vi
Seznam tabulek	viii
Úvod	1
1 Problematika elektromyografie	2
1.1 Definice elektromyografie	2
1.2 Elektrody	2
1.3 Elektromyografický signál	4
1.4 Analýza a zpracování signálu	6
1.4.1 Frekvenční analýza	6
1.4.2 Analýza v čase	6
1.4.3 Časově-frekvenční analýza	7
1.5 Hodnocení elektromyografického záznamu	8
2 Vertikalizační zařízení Balance Trainer	9
2.1 Příslušenství	10
2.2 Technické parametry	11
3 16 kanálový systém EMG Wave Plus	12
3.1 Komponenty	12
3.2 Využití	14
4 Fyziologie svalů	15
4.1 Motorická jednotka	15
4.2 Stavba svalu	15
4.3 Elektrická aktivita svalů	17
4.4 Svalová síla	18
4.5 Vybrané svaly pro měření	18
5 Protokol měření	22

6	Zpracování dat	25
6.1	Předzpracování signálu	25
6.2	Frekvenční analýza	25
6.3	Analýza v čase	28
6.4	Časově-frekvenční analýza	29
6.5	Zobrazení EMG průběhů a jeho parametrů	30
7	Diskuze výsledků	32
7.1	Statistický test	32
7.2	Hodnocení výsledků na jednotlivých svalech.....	33
7.2.1	<i>M. erector spinae</i>	34
7.2.2	<i>M. biceps femoris</i>	38
7.2.3	<i>M. triceps surae</i>	41
7.2.4	<i>M. rectus femoris</i>	44
7.2.5	<i>M. vastus lateralis</i>	45
7.2.6	<i>M. tibialis anterior</i>	46
7.3	Určení dominantní nohy, posouzení laterality	49
7.4	Zapojení svalů při stoji	51
	Závěr	52
	Literatura	54
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	57
	Přílohy	58
	Příloha I	58
	Příloha II.....	60
	Obsah příloženého CD	63

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Povrchové elektrody používané při praktické části	3
Obr. 2 Povrchové elektrody	3
Obr. 3 Vpichové elektrody	4
Obr. 4 Stimulační elektroda	4
Obr. 5 Blokové schéma elektromyografu, převzato z [22]	5
Obr. 6 Rektifikovaný signál	7
Obr. 7 Hodnocené parametry EMG signálu, převzato z [15].....	8
Obr. 8 Balance Trainer	10
Obr. 9 Bezdrátové elektrody Wave Plus	14
Obr. 10 Morfologie svalu, převzato z [1].....	16
Obr. 11 Vybrané svaly, vlevo přední strana, vpravo zadní strana, převzato z [20]	20
Obr. 12 Vybrané svaly, vlevo přední strana, vpravo zadní strana, převzato z [20]	20
Obr. 13 Proband s nalepenými elektrodami na vybraných svalech zepředu, zezadu.....	21
Obr. 14 Program WavePlus.....	24
Obr. 15 Surový signál	26
Obr. 16 Vyfiltrovaný signál	26
Obr. 17 Frekvenční spektrum nevyfiltrovaného signálu	27
Obr. 18 Frekvenční spektrum vyfiltrovaného signálu.....	27
Obr. 19 Rektifikovaný vyfiltrovaný signál	28
Obr. 20 Spektrogram zobrazený v 3D.....	29
Obr. 21 Vytvořená aplikace v grafickém prostředí MATLAB	31
Obr. 22 Průměrné výchylky na <i>m. erector spinae dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dopředu.....	34
Obr. 23 Průměrné výchylky na <i>m. erector spinae dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dozadu	35
Obr. 24 Průměrné výchylky na <i>m. erector spinae dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doprava	36
Obr. 25 Průměrné výchylky na <i>m. erector spinae dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doleva	37
Obr. 26 Průměrné výchylky na <i>m. biceps femoris dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dopředu	38
Obr. 27 Průměrné výchylky na <i>m. biceps femoris dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dozadu	38

Obr. 28 Průměrné výchylky na <i>m. biceps femoris dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doprava.....	39
Obr. 29 Průměrné výchylky na <i>m. biceps femoris dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doleva.....	40
Obr. 30 Průměrné výchylky na <i>m. triceps surae dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dopředu.....	41
Obr. 31 Průměrné výchylky na <i>m. triceps surae dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dozadu	42
Obr. 32 Průměrné výchylky na <i>m. triceps surae dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doprava	42
Obr. 33 Průměrné výchylky na <i>m. triceps surae dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doleva	43
Obr. 34 Průměrné výchylky na <i>m. rectus femoris dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dopředu.....	44
Obr. 35 Průměrné výchylky na <i>m. rectus femoris dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doprava	44
Obr. 36 Průměrné výchylky na <i>m. vastus lateralis dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dopředu	45
Obr. 37 Průměrné výchylky na <i>m. vastus lateralis dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doprava.....	45
Obr. 38 Průměrné výchylky na <i>m. tibialis anterior dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dopředu	46
Obr. 39 Průměrné výchylky na <i>m. tibialis anterior dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu dozadu.....	47
Obr. 40 Průměrné výchylky na <i>m. tibialis anterior dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doprava.....	47
Obr. 41 Průměrné výchylky na <i>m. tibialis anterior dexter</i> a <i>sinister</i> při pohybu doleva.....	48

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Technické parametry přístroje Balance Trainer, převzato z [16].....	11
Tab. 2 Technické parametry EMG modulu, převzato z [18]	13
Tab. 3 Další specifické parametry EMG modulu, převzato z [18].....	13
Tab. 4 Technické parametry základní jednotky EMG, převzato z [18]	14
Tab. 5 Úvodní dotazník před měřením	22
Tab. 6 Přehled nalepených elektrod na příslušných svalech.....	23
Tab. 7 Přehled prováděných náklonů a jejich časový interval.....	23
Tab. 8 <i>M. erector spinae dexter</i> při pohybu dopředu.....	34
Tab. 9 <i>M. erector spinae sinister</i> při pohybu dopředu.....	35
Tab. 10 Hodnoty IEMG, vzorově pro subjekt 1.....	49
Tab. 11 Tabulka dominantních končetin a laterality.....	50
Tab. 12 Posouzení zapojování svalů při stoji.....	51

ÚVOD

Pohyb je pro člověka jedním z nejzákladnějších a nejpřirozenějších procesů. Aby k němu mohlo dojít, je nutné aktivovat speciální neurony budící činnost svalů, čímž ve svalu vznikají napěťové potenciály, které se dají pomocí elektromyografie (dále jen EMG) zaznamenávat. Lze tak sledovat pohyby či zrychlení nejen v končetinách.

Při zraněních či vážných onemocněních, jež mohou způsobit disfunkci svalů, je nutné obnovit svalovou aktivitu pomocí terapie. Pro obnovu funkce je potřeba terapii provádět po delší časový úsek a sledovat její účinnost. Jedním z řešení může být použití vertikalizačního zařízení, které lze nastavit individuálně podle potřeb pacienta. Svalovou aktivitu lze snímat právě pomocí EMG, při jehož vyhodnocení lze porovnávat účinnost terapie.

Bakalářská práce je zaměřena na měření svalové aktivity v dolních končetinách pomocí bezdrátového elektromyografu na skupině probandů. Je sledován vliv použití vertikalizačního zařízení při pohybu na svalovou aktivitu vybraných svalových skupin. Úvodní část práce charakterizuje elektromyografii a věnuje se především analýze a zpracování elektromyografického signálu (kapitola první). Kapitola druhá se zabývá vertikalizačním zařízením Balance Trainer, které se používá jako terapeutické zařízení k postupné obnově a posilování aktivity svalů zejména na dolních končetinách. Dalším využívaným zařízením, zmíněným ve třetí kapitole, je bezdrátové EMG, jehož pomocí se měří svalová aktivita. Součástí práce je také fyziologie svalů (kapitola čtvrtá) zabývající se motorickou jednotkou, elektrickou aktivitou a silou svalu. K praktické části práce byl vytvořen protokol měření uvedený v kapitole páté, kde jsou uvedeny podmínky měření, požadavky na probandy a praktický návrh realizace měření. Praktickou částí je samotné zpracování dat a popis zdrojového kódu (kapitola šestá). Na základě vyhodnocených parametrů je provedena diskuze výsledků (kapitola sedmá) a posouzen vliv vertikalizačního zařízení na svalovou aktivitu dolních končetin, rozdíl svalové aktivity u skupiny svalů na pravé a levé straně, určena dominantní noha subjektů a provedeno zhodnocení nejvíce a nejméně zapojovaného svalu při stožení.

1 PROBLEMATIKA

ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda založená na snímání povrchové a intramuskulární svalové aktivity.

1.1 Definice elektromyografie

EMG zaznamenává elektrickou aktivitu svalu, která je vyvolána změnou elektrického potenciálu vznikající svalovou aktivací. Aktivita se zaznamenává ze svalů nebo nervů na povrchu pomocí povrchových elektrod, nebo ze svalových vláken díky jehlovým elektrodám.

Hodnocení funkčního stavu periferního nervového systému, svalů a nervosvalového přenosu napomáhá EMG. Dále umožňuje snímání jednotlivých svalových buněk pomocí vpichových elektrod a měřit svalový výkon [4]. Pomocí EMG se může zpřesnit lokalizace, charakter, stadium či rozsah postižení periferního nervového systému, nervosvalového přenosu a kosterního svalstva [1]. Cílem vyšetření je porovnání rychlosti vedení v nervu či velikosti potenciálu ve svalu s věkovou normou. Abnormální hodnoty mohou být způsobeny poškozením nervu úrazem, chronickým tlakem, zánětem, metabolickou poruchou, toxickými látkami aj. [1],[8].

1.2 Elektrody

Elektrody slouží ke snímání nejen bioelektrických signálů, umožňují spojení mezi organismem a vstupem přístroje. Pomocí elektrod je tedy vzniklý svalový vzruch snímán, přenášen do procesoru a zpracováván. Při práci s elektrodami se využívá elektrolytu. Elektrolytem může být vodivý gel, u elektrod vpichových je jím tělní tekutina. Elektrody lze rozdělit podle několika kritérií.

Podle funkce a směru průchodu signálu:

- stimulační - vedou signál od aparatury do testované osoby, mohou být nalepovací nebo přikládány na povrch vyšetřovaného místa; jak lze vidět na Obr. 4 - mají negativní katodu (dochází k depolarizaci) a pozitivní anodu (dochází k hyperpolarizaci),

- snímací - signál je veden od testované osoby do aparatury,
- pomocné - zlepšují další podmínky vyšetření, např. stínící, uzemňovací, ochranné.

Podle tvaru a umístění:

- povrchové - slouží k měření povrchového EMG k zachycení elektrické aktivity části svalu, menší kovové disky jsou fixovány na odmaštěnou kůži, nejčastěji se využívají elektrody Ag-AgCl zobrazené na Obr. 1 a Obr. 2,
- jehlové - slouží k měření intramuskulární EMG, zachycení elektrické aktivity motorických jednotek, lze vidět na Obr. 3,
- speciální - zavádějí se na určitá místa, oční rohovka, jícen aj.

Výsledný EMG signál je dán elektrickým napětím, tedy rozdílem potenciálů mezi 2 elektrodami. Používá se referenční a aktivní elektroda. Referenční elektroda se nejčastěji umísťuje na úpon svalu, aktivní elektroda na břicho svalu [1],[26].



Obr. 1 Povrchové elektrody používané při praktické části



Obr. 2 Povrchové elektrody



Obr. 3 Vpichové elektrody



Obr. 4 Stimulační elektroda

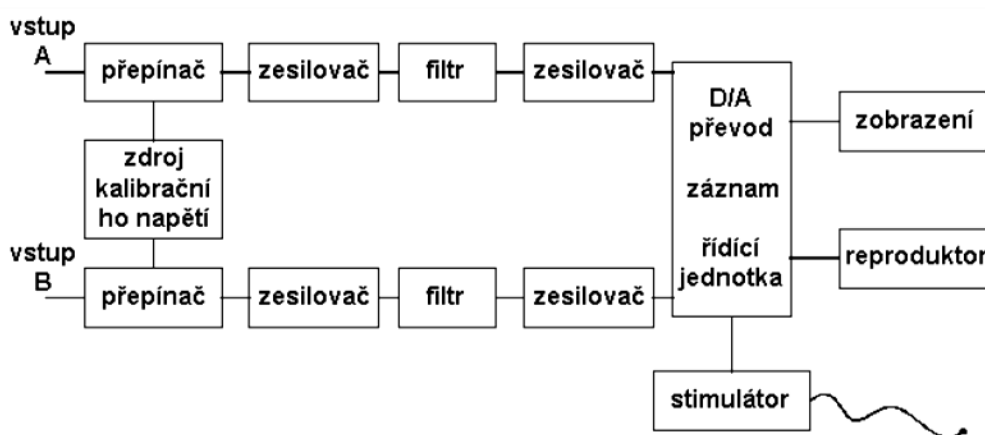
1.3 Elektromyografický signál

Elektrický potenciál měříme pomocí elektromyografu. Požadavky na elektromyograf vyplývají z vlastností EMG signálu, kde zesilovač musí být schopen znásobit amplitudu v rozsahu frekvence signálu, potlačit soufázové napětí minimálně o 80 dB, mít dostatečně vysoký vstupní odpor, zanedbatelný unikající proud, malý vlastní šum a musí pracovat v té části kmitočtového spektra, ve které se biologický signál nachází. Elektromyograf je obvykle konstruován jako dvoukanálový z důvodu možnosti porovnání signálů z více svalových skupin [22],[25].

K získání signálu je potřeba v první fázi vyvolat podnět a následně změřit vyvolanou elektrickou odezvu nebo rychlost šíření vzruchu po stimulovaném nervu. Podnětem může být pacientův pohyb nebo jiný stimul spočívající v elektrickém podráždění nervu vyvolávající svalovou odezvu. Výstupem je EMG signál. Nasnímaný

bioelektrický signál má malou hodnotu napětí, většinou 100 μV - 90 mV. Hodnota se odvíjí od konkrétního měřeného svalu, činnosti svalu, vhodných elektrod a optimálního nastavení přístrojů. Kmitočtový rozsah elektromyografií se pohybuje v rozmezí 0,1 Hz - 10 kHz, kmitočtová charakteristika je dána typem snímaného signálu.

Tento signál nasnímaný pomocí elektrod je veden do zesilovače. Signál je třeba odfiltrovat, aby byl v typickém frekvenčním rozsahu, což je 20 - 500 Hz. Při těchto frekvencích by měla být vzorkovací frekvence minimálně 1000 Hz, jelikož podle Nyquistova teorému musí být vzorkovací frekvence dvojnásobná, aby nedošlo k aliasingu. Další nezbytnou částí elektromyografu je monitor s pamětí, kde lze sledovat digitální signál, který byl pomocí A/D převodníku převeden z analogového na digitální signál. Výhodou digitálního signálu je snadné ukládání na paměťové médium, kde je možné signál následně upravovat a analyzovat. Na Obr. 5 je zobrazeno blokové schéma elektromyografu, kde lze vidět mimo jiné i reproduktor. Jelikož frekvenční rozsah záznamu svalové aktivity je ve slyšitelných frekvencích, reproduktor slouží ke sluchové kontrole lékařem. Za řídicí jednotku lze považovat počítač s vhodným softwarem. Součástí je také stimulátor generující elektrické impulzy o požadované intenzitě, frekvenci a délce trvání [3],[4],[8],[22],[26].



Obr. 5 Blokové schéma elektromyografu, převzato z [22]

Pokud je sval plně zrelaxován, elektromyografická aktivita by neměla být přítomna, avšak v záznamu můžeme registrovat určitý šum, který je dán zesilovačem, okolním šumem či velikostí kontaktní plochy elektrody. Tento šum je označován jako základní linie nepřekračující hodnotu 10-15 μV . Před měřením je vhodné vždy ověřit charakter základní linie, na počátku záznamu by měla být na nule. Aktivaci svalu na surovém záznamu lze pozorovat jako nárůst amplitudy a frekvence signálu [3].

1.4 Analýza a zpracování signálu

Naměřená primární data je potřeba nejdříve zpracovat. U EMG signálu nás zajímá výchylka signálu a frekvenční rozsah.

U kvalitativní analýzy signálu se určuje, zdali sval je/není aktivní a v jaké míře. Srovnávání se provádí v závislosti na velikosti výchylek napětí a na čase, je možné vizuální zhodnocení signálu, což je vhodné pro klinickou interpretaci [3],[4]. Kvalitativní analýza signálu se zabývá číselnými parametry signálu pro další statistické zpracování.

1.4.1 Frekvenční analýza

Frekvenční analýza je soubor metod pro odhad spektra jednotlivých frekvenčních složek, ze kterých se signál skládá. K získání informací o frekvencích z časového signálu se nejčastěji využívá rychlá Fourierova transformace (FFT). Vychází z předpokladu, že každý signál lze nahradit součtem sinusoid a kosinusoid o příslušné amplitudě a frekvenci. Lze ji vypočítat podle rovnice (1).

$$F\{f(t)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (1)$$

kde $f(t)$ je signál, ω je úhlový kmitočet.

Aplikací FFT na signál a následným převedením do absolutní hodnoty je získáno amplitudové frekvenční spektrum. Pomocí něj lze následně vyjádřit celkové výkonové spektrum EMG signálu, tzv. total power spectrum. Frekvenční spektrum je užitečné pro určení začátku únavy svalů. Střední hodnota nebo medián frekvenčního spektra neunaveného svalu je obvykle mezi 50 – 80 Hz, s postupující únavou se frekvenční spektrum posouvá k nižším frekvencím, lze tak detekovat neurologické abnormality [3],[4],[5].

1.4.2 Analýza v čase

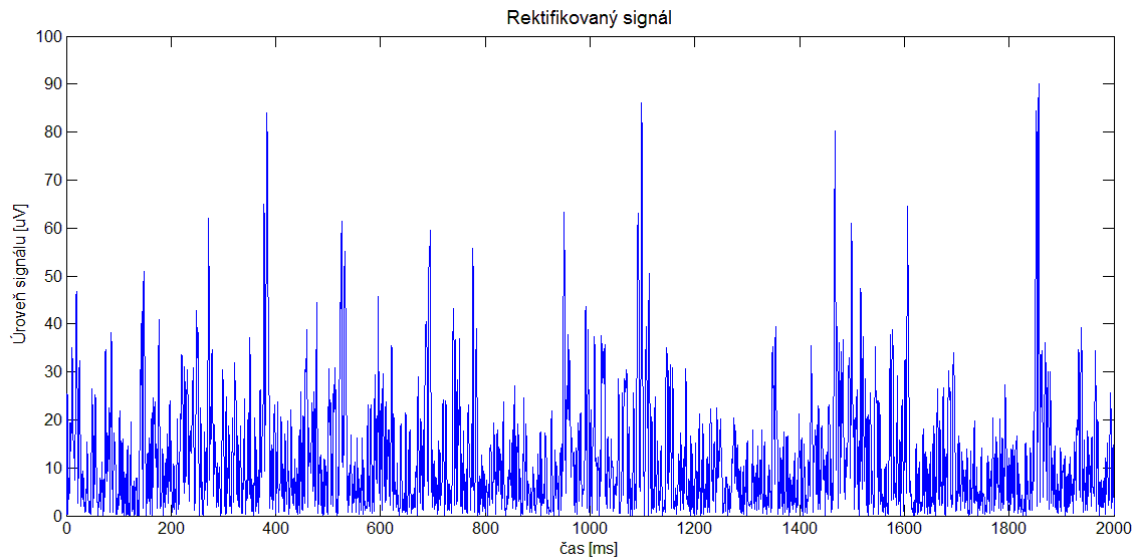
Účelem časové analýzy je přesná detekce výskytu dané složky. Toho lze docílit největším možným rozlišením časové osy, což souvisí s počtem vzorků za časový úsek. Pozorujeme začátek, průběh a konec aktivity. Touto analýzou se zjišťuje míra aktivity svalu v μV . Před samotnou analýzou je však potřebné signál specificky zpracovat: rektifikovat a vyhladit [3],[15].

Rektifikace, zobrazená na Obr. 6, představuje jednoduchou metodu, kdy se signál

převeďte do absolutních hodnot, což ukazuje rovnice (2).

$$w(t) = |w(t)| \quad (2)$$

kde $w(t)$ je signál proměnný v čase.



Obr. 6 Rektifikovaný signál

1.4.3 Časově-frekvenční analýza

U časově-frekvenční analýzy jde o zjištění vývoje krátkodobého spektra signálu v čase. Jedná se o tzv. krátkodobou Fourierovu transformaci (STFT z ang. Short Time Fourier Transform). Nejprve dojde k rozdělení signálu na segmenty o délce N ; tyto segmenty se z důvodu zlepšení časového rozlišení překrývají, lze tak plynuleji sledovat vývoj frekvenčních složek v čase. Záleží na délce časového okna, které přímo úměrně ovlivňuje frekvenční rozlišovací schopnost ve spektru a nepřímo úměrně rozlišení v čase. Následně se stanoví výkonové spektrum z každého segmentu, dochází k uložení jednotlivých spekter do matice, přičemž spektra tvoří sloupce matice. Výsledkem zobrazení matice je matice spekter, tzv. spektrogram. Amplitudou modulu je jas, v případě nastavení barevného zobrazení je to spektrum barev.

Spektrogram může být ve 2D i ve 3D. V dvojrozměrném obraze jedna souřadnice odpovídá frekvenci, ve 3D je obraz rozšířen o třetí souřadnici, která odpovídá hustotě výkonového spektra v decibelech [23],[24].

1.5 Hodnocení elektromyografického záznamu

Surový záznam je EMG signál představující sumu akčních potenciálů nasnímaných elektrodami [4]. Tento záznam by měl mít co nejméně šumů a artefaktů, což lze minimalizovat technickým přístrojovým nastavením a správnou aplikací elektrod.

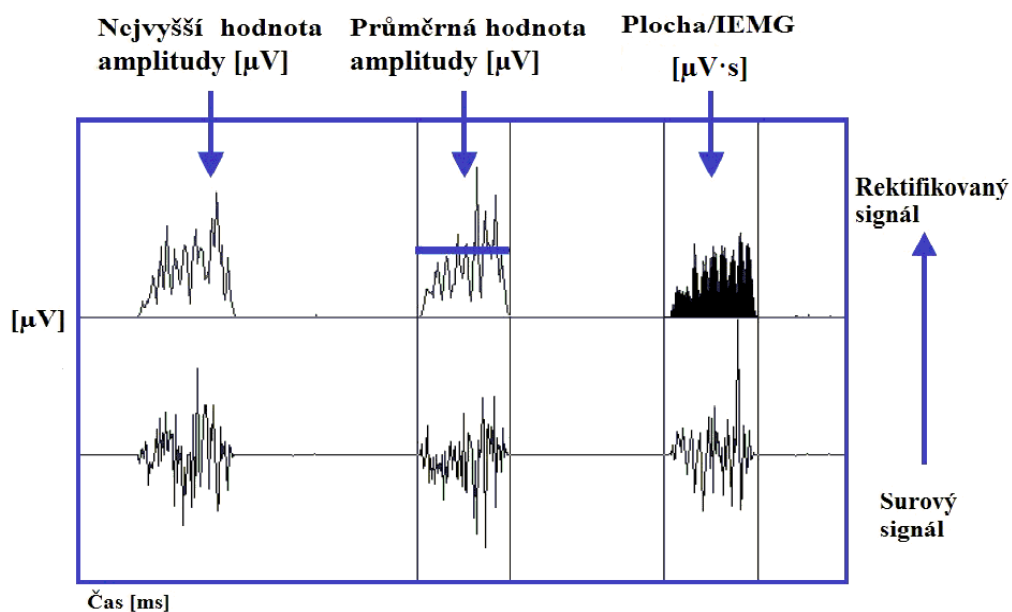
Vyhodnocení výsledků lze rozdělit do několika fází. V první fázi se porovnávají výsledky jednotlivých testů s normativními daty, ta jsou vyhodnocena jako normální či abnormální. Druhým krokem je elektrofyziologický závěr obsahující rozsah, lokalizaci, typ a stádium postižení. Ve finální fázi jsou elektrofyziologické abnormality srovnávány s klinickým nálezem [1].

U EMG signálu jsou nejčastěji hodnocené 3 hlavní parametry, jež jsou vyobrazeny na Obr. 7.

Plocha (area) - integrované EMG (IEMG). Jedná se o plochu pod křivkou usměrněného signálu, sleduje se dynamická aktivita v závislosti na čase, je důležitá pro kvantitativní vyhodnocení a je nejlepší mírou celkového svalového úsilí, je tedy užitečná pro kvantifikaci aktivity pro ergonomický výzkum. Jednotkou je $\mu\text{V}\cdot\text{s}$.

Průměrná hodnota výchylky EMG - je efektivní hodnotou výchylky signálu a slouží nejlépe k hodnocení statických činností. Jednotkou je μV .

Nejvyšší hodnota výchylky EMG - jedná se o proměnlivý parametr, je tedy vhodnější průměr z prvních nejvyšších lokálních maxim, jednotkou je μV [3],[9],[15].



Obr. 7 Hodnocené parametry EMG signálu, převzato z [15]

2 VERTIKALIZAČNÍ ZAŘÍZENÍ BALANCE TRAINER

Balance Trainer (dále jen BT) je rehabilitační pohybový trenažér. Je vhodný pro všechny pacienty s poruchami rovnováhy při chůzi či vestoje, např. po mozkové mrtvici, při roztroušené skleróze, Parkinsonově chorobě, svalových onemocněních, hemiplegii, paraplegii, tetraplegii, při poruchách vnímání nebo pro geriatrické pacienty. BT umožňuje bezpečné vzpřímení z invalidního vozíku s nebo bez pomoci cizí osoby a následný kombinovaný trénink rovnováhy. Pacient může být v poloze vestoje stabilizován na chodidlech, kolenou a v bocích.

BT umožňuje pacientu jistější dynamický postoj s přenesením váhy na vertikalizátor a lepší soustředění na terapeutickou práci. Nácvik funkčních pohybů, např. vykročení, přenesení váhy atd., mohou pacienti provádět jistěji a bezpečněji. Pohybové možnosti v dynamickém vertikalizátoru kladou na pacienta sensorické, motorické i kognitivní požadavky. BT má individuální možnosti nastavení pro cílený trénink svalstva trupu a nohou, počínaje krokem, jistotou kroku, stojem, střídáním nohou a vnímáním. Práce na dynamickém vertikalizátoru pacientu pomáhá redukovat strach z pádu. BT může být doplněn softwarem, který při terapii pacientu zpříjemňuje cvičení hrou a terapeutům umožní dokumentovat a lépe monitorovat pokroky léčby.

Přístroj má pozitivní vliv na spoustu aspektů lidského pohybu. Poskytuje více stability v kyčlích a horní polovině těla, trénink rovnováhy, odlehčení hmotnosti, regulaci svalového tonu a stabilizaci krevního oběhu. Slouží jako prevence osteoporózy, má pozitivní vliv na vyprazdňování horních močových cest, na zažívací trakt a zlepšení dýchání.

Cíl léčby závisí na zdravotním stavu pacienta, zaměřením na zachování mobility pacienta, směřuje často k obnově pohyblivosti a síly, čili rehabilitaci po operaci nebo zranění. Úspěch terapie závisí na pravidelnosti provádění tréninků, které jsou plánovány lékařem či terapeutem [16],[17].

2.1 Příslušenství

Přístroj obsahuje různé příslušenství, které se může využít pro zkvalitnění terapie.

Kolenní opěrky jsou výškově, hloubkově i šířkově nastavitelné. Mohou být odejmuty jednotlivě, nebo kompletně. Kyčelní opěrky poskytují přídavnou podporu a umožňují cílené podepření.

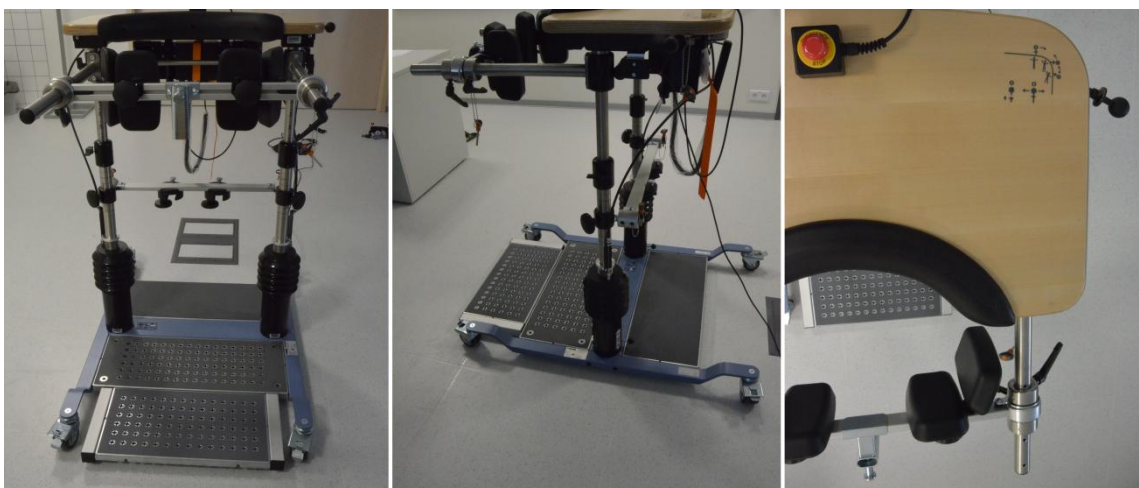
Prodloužení nášlapné desky může být jednoduše vloženo nebo vyjmuto bez potřeby náradí. To umožní větší pracovní aktivitu terapeuta i pacienta.

Nastavení tuhosti pružiny zabezpečuje odpor při vychylování z rovnovážné pozice do stran. Nastavení pružiny lze měnit pod hlavní deskou na pravé straně, viz Obr. 8 napravo.

Elektrické navíjení pásu přebírá hmotnost pacienta. Poskytuje větší samostatnost při stoji a současně podporuje sebedůvěru pacienta. Všechny díly elektrického navíjení pásu jsou odnímatelné a snadno vyměnitelné. Zvedací, resp. sedací postroj pro pacienta v různých velikostech je využíván v těch případech, kdy pacient není schopen se sám zvednout.

Software pro vizualizaci a vyhodnocení průběhu terapie pracuje na principu feedbacku. Většinou je na monitoru před pacientem jednoduchá hra, kterou si řídí svým vlastním tělem.

V bakalářské práci byly využity kyčelní opěrky pro fixaci probanda a nastavení tuhosti pružiny v úhlu 6° a 12° . Na Obr. 8 je zobrazen BT z čelního pohledu (vlevo) a z bočního pohledu (uprostřed). Napravo je zobrazeno nastavení úhlu na vertikalizátoru.



Obr. 8 Balance Trainer

2.2 Technické parametry

V Tab. 1 jsou uvedeny technické údaje přístroje BT. Sloupec uprostřed ukazuje technické parametry přístroje pro dospělé, jejichž výška se pohybuje v rozmezí 150 - 200 cm, ve sloupci napravo jsou uvedeny údaje o přístroji pro děti od 120 do 160 cm.

Tab. 1 Technické parametry přístroje Balance Trainer, převzato z [16]

BALANCE TRAINER		
Délka	118 cm (46")	118 cm (46")
Šířka	78 cm (31") bez transformátoru	
Výška terapeutického stolu	95 až 125 cm	77 až 98 cm
	(37" až 49")	(30" až 39")
Váha	71,6 kg (158 lbs)	69,6 kg (153 lbs)
Vhodné pro pacienty s		
výškou	150 až 200 cm	120 až 160 cm
váhou	až 140 kg	až 70 kg
Použité materiály	Hliník, ocel, polystyren, polyuretan a další	
Elektrický zvedací systém		
Napájecí napětí	115/230V ~, 50/60 HZ (obj.č. 07005-000)	
	100V~, 50/60HZ (obj. č. 07035-000)	
	115V~, 50/60 Hz (obj. č. 07034-000)	
	230V~, 50/60 Hz (obj. č. 07033-000)	
Spotřeba energie	250 VA	

3 16 KANÁLOVÝ SYSTÉM EMG WAVE PLUS

Wave Plus systém je inovativní multikanálový bezdrátový EMG systém se zabudovanými akcelerometry pro sbírání dat z biologických signálů. Výhodou je absence kabelů mezi vysílačem na pacientovi a přijímací jednotkou, čímž je dovolena akvizice elektromyografického a akcelerometrického signálu i během pohybu pacienta, velmi užitečná v klinické a vědecké aplikaci. Neinvazivnost a vysoká bezpečnost umožňuje používat Wave Plus systém pro pacienty, kteří nemají nežádoucí reakci na přilnavé elektrody a vodivostní gel pro EMG detekci.

Využívá se dvou jednorázových elektrod s rosolovitým gelem na povrchu. EMG akviziční modul je umístěn na vrchní straně elektrod, kde je konektor pro jeho přichycení.

3.1 Komponenty

Wave Plus systém zahrnuje několik komponentů: základní jednotku, EMG moduly (16 ks), footswitchové moduly (2 ks), piezoresistivní senzor, analogický výstupní kabel a nabíjecí zařízení. Samozřejmě jsou potřeba již zmíněné nalepovací elektrody. Moduly komunikují s počítačem skrz základní jednotku díky dvousměrnému spojení pracujícím ve frekvenčním pásmu 2,4 GHz. Pokud moduly nejsou používány, jsou ukládány do boxu, který po připojení do elektrické sítě jednotlivé moduly nabíjí.

Každý EMG modul je také vybaven 3D akcelerometrem, schopným zachytit minimální pohyb těla v prostoru. Bezdrátové moduly se skládají ze dvou částí: signálového modulu s aktivním obvodem pro radiový přenos signálu a adaptér s I/O rozhraním obsahující nabíjecí baterii, nabíjecí cívku a propojení detekovaných bodů. Další technické parametry EMG modulů jsou uvedeny v Tab. 2.

Tab. 2 Technické parametry EMG modulu, převzato z [18]

EMG modul	
Příjmová frekvence	2,40 - 2,48 GHz
Vysílací výkon	0,45 mW
Výdrž baterie	> 12 h
Vstup EMG	+ - 2,5 mV
Šířka frekvenčního pásma měřeného signálu	10 Hz - 500 Hz
A/D převodník	16 bit - 2 Ks/sec
Maximálně povolené zrychlení	10,000 g

Tab. 3 Další specifické parametry EMG modulu, převzato z [18]

Další specifické parametry	
Vstupní impedance	20 MΩ
CMRR	> 120 dB
SNR	> 50 dB

CMRR je diskriminační činitel, kdy je požadována co nejvyšší hodnota. Hodnota 120 dB značí, že se jedná o kvalitní zesilovač, kdy se rozdílový signál zesílí 10^6 x více, než soufázový. SNR je poměr signálu k šumu uvedený v dB.

Základní jednotka má přední panel se signálními LED světly. Signál „LED off“ znamená, že modul není aktivní, signál „LED on“ svítí zeleně a značí aktivitu a zapojení modulu, oranžová barva značí vybití či nefunkčnost příslušného modulu. Na zadním panelu základní jednotky se nachází tlačítko pro zapnutí a vypnutí jednotky, konektor pro externí napájení, port pro analogové výstupy, konektor pro připojení externího spouštěče, USB port pro připojení PC, LED signalizující průchod proudu a LED pro pomocné funkce. Základní jednotka má radiofrekvenční přijímač o frekvenci 2,4 GHz, mikroprocesor pro synchronizaci a separaci dat, A/D převodník a USB port k připojení k počítači. Jednotka může mít vestavěnou nebo externí anténu. Aplikace externí antény umožňuje rozšíření užitečné pracovní oblasti. Vzorkovací frekvence přístroje je 2 kHz.

Tab. 4 Technické parametry základní jednotky EMG, převzato z [18]

Základní jednotka	
Příjmová frekvence	2402 - 2480 MHz
Vysílací výkon	0,45 mW
Počet kanálů	16 EMG + 2 FSW

3.2 Využití

System Wave Plus může být použit ve dvou různých konfiguracích. První konfigurací je režim v dosahu přijímače, tj. ve vzdálenosti do 20 metrů pro správnou funkci rádiového přenosu, s průběžným ukládáním dat do počítače. Principem druhé konfigurace je průběžné ukládání dat do vnitřní paměti aktivních snímačů. Tyto dvě konfigurace mohou být použity současně.

System Wave Plus lze využít v několika oblastech, např. v neurologii, psychiatrii, ortopedii a rehabilitaci, ergonomice, sportovní medicíně a veterinářství. Wave Plus systém může být používán doktory, paramediky a techniky [18],[19].



Obr. 9 Bezdrátové elektrody Wave Plus

4 FYZIOLOGIE SVALŮ

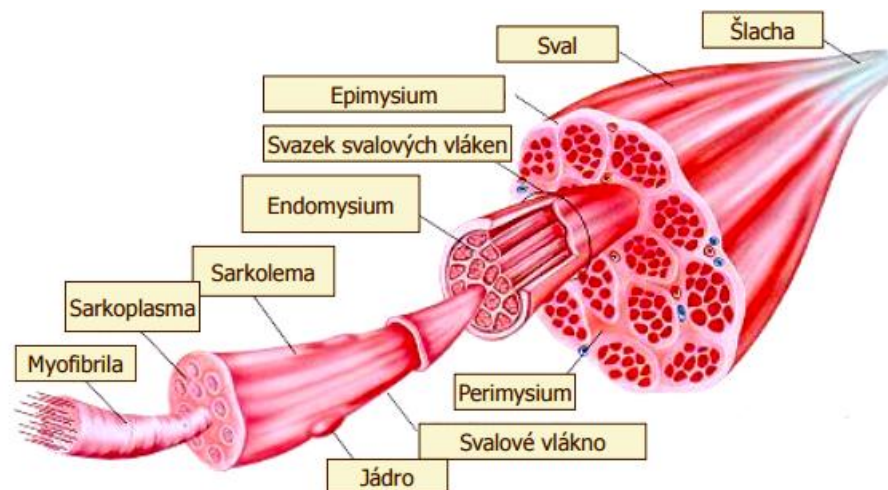
V této kapitole je popsána motorická jednotka (4.1), stavba svalu (4.2), elektrická aktivita svalu (4.3), svalová síla (4.4) a především konkrétní svaly vybrané pro praktickou část měření (4.5).

4.1 Motorická jednotka

Motorická jednotka (dále jen MJ) je soubor svalových vláken, která patří k jednomu motorickému neuronu. Nejmenší MJ jsou v okohybných svalech, kdy jedno motorické vlákno inervuje 8 až 12 svalových vláken. Největší MJ se nachází ve svalech dolních končetin, kde jedno motorické vlákno inervuje několik set svalových vláken. Platí, že čím jsou MJ menší, tím přesněji je řízena činnost svalu. MJ mají u jednotlivých svalů různou délku. Platí, že se ve svalu nikdy neaktivují všechny jednotky najednou a nábor jednotek jde napříč svaly, může tedy nabírat různý počet bílých a červených jednotek, které jsou ve svalu rozptýleny [10],[12].

4.2 Stavba svalu

Svalové vlákno je mnohjaderný útvar silný 40- 100 μm a dlouhý 1- 40 mm (avšak byla nalezena i 30 cm vlákna u krejčovského svalu). Na povrchu svalových vláken je cytoplazmatická membrána (sarkolema). V cytoplasmě (sarkoplasmě) svalového vlákna jsou jádra, buněčné orgány a podélně orientovaná vlákna (myofibrily). Zde je vysoká koncentrace vápenatých a hořečnatých iontů nezbytných pro svalové kontrakce. Morfologie svalu je zobrazena na Obr. 10.



Obr. 10 Morfologie svalu, převzato z [1]

Na myofibrilách se střídají tmavé a světlé úseky. Tmavé (anizotropní, A-úseky) se střídají se světlými (izotropními, I-úseky), svalové vlákno je žíhané, tj. příčně pruhované. Tyto izotropní úseky jsou rozděleny tenkou ploténkou (telofragmou, Z-linií). Úsek myofibrily mezi dvěma Z-liniemi je sarkomera, tj. kontraktlní jednotka svalu.

Vlastností svaloviny je schopnost zkrácení, smrštění a kontrakce. Předpokladem kontrakce je přítomnost kontraktlních proteinů aktinu a myozinu, které tvoří základ svalových vláken a svalových buněk. Ke kontrakci myofibril dochází na základě vzruchů přicházejících motorickými nervovými vlákny. Všechny myofibrily jednoho svalového vlákna se kontrahují současně. Myozin je bílkovina s tyčinkovitým tělem, kulovitou hlavou a ohebným krkem. Reakce aktinu a myozinu je prostřednictvím hlavy. Molekuly myozinu tvoří základ A-úseků sarkomer. Aktin je bílkovina s tenčími a početnějšími vlákny (poměrově 4x – 6x více než myozinových vláken). Aktinová vlákna jsou v Z-liniích, složená ze dvou spirálně stočených makromolekul zasahující mezi myozinová vlákna.

Kosterní sval je soubor příčně pruhovaných svalových vláken, která jsou spojena vazivem. Ve svalu se nachází tři strukturní složky, a to příčně pruhovaná svalová vlákna, vazivo, cévy a nervy. Kosterní sval se skládá ze tří částí. První částí je začátek svalu (origo). V tomto místě je sval pomocí šlachy připojen ke kosti. Druhou částí je hlava svalu (caput musculi), tzv. bříško svalu. Skládá se především ze svalových vláken, jedná se o nejobjemnější část svalu. Právě na toto místo se primárně umísťují elektrody. Třetí částí je úpon svalu (insertio), což je místo připojení svalu ke kosti. Rozdíl mezi začátkem a úponem je v pohyblivosti a vzdálenosti. Začátek je méně pohyblivé místo na skeletu, úpon je pohyblivější. U končetinových svalů bývá začátek

blíže ke kloubům a úpon bývá vzdálenější. Díky rozlišení začátků a úponů svalů lze lépe analyzovat pohyb. V lidském těle je okolo 600 kosterních svalů. Hmotnost svalů u mužů je cca 35% a u žen 32% z celkové hmotnosti těla. Více než polovina hmotnosti svalů připadá na svaly dolních končetin [12][14].

Kosterní svaly patří do skupiny příčně pruhovaných svalů. Některé příčně pruhované svaly mohou mít i jinou než pohybovou funkci, jsou potřebné pro činnost jiných orgánů a soustav lidského těla. Podle množství myoglobinu (červené barvivo, má úlohu při difúzi kyslíku ve svalové tkáni) a cytochromu (protein, akceptor i donor elektronů v mechanismu ATP při oxidativní fosforylaci) se rozeznávají dva druhy příčně pruhovaných vláken. Červená příčně pruhovaná vlákna, tzv. pomalá vlákna, obsahují hodně myoglobinu, mají objemnou sarkoplazmu a fibrily uspořádané do svazků. Tato vlákna se kontrahují pomaleji s větší silou. Více jich najdeme ve svalech důležitých pro udržení rovnováhy a stability těla. Bílá příčně pruhovaná vlákna, tzv. rychlá vlákna, mají méně myoglobinu. Kontrahují se rychleji, ale jsou snadno unavitelná. Je jich více ve svalech, které vyžadují rychlost stahu. Oba druhy vláken jsou zastoupeny v každém svalu v jiném poměru, který závisí na jeho převládající funkci.

4.3 Elektrická aktivita svalů

Vzruch přicházející na nervosvalovou ploténku zprostředkovává uvolnění acetylcholinu, mediátoru z presynaptické části ploténky. Acetylcholin se naváže na specifické receptory postsynaptické membrány nervosvalové ploténky a otevřením sodných a draselných iontových kanálů způsobí depolarizaci. Při dosažení depolarizace (10-15 mV) dojde k akčnímu potenciálu na sousední sarkolemě, jejíž iontové kanály jsou řízeny napětím. Vzruch se začne šířit po sarkolemě a otevře napětím řízené vápenaté kanály, současně dochází k otevření vápenatých kanálů. Nastává vyplavení vápenatých iontů do intracelulární tekutiny svalové buňky. Uvolněné vápníkové ionty vazbou na troponin C odblokují možnost vazby mezi aktinem a myozinem a dochází k jejich napojení. Při vzniku vazby aktinu a myozinu jsou štěpeny molekuly ATP. Při vyčerpání energie z ATP dochází k odpojení a na hlavu myozinu se navazuje další molekula ATP. Při ohnutí hlavy myozinu o 45° dojde k zasunutí vláken aktinu do vláken myozinu, tím se zkrátí sarkomera a dochází k tzv. izotonickému stahu. Při izometrickém stahu je hlava myozinu v kolmém postavení 90° k aktinu, nedochází ke zkrácení sarkomery, zvyšuje se pouze její tonus, což je svalové napětí [20].

4.4 Svalová síla

Při kontrakci se sval zkracuje o 30-40% své délky. Maximální svalová síla (MCV – musculus voluntary contraction) je ukazatelem svalové funkce, závisí však na několika faktorech. Svalová síla závisí na počtu svalových vláken, délce svalu a na počtu aktivovaných MJ.

Čím více je vláken ve svalu, tím větší sílu může sval vyvinout. Počet vláken lze zjistit fyziologickým průřezem svalu, ten je součtem příčných průřezů všemi vlákny daného svalu. K odhadu lze použít Weberův vzorec (3)

$$FP = W / L \quad (3)$$

kde FP je počet vláken, W je hmotnost svalu a L je střední délka svalu.

Např. ve svalu, který odtahuje malíček, lze nalézt cca 50 000 svalových vláken obsahující přes 1 miliardu myofibril.

Dále platí, že čím je sval delší, tím větší aktivitu by měl vyvinout. Svalová síla je výsledkem působení elastické složky svalu a šlachy. Silové působení je výsledkem kontrakce vyvolané interakcí aktinu a myozinu, ale i důsledkem napětí elastických složek svalu a šlachy. Elastická síla neroste lineárně, přírůstek je největší při maximálním protažení svalu [20].

4.5 Vybrané svaly pro měření

Jedním z nejdůležitějších úkonů, které je třeba učinit před samotným měřením, je rozhodnout, jaké svaly jsou důležité právě pro stabilitu a požadované pohyby.

Musculus erector spinae – vzpřímováč páteře

Primární sval při vzpřímení zad. Svaly *m. erector spinae* se skládají ze tří sloupců: *m. iliocostalis*, *m. longissimus* a *m. spinalis*, které tvoří prostřední vrstvu vnitřních svalů zad. *M. erector spinae* poskytuje odpor, který pomáhá kontrolovat pohyb ohnutí dopředu v pase a funguje jako silný extenzor, zajistí navrácení do původní pozice. Během úplného předklonu (když se dotýkáme špičkami prstů podlahy) je tento sval uvolněný a celková zátěž připadá na vazy zad. Pro navrácení tohoto pohybu jsou svaly zpočátku neaktivní a extenze je zahájena svaly na zadní straně stehna a hýžd'ovým svalem *m. gluteus maximus*. Výsledkem této zvláštnosti je, že zvedání nákladů nebo rychlý pohyb z předklonu jsou škodlivé pro svaly a vazy zad a meziobratlové ploténky. *M. erector epinae* snadno postihuje bolestivá křeč jako následek poranění zádoových

struktur, probíhá od pánve ke krku. Extenduje páteř, zajišťuje vzpřímený postoj, ohýbá páteř na stranu kontrahovaného svalu, pracuje-li jednostranně.

Musculus biceps femoris – dvojhlavý sval stehenní

Nejlaterálnější sval zadního oddílu stehna se dvěma hlavami je zobrazen na Obr. 11. Extenduje stehno a flektuje koleno, laterálně rotuje nohu, obzvláště když je koleno fixováno.

Musculus triceps surae – trojhlavý sval lýtkový

Označuje svalový pár (*m. gastrocnemius* a *m. soleus*), který tvaruje zadní stranu lýtku, Obr. 12, a upíná se prostřednictvím společné šlachy na patní kost. Jedná se o Achillovu šlachu, která je největší šlachou lidského těla. Pro měření byl vybrán *m. soleus* – široký plochý sval, uložený hlouběji pod *m. gastrocnemius* na zadním povrchu lýtku. Slouží k ohybu chodidla, je důležitý při pohybu a udržování postavení těla při chůzi, běhu a tanci. Umožňuje stoj na špičkách a odvíjí patu od podlahy při vykročování.

Musculus rectus femoris – přímý stehenní sval

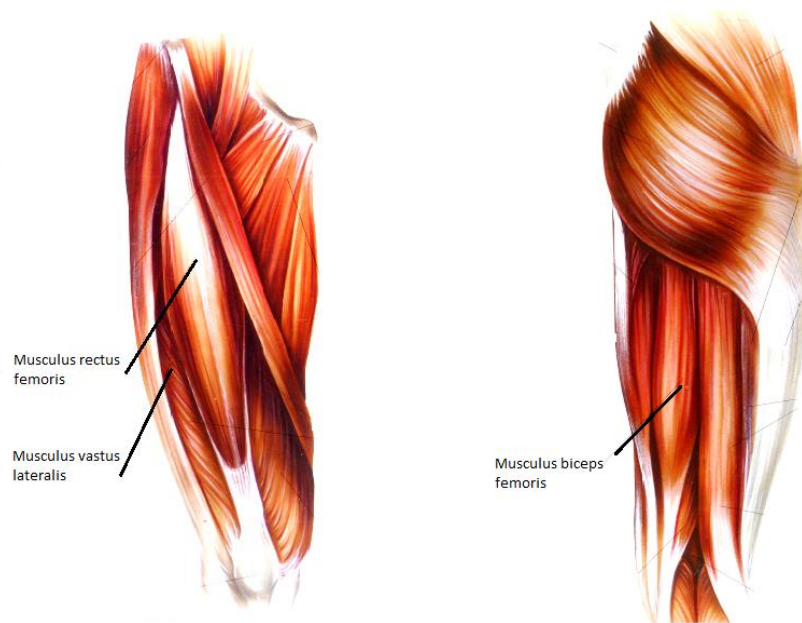
Je jednou z hlav čtyřhlavého stehenního svalu, lat. *m. quadriceps femoris*, který tvoří masitý podklad přední strany a boků stehen. Všechny hlavy mají společnou úponovou šlachu, která se upíná na čěšku. *M. quadriceps femoris* je natahovačem kolenního kloubu, fixuje kloub při stoji, proto je tento sval u člověka mnohem vyvinutější než u ostatních savců. Sval se také podílí na chůzi. *M. rectus femoris* je lokalizován v předním oddílu stehna, jak lze vidět na Obr. 11, probíhá po stehně přímo dolů. Je nejdelší hlavou a překračuje kyčelní kloub, extenduje koleno a ohýbá stehno v kyčli.

Musculus vastus lateralis – velký boční sval

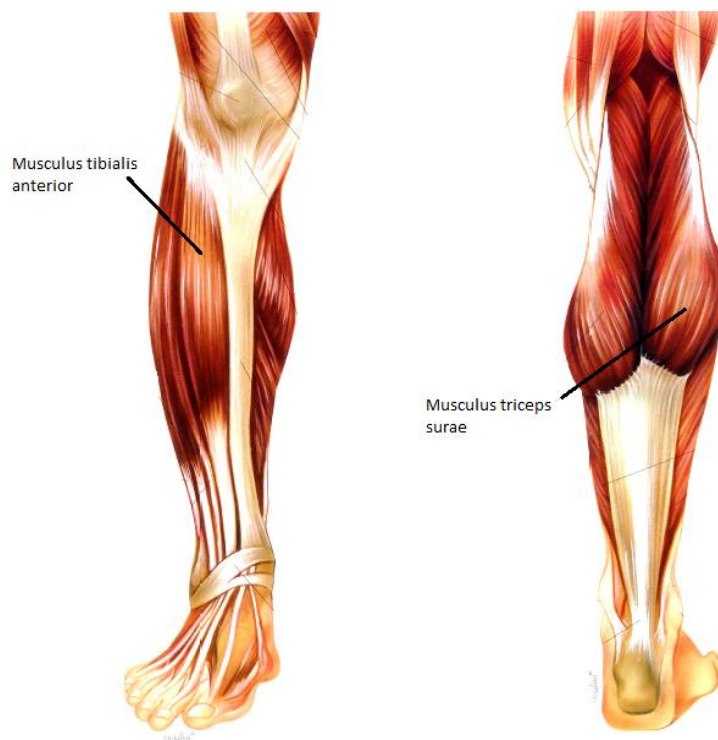
Sval se nachází také na předním oddílu stehna, Obr. 11, a je další hlavou již zmiňovaného *m. quadriceps femoris*. Extenduje a stabilizuje koleno.

Musculus tibialis anterior – přední holenní sval

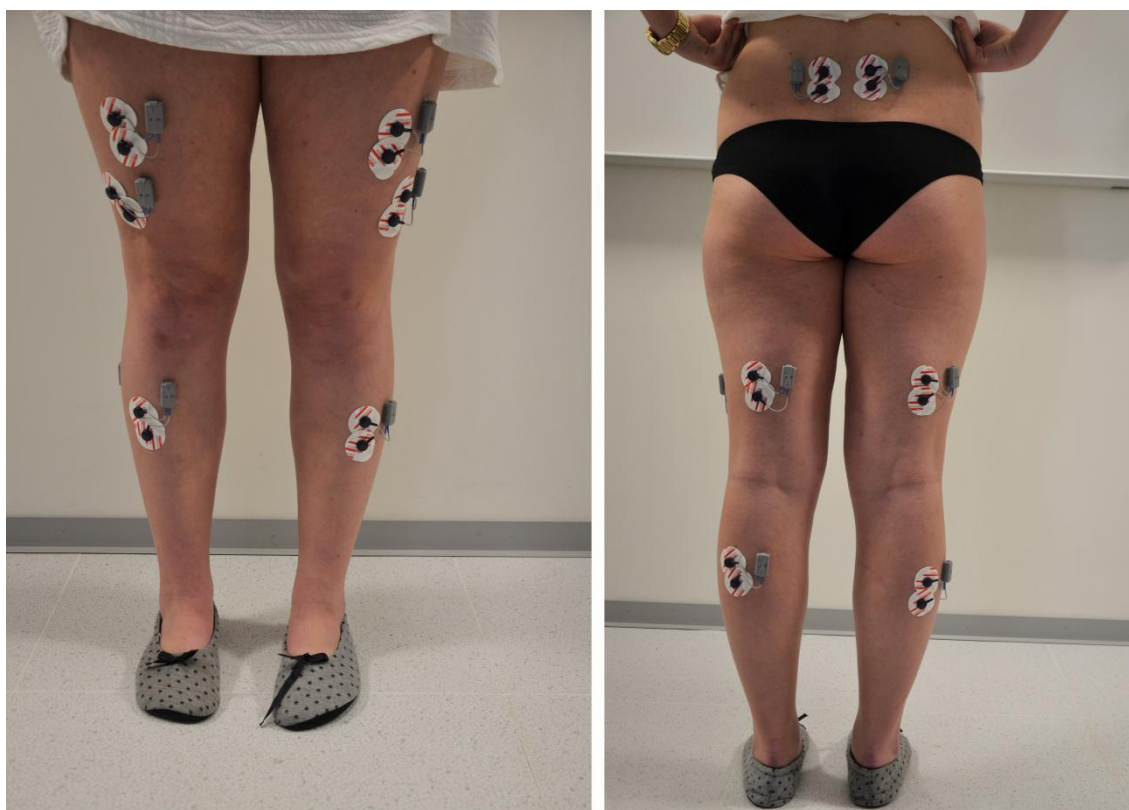
Povrchový sval na přední straně bérce na Obr. 12, začínající od laterálního boku holeně. Je primárním ohybačem dorsální flexe nohy, obrací chodidlo, podílí se na zpevnování podélné klenby chodidla. Stojí-li noha pevně na podložce, podílí se na ohybu bérce v hlezenním kloubu, který najdeme mezi hlezenní kostí a bérce [11],[12],[13],[14].



Obr. 11 Vybrané svaly, vlevo přední strana, vpravo zadní strana, převzato z [20]



Obr. 12 Vybrané svaly, vlevo přední strana, vpravo zadní strana, převzato z [20]



Obr. 13 Proband s nalepenými elektrodami na vybraných svalech zepředu, zezadu

5 PROTOKOL MĚŘENÍ

Cílem práce je měření vlivu vertikalizačního zařízení při snímání dat svalové aktivity pomocí EMG na skupině probandů. Za tímto účelem byl navrhnut přesný postup měření, aby byly zajištěny stejné podmínky u každého probanda.

Před každým měřením byla zaznamenána teplota vzduchu a také vlhkost vzduchu v laboratoři. Pro lepší vypovídající hodnotu získaných dat je vhodné si zvolit co nejvíce homogenní vzorek probandů, proto měření probíhalo čistě jen u žen, konkrétně vysokoškolských studentek ve věkovém rozmezí 21 - 23 let. Každá dobrovolnice po příchodu do laboratoře vyplnila krátký dotazník, jenž byl vždy doplněn o potřebná technická data, vzor lze vidět v Tab. 5.

Tab. 5 Úvodní dotazník před měřením

Jméno	
Příjmení	
Datum narození	
Věk	
Výška	
Váha	
Pohybová aktivita a její četnost	
Pohybová omezení	
Dominantní horní končetina	
Dominantní dolní končetina	
Nastavení vertikalizátoru	

Elektrody byly aplikovány na vybrané svaly, viz Tab. 6. Bylo využito 12ti kanálů bezdrátového EMG. Během aplikace elektrod byla každá probandka ústně seznámena s průběhem měření. Poté byl na její výšku nastaven BT, jehož polohové nastavení bylo zaznamenáno.

Tab. 6 Přehled nalepených elektrod na příslušných svalech

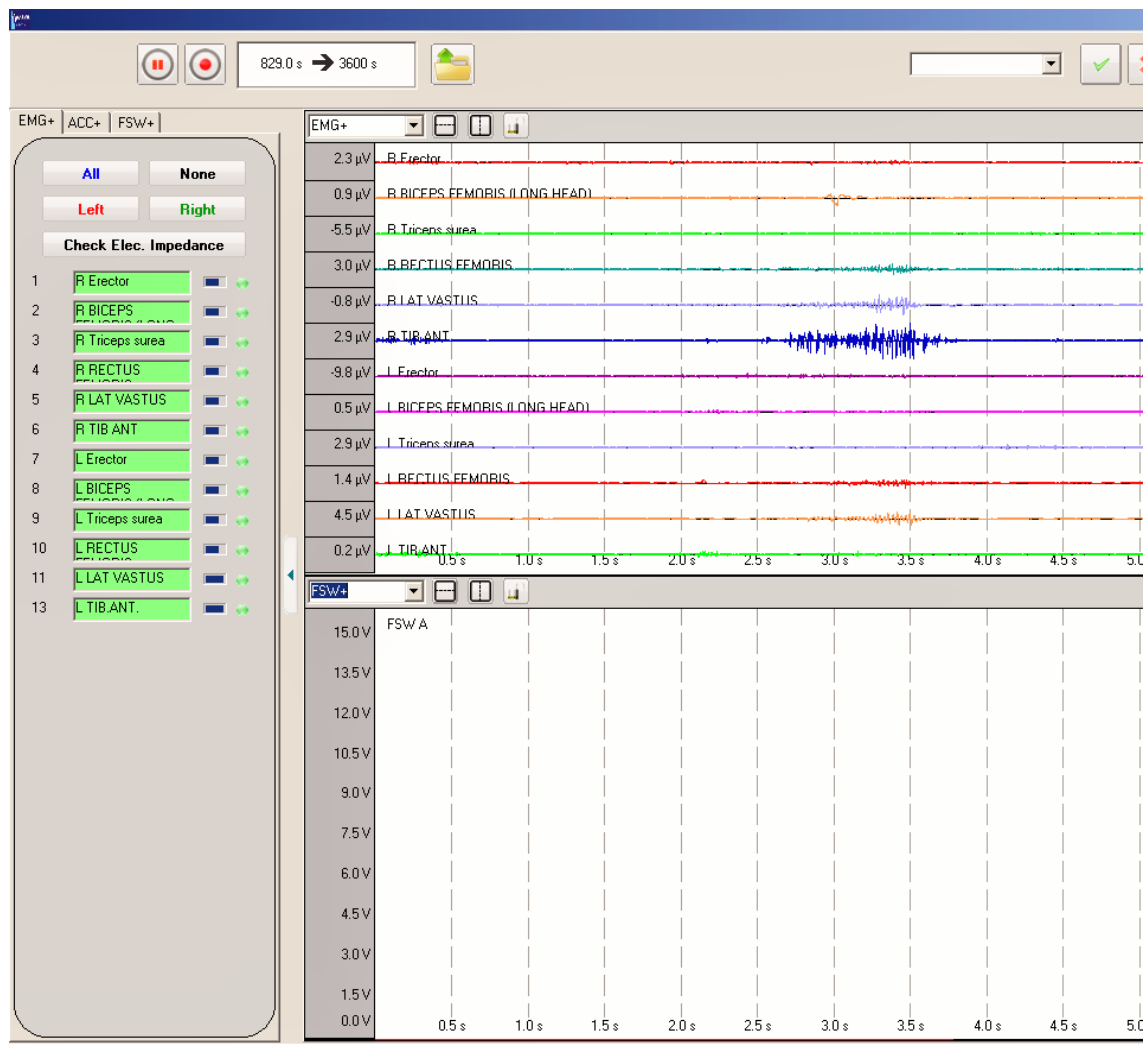
Příslušné svaly	Příslušná čísla elektrod
<i>M. erector spinae dexter</i>	1
<i>M. biceps femoris dexter</i>	2
<i>M. triceps surae dexter</i>	3
<i>M. rectus femoris dexter</i>	4
<i>M. vastus lateralis dexter</i>	5
<i>M. tibialis anterior dexter</i>	6
<i>M. erector spinae sinister</i>	7
<i>M. biceps femoris sinister</i>	8
<i>M. triceps surae sinister</i>	9
<i>M. rectus femoris sinister</i>	10
<i>M. vastus lateralis sinister</i>	11
<i>M. tibialis anterior sinister</i>	12

Měření lze pomyslně rozdělit do tří částí: bez fixace ve vertikalizačním zařízení, s fixací ve vertikalizátoru při nastavení pod úhlem 6° a poté 12°. Pro všechny části byly prováděny stejné pohyby, až na pohyb dozadu při nastavení úhlu 12° z důvodu nepříjemnosti a bezpečnosti probandů.

Tab. 7 Přehled prováděných náklonů a jejich časový interval

Prováděný úkon	Časový interval
stoj	5 s
pohyb dopředu	5 s
setrvání vepředu	5 s
stoj	5 s
pohyb dozadu	5 s
setrvání vzadu	5 s
stoj	5 s
pohyb doprava	5 s
setrvání vpravo	5 s
stoj	5 s
pohyb doleva	5 s
setrvání vlevo	5 s
stoj	5 s

Měření aktivity svalů pomocí bezdrátového EMG bylo prováděno kontinuálně v programu WavePlus, zobrazený na Obr. 14.



Obr. 14 Program WavePlus

6 ZPRACOVÁNÍ DAT

Naměřená data byla zpracována v programovacím prostředí MATLAB R2012b pomocí vlastních skriptů. Pro každý subjekt byl naměřen kontinuální signál, který byl rozdělen do 14 - ti dvousekundových signálů, jež byly brány z krajních poloh.

Program je rozdělen do tří *.m souborů – načtení a vymezení úseku signálů (soubor nacteni_signalu.m), výpočet parametrů EMG signálu a zobrazení ve frekvenční, časové i časově-frekvenční oblasti (soubor analyza.m), grafické prostředí (soubor gui.m). Kompletní kódy a zaznamenané signály jsou k dispozici v elektronické příloze.

6.1 Předzpracování signálu

První etapou je předzpracování signálu, jež je charakterizováno tím, že vstupem i výstupem je časový průběh signálu. Účelem předzpracování je vytvoření signálu lepšího a výhodnějšího pro následnou analýzu, než je signál vstupní, například odstranění šumu, výběr zájmové oblasti signálu, odfiltrování nežádoucích složek.

Vstupní data byla ve formátu *.txt, přičemž první sloupec odpovídal času v milisekundách, sloupce 2 až 13 odpovídaly úrovni naměřeného signálu na příslušných svalech v mikrovolttech. Jelikož měření probíhalo kontinuálně, prvním krokem po načtení dat bylo vymezení úseků signálu podle krajních pozic u jednotlivých pohybů.

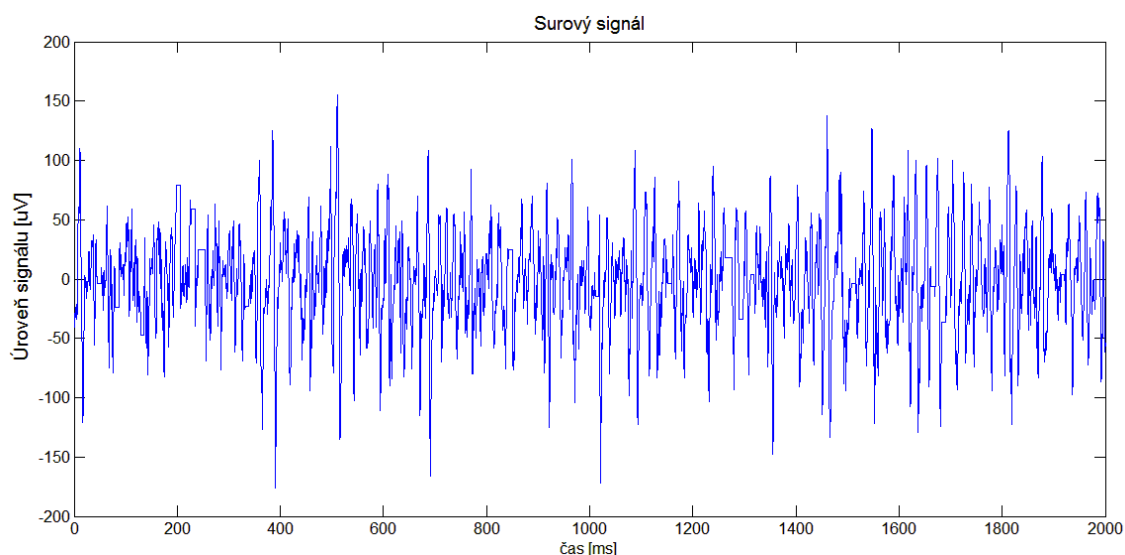
Vstupem pro analýzu je předzpracovaný signál, výstupem je popis signálu množinou vhodných parametrů, tj. průměr, integrovaná plocha pod křivkou (IEMG), průměrná maximální výchylka a maximální hodnota frekvenčního spektra. Byla použita frekvenční, časová a časově-frekvenční analýza.

6.2 Frekvenční analýza

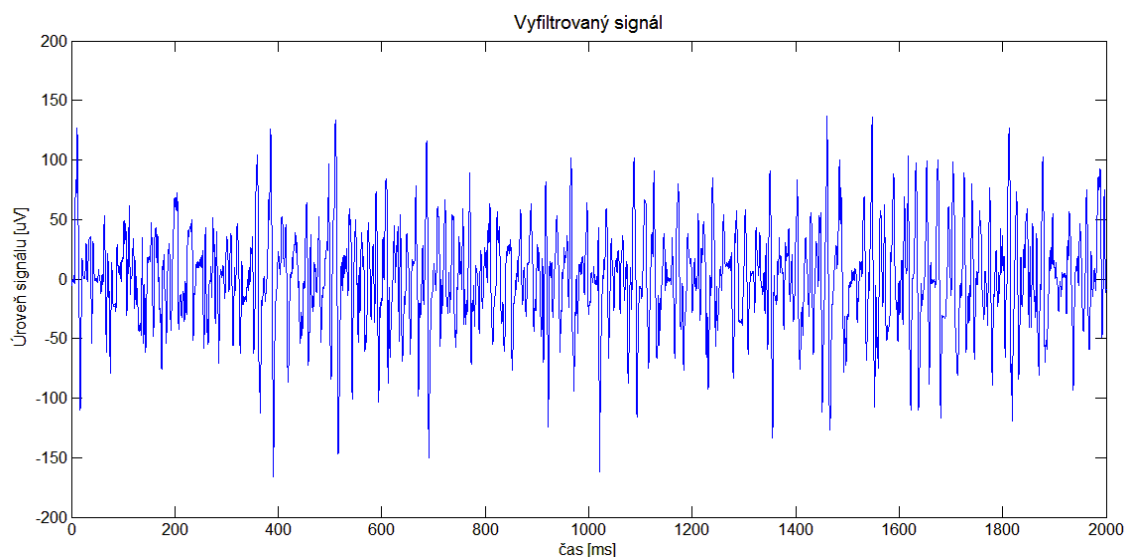
Pro naměřené signály byla zvolena pásmová propust za účelem zvýraznění žádaného frekvenčního pásma. Mezní kmitočty byly nastaveny na 10 Hz a 350 Hz při vzorkovací frekvenci 2 kHz. Doporučována horní mezní frekvence pro EMG signál je okolo 500 Hz. V signálu se však nad 350 Hz nevyskytují zájmové složky, což je patrné z Obr. 17, proto byla tato hodnota zvolena jako mezní.

Obecnou přenosovou funkcí byly vypočteny koeficienty filtru. V prostředí

MATLAB byla filtrace realizována pomocí funkce `filtfilt`, která zabraňuje zpoždění signálu tím, že filtrování probíhá v dopředném i zpětném směru, čímž docílíme srovnání a odstranění případného posunu. Na Obr. 15 je zobrazen surový signál, na Obr. 16 signál po již zmíněné filtraci. Pro ukázkové zobrazení grafů byl vybrán *m. rectus femoris dexter* při pozici dozadu při 6°.

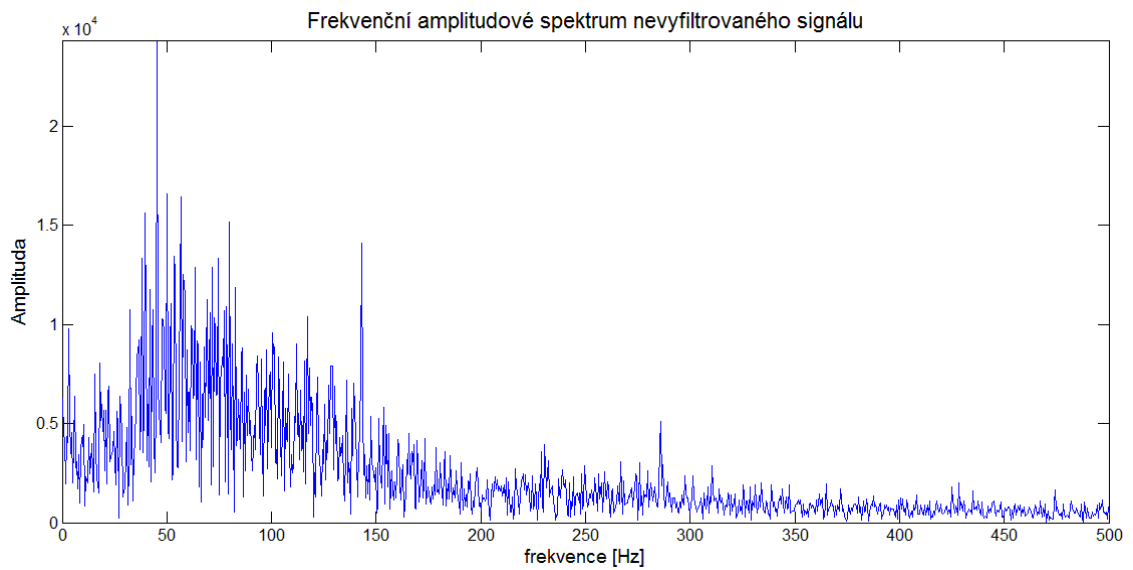


Obr. 15 Surový signál

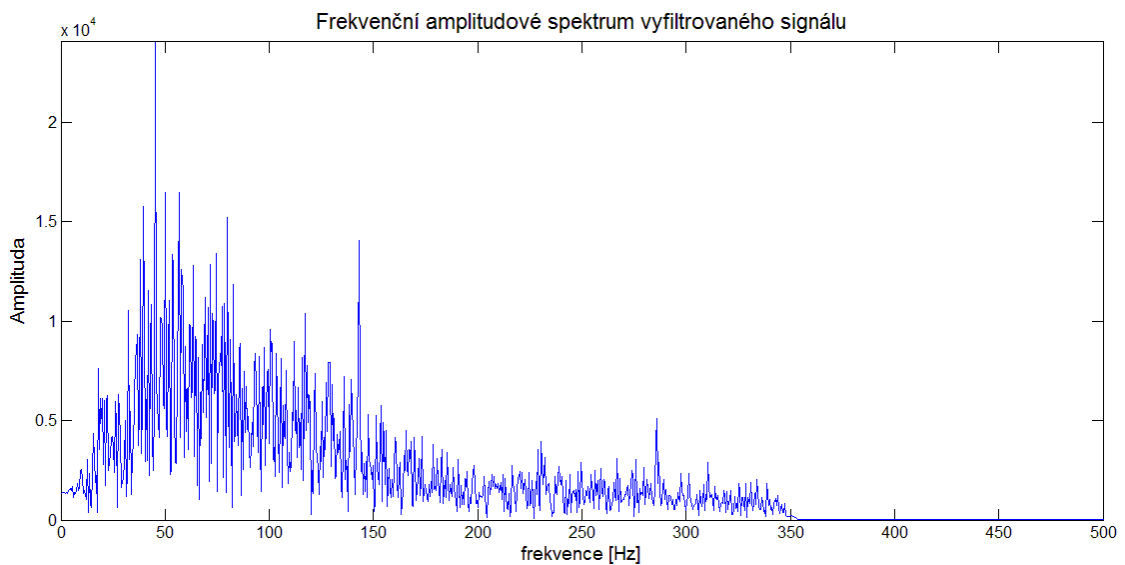


Obr. 16 Vyfiltrovaný signál

Na Obr. 15 a Obr. 16 je signál zobrazen v časovém měřítku. Obr. 17 a Obr. 18 představuje frekvenční amplitudové spektrum surového a vyfiltrovaného signálu. X-ová osa je úmyslně kratší než polovina vzorkovací frekvence, tj. 1 kHz, z důvodu absence zájmových složek a lepšího zobrazení zájmových složek.



Obr. 17 Frekvenční spektrum nevyfiltrovaného signálu



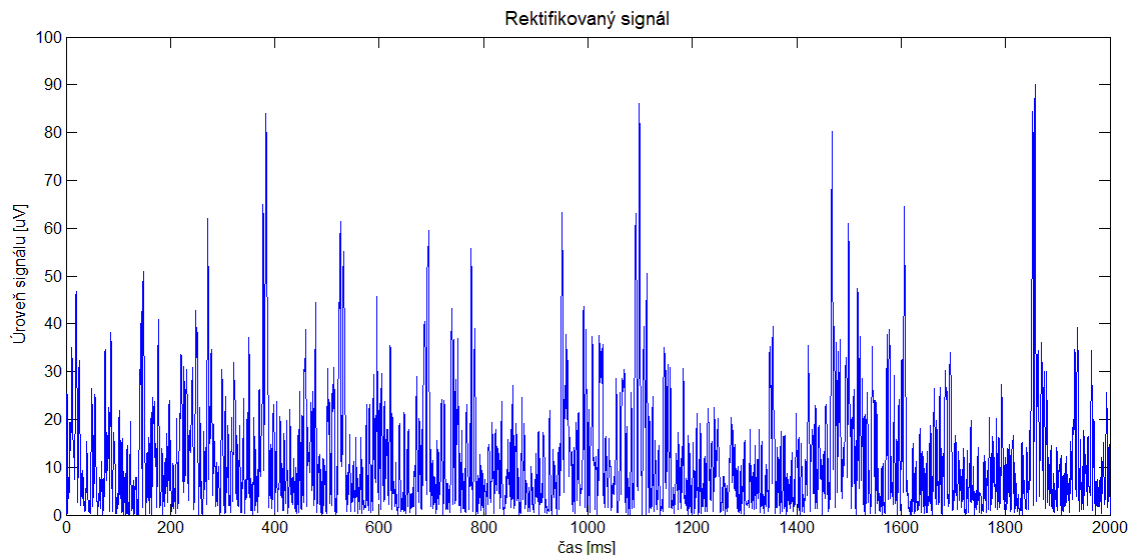
Obr. 18 Frekvenční spektrum vyfiltrovaného signálu

Do naměřených dat proniká ze zdrojů napájení při měření tzv. síťové rušení, což je harmonický signál o frekvenci 50 Hz [27]. Tuto složku je také potřeba odfiltrout. Filtrace je však v tomto případě prováděna automaticky pomocí softwaru v bezdrátovém EMG.

Na 147 Hz a 294 Hz se ve frekvenčním spektru objevila nežádoucí maxima, která odpovídají rušení a byla odstraněna pomocí nulování spektrálních čar. Z frekvenční analýzy byla vyhodnocena maximální složka amplitudového spektra.

6.3 Analýza v čase

Mezi standardní parametry hodnocené v EMG patří průměr, nejvyšší hodnota výchylky a integrovaná plocha pod křivkou. Jak je již zmíněno v kapitole 1.4, nejprve je signál před hodnocením parametrů rektifikován, tj. převeden do absolutní hodnoty příkazem `abs`. Rektifikovaný signál je zobrazen na Obr. 19.



Obr. 19 Rektifikovaný vyfiltrovaný signál

Průměrná hodnota výchylky napětí je jedním z nejdůležitějších parametrů, protože je méně citlivý na rozdíly trvání intervalů analýzy. Nejlépe vystihuje hodnocení statických činností, tudíž je nejlepší pro srovnávací analýzu. K získání průměrné hodnoty bylo nejprve využito příkazu `findpeaks`. Díky těmto maximálním hodnotám jsou pomocí příkazu `mean` vypočteny právě průměrné hodnoty výchylky napětí.

Nejvyšší hodnota amplitudy (peak) je proměnlivým parametrem, proto je vhodnější průměr z prvních peaků (lokálních maxim). Pomocí příkazu `sort` byly setříděny hodnoty výchylek napětí a udělán průměr pomocí příkazu `mean` z prvních 5ti nejvyšších hodnot.

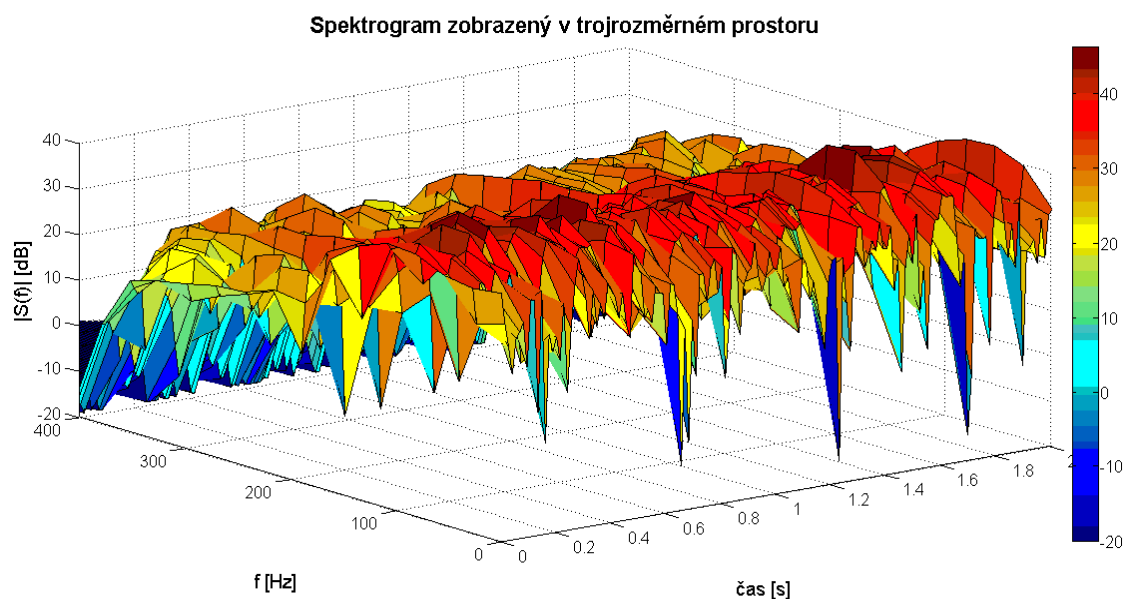
Pro výpočet parametru IEMG, neboli plochy pod křivkou, byl použit příkaz `trapz`. Tento příkaz dá jednu hodnotu, vypočítá integrál v celém vektoru.

Výsledné parametry jsou vypočteny pro každého probanda a rozděleny do příslušných tabulek, zobrazených v příloze. Data jsou do nich automaticky převedena z programovacího prostředí MATLAB.

6.4 Časově-frekvenční analýza

Jak již bylo zmíněno, nástrojem pro časově-frekvenční analýzu je spektrogram. Spektrogram je vykreslen v grafickém prostředí GUI ve 2D a zvláště vykreslen ve 3D, kde si lze spektrogram zobrazit pod požadovanými úhly a lépe tak analyzovat zajímavé oblasti.

Při sestavení spektrogramu je potřeba zvolit vhodnou délku okna N . Při volbě příliš dlouhého okna je ztraceno časové rozlišení, při volbě příliš krátkého okna dochází k zhoršení rozlišení ve frekvenční oblasti. Délka okna byla zvolena na 75 vzorků a posun okna s překrytím 70 vzorků; bylo použito Hanningovo okno. Jak již bylo zmíněno v kapitole 1.4, amplitudou modulu je jas, při volbě colormap gray je spektrogram zobrazen v odstínech šedi. V této práci byla použita volba colormap jet, tudíž je spektrogram zobrazen ve 2D i ve 3D ve spektru barev. 3D spektrogram je zobrazen na Obr. 20. Pomocí funkce insert colorbar je napravo zobrazena škála barev odpovídající hodnotám ve spektrogramech. Po vykreslení je v nabídce tlačítko Rotate 3D, pomocí něhož lze 3D spektrogram prohlížet pod různými úhly.



Obr. 20 Spektrogram zobrazený v 3D

Jelikož je vstupem časově-frekvenční analýzy vyfiltrovaný signál, je frekvenční osa, jak ve 2D tak ve 3D zobrazení, nastavena na zajímavé frekvence (do 400 Hz).

6.5 Zobrazení EMG průběhů a jeho parametrů

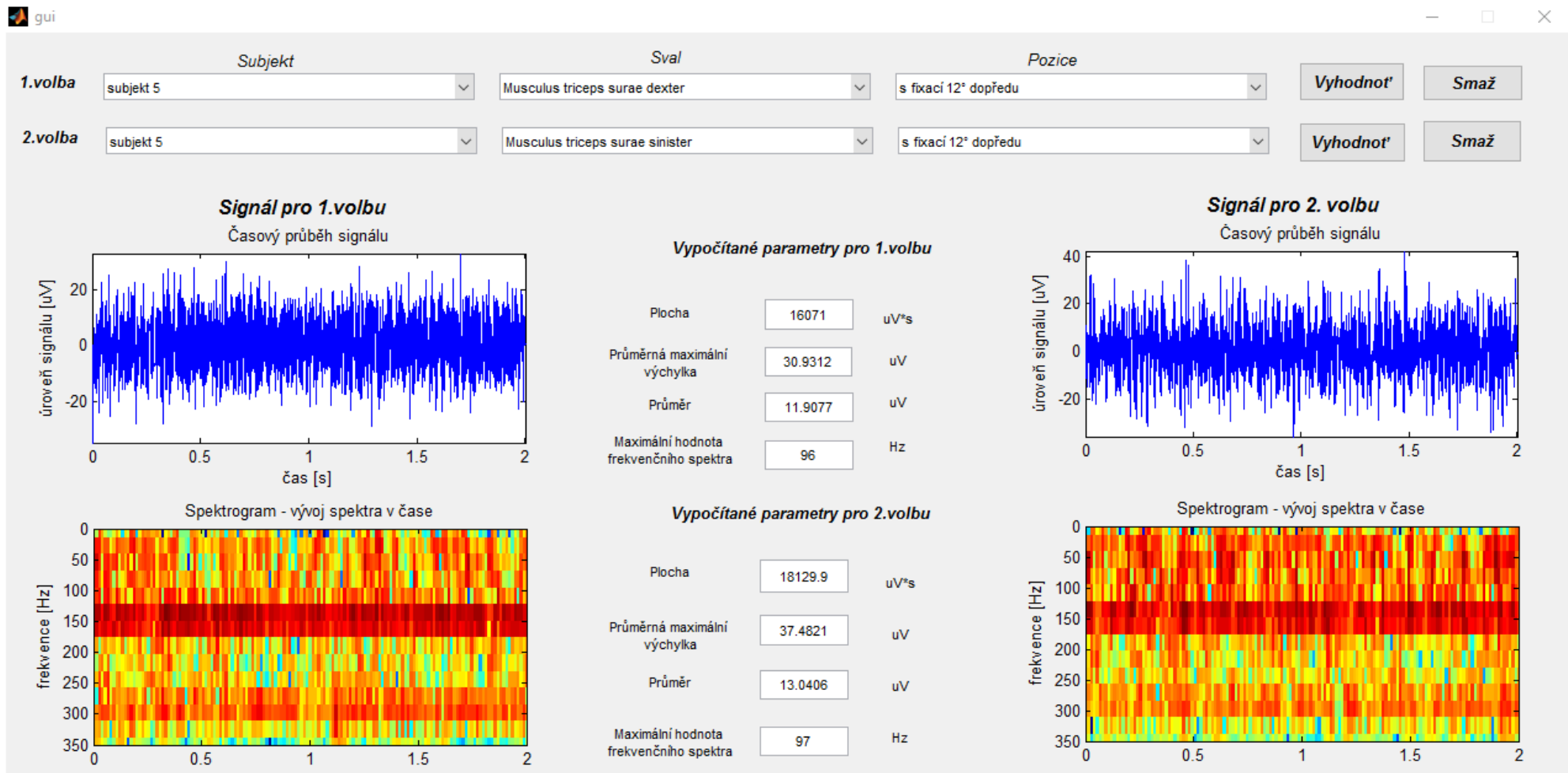
Předchozí popis se týkal funkcí zajišťujících zpracování signálu a výpočet jeho parametrů. Následující část je věnována zobrazení v grafickém uživatelském prostředí GUI (z ang. Graphical User Interface), která je však propojena s již zmiňovanými soubory (nacteni_signalu.m, analyza.m). Celý kód je v elektronické příloze (gui.m). Velkou část kódu tvoří příkazy vygenerované na základě návrhu v návrhovém prostředí GUI, zajišťující správné zobrazení všech prvků v programu. K funkčnosti je kód doplněn o vlastní příkazy k propojení a vyhodnocení požadovaných parametrů. Nejčastějšími objekty, které lze vidět v návrhovém prostředí této práce, jsou *Static Text*, *Edit Text*, *Pop-up Menu*, *Push Button* a *Axis*. *Static Text*, např. Subjekt, Sval, Pozice; je používán nejčastěji jako název uicontrol objektům, *Edit Text* umožňuje vkládat textové řetězce. Je propojen s callbackem a v tomto případě jsou v něm zobrazeny vyhodnocené parametry. *Pop-up menu* obsahuje seznam řetězců, které se v nabídce zobrazují. Pomocí něj si lze z nabídky vybrat typ subjektu, svalů a pozici. *Push Button* (*Vyhodnoť*, *Smaž*) je jednostavové tlačítko, jehož akce se generuje jeho stlačením. Posledním používaným objektem v tomto gui je *Axis* [28].

Po spuštění programu tlačítkem *Run* se uživateli zobrazí vytvořené grafické prostředí. Lze si vybrat kombinace pro 1 nebo 2 volby z výběru subjekt, sval a pozice, ve které se daný subjekt nachází ve vertikalizačním zařízení. Program je spuštěn tlačítkem *Vyhodnoť*, zvlášť pro každou volbu. Zde je nejdůležitější část vlastního kódu. Stiskem tohoto tlačítka jsou načteny a zobrazeny vybrané signály pro danou volbu s popisy. Dále je tímto tlačítkem zahájen výpočet příslušných parametrů uvedené dříve.

Díky možnosti zvolit si ze dvou variant lze u vybraných kombinací porovnávat vyhodnocené parametry či příslušné grafy. Pro každou volbu se jednotlivě vykreslí grafy a vyhodnotí parametry. Na prvním grafu lze vidět zobrazení daného signálu již vyfiltrovaného v čase. Na druhém grafu je tento signál zpracován a zobrazen ve 2D spektrogramu.

Na Obr. 21 jsou zobrazeny dvě volby, přičemž u stejného subjektu ve stejné krajní pozici je navolen *m. triceps surae*, přičemž v první volbě pro pravou stranu a v druhé volbě pro levou stranu. Tímto způsobem lze porovnávat nejrůznější kombinace.

Mimo GUI se po spuštění tlačítka *Vyhodnoť* ve Figure 1 vykreslí pro zadanou kombinaci také surový a vyfiltrovaný signál v časové i frekvenční oblasti, ve Figure 2 je vykreslen příslušný 3D spektrogram. Opět je pro každou volbu tlačítko *Smaž*. Tímto tlačítkem se hodnoty pro Subjekt, Sval a Pozice vrátí do počátečních pozic, vypočtené parametry se smažou stejně jako příslušné grafy



Obr. 21 Vytvořená aplikace v grafickém prostředí MATLAB

7 DISKUZE VÝSLEDKŮ

7.1 Statistický test

Ke statistickému vyhodnocení dat je nezbytné zvolit optimální druh testu podle jejich konkrétního charakteru. Primárně se statistické testy dělí na parametrické a neparametrické.

Předpokladem pro využití parametrických testů je normalita dat, tzn., sledované veličiny odpovídají Gaussovu normálnímu rozdělení. Pokud data odpovídají normálnímu rozložení, může být použit t-test. Pokud však není ověřeno normální rozložení, neparametrickou alternativou t-testu je Wilcoxonův test. Normální rozložení lze určit z příslušných boxplotů. Jelikož u většiny dat není patrné normální rozložení, byl použit právě test neparametrický.

Wilcoxonův test je používán pro hodnocení párových pokusů, porovnává dvě měření provedená u jednoho výběrového souboru. Jeho předpokladem je symetrie rozdělení náhodné veličiny x , z níž pochází náhodný výběr [29],[30].

Nulová hypotéza se týká mediánu rozdělení sledované náhodné veličiny. Spolu s alternativní hypotézou je zapsána v níže uvedené rovnici (4).

$$H_0 : \tilde{x} = x_0 \qquad H_1 : \tilde{x} \neq x_0 \qquad (4)$$

kde H_0 je nulová hypotéza, H_1 je alternativní hypotéza, x_0 je předpokládaná hodnota.

Principem testu je hodnocení, zda je přibližně polovina hodnot menších než předpokládaná hodnota x_0 a přibližně polovina větší než tato hodnota.

Na počátku vyhodnocení je stěžejní určení nulových a alternativních hypotéz. Jelikož jsou zde porovnávány tři náležitosti, je nutné pro každou z nich zvolit hypotézy.

Znění nulových hypotéz:

H_{01} = Na hladině významnosti 95 % lze říct, že rozdíl bez fixace a s fixací při 6° není statisticky významný.

H_{02} = Na hladině významnosti 95 % lze říct, že rozdíl bez fixace a s fixací při 12° není statisticky významný.

H_{03} = Na hladině významnosti 95 % lze říct, že rozdíl mezi pravým a levým svalem není statisticky významný.

Pokud je zamítnuta nulová hypotéza, musí být přijata hypotéza alternativní. Jelikož je statistický test prováděn na hladině významnosti $\alpha = 0,05$, p - hodnota vyšší než je hladina významnosti potvrzuje nulovou hypotézu.

Znění alternativních hypotéz:

H_{11} = Na hladině významnosti 95 % lze říct, že rozdíl bez fixace a s fixací při 6° je statisticky významný.

H_{12} = Na hladině významnosti 95 % lze říct, že rozdíl bez fixace a s fixací při 12° je statisticky významný.

H_{13} = Na hladině významnosti 95 % lze říct, že rozdíl mezi pravým a levým svaelem je statisticky významný.

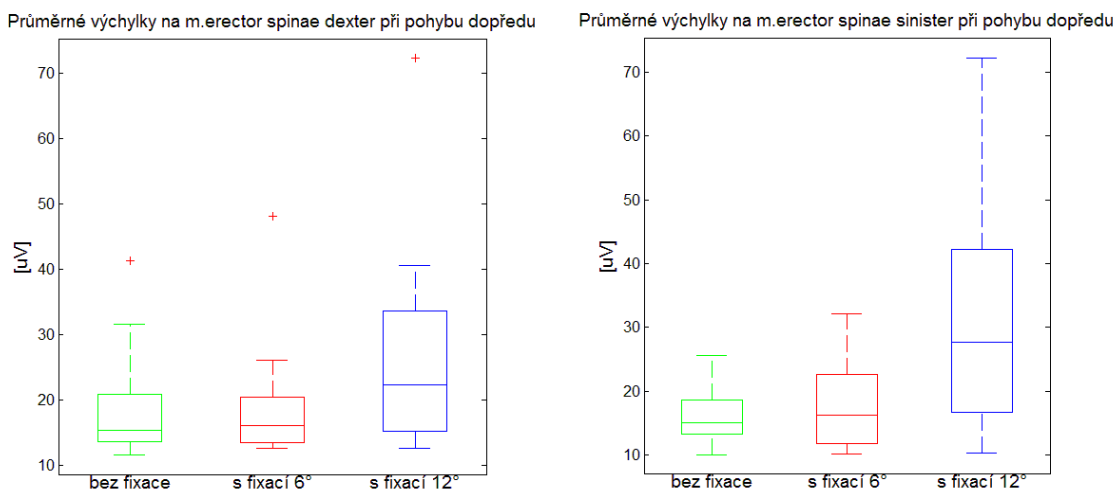
7.2 Hodnocení výsledků na jednotlivých svalech

V této části práce byl zjišťován vliv vertikalizačního zařízení na vybrané skupiny svalů. Vyhodnocené parametry byly z programovacího prostředí MATLAB importovány do programu Excel 2016. Byl vypočten procentuální rozdíl parametru, konkrétně průměrných hodnot výchylek napětí signálu, bez fixace ve vertikalizátoru a s fixací při 6°, rozdíl bez fixace ve vertikalizátoru a s fixací při 12° mezi danými pozicemi u jednotlivých osob. Do hlavního textu jsou vloženy pro názornost tabulky s vyjádřenými rozdíly v procentech u *m. erector spinae dexter* a *sinister* při pohybu dopředu. U dalších svalů a pozic jsou tyto hodnoty slovně komentovány.

Pro jednotlivé svaly byly vytvořeny krabicové grafy (boxploty). Boxploty umožňují posoudit symetrii, variabilitu a existenci odlehlých hodnot, jež jsou zobrazeny červeným křížkem [29]. Na souřadnicích y jsou hodnoty v μV . V titulcích grafů jsou zmíněné průměrné výchylky, čímž je myšleno průměrné výchylky napětí signálu.

Následně byla v programovacím prostředí MATLAB vypočítána a zjištěna statistická významnost mezi pozicemi bez fixace a s fixacemi při 6° a 12°. Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi fixacemi při 6° a 12°, proto toto porovnání již není dále zmiňováno.

7.2.1 *M. erector spinae*



Obr. 22 Průměrné výchylky na *m. erector spinae dexter* a *sinister* při pohybu dopředu

Tab. 8 *M. erector spinae dexter* při pohybu dopředu

subjekt	rozdíl bez fixace a s fixací při náklonu 6° [%]	rozdíl bez fixace a s fixací při náklonu 12° [%]
subjekt 1	20,3	21,7
subjekt 2	22	10
subjekt 3	8,7	55
subjekt 4	3	25,9
subjekt 5	37,7	65,5
subjekt 6	23,5	27,6
subjekt 7	9,2	15,1
subjekt 8	4	2
subjekt 9	34,3	56,3
subjekt 10	35	38,4

U všech subjektů byla nejnižší průměrná hodnota výchylky napětí ve vertikalizátoru bez fixace, s fixací s náklonem 6° se hodnota zvýšila a u fixace u náklonu 12° je hodnota průměrných výchylek napětí nejvyšší. U dvou subjektů (4, 8) je však procentuální nárůst podstatně nižší, než u ostatních osmi, a nevýznamný. Procentuální nárůst lze vidět v Tab. 8.

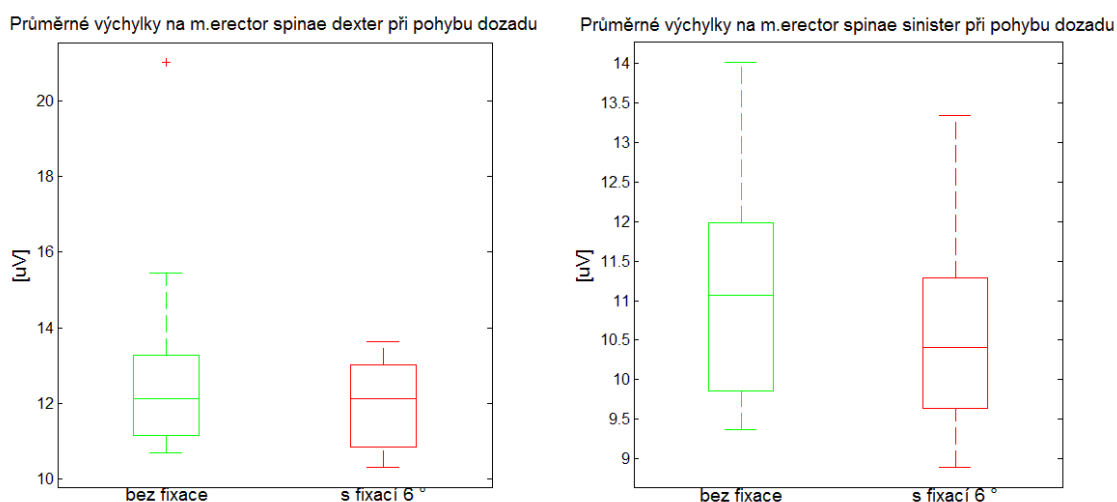
Při srovnání bez fixace a s fixací při 12° byl mezi těmito hodnotami zjištěn statisticky významný rozdíl, konkrétně $p = 0,044$. Na hladině významnosti 95 % byl prokázán statisticky významný rozdíl v pohybu dopředu bez fixace a s fixací.

Tab. 9 *M. erector spinae sinister* při pohybu dopředu

subjekt	rozdíl bez fixace a s fixací při náklonu 6° [%]	rozdíl bez fixace a s fixací při náklonu 12° [%]
subjekt 1	8,7	55
subjekt 2	-20,4	-37,5
subjekt 3	11,4	65
subjekt 4	18	38,8
subjekt 5	21,5	57,3
subjekt 6	10	15,8
subjekt 7	20,2	64,4
subjekt 8	-19,3	-17
subjekt 9	25,6	61,1
subjekt 10	34,6	40,1

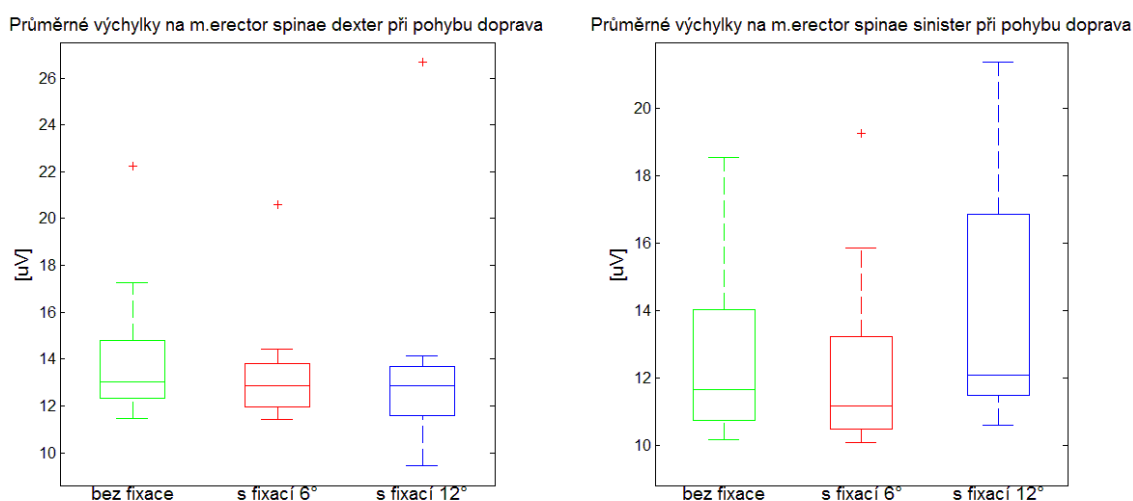
U osmi subjektů byla nejnižší průměrná hodnota výchylky ve vertikalizátoru bez fixace, s fixací s náklonem 6° se hodnota zvýšila a u fixace při náklonu 12° je hodnota nejvyšší. Procentuální rozdíl u jednotlivých subjektů je zobrazen v Tab. 9. Záporná čísla u subjektů 2 a 8 značí, že bez fixace byla při pohybu dopředu vykonávána větší svalová aktivita než s fixací při 6° či 12°.

Při provedení statistického testu se prokázal významný rozdíl mezi hodnotami bez fixace a s fixací při 12° ($p = 0,0137$). Rozdíl mezi pravou a levou stranou nebyl prokázán ($p = 0,4922$).



Obr. 23 Průměrné výchylky na *m. erector spinae dexter* a *sinister* při pohybu dozadu

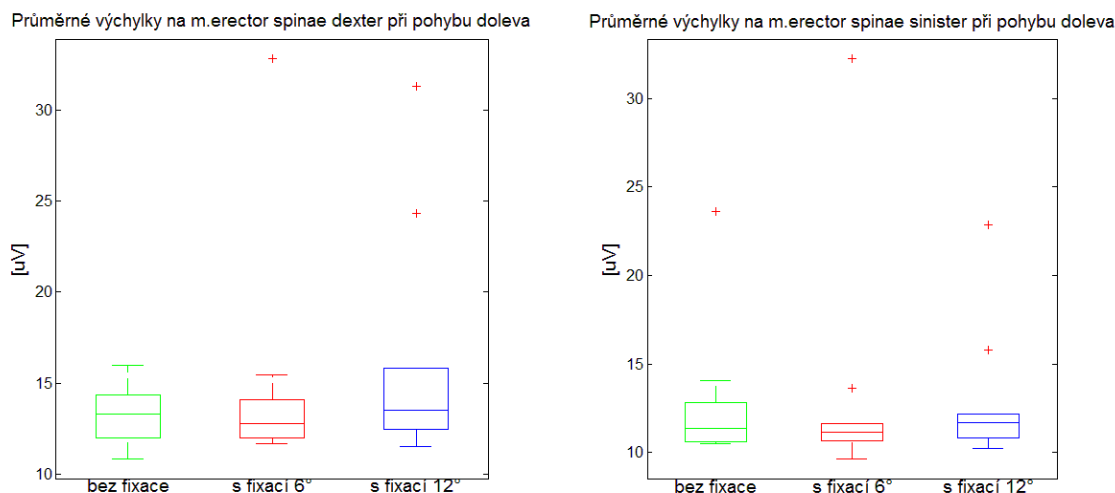
U osmi subjektů je sledováno na *m. erector spinae dexter* snížení svalové aktivity v porovnání bez fixace a s fixací při pohybu dozadu, což je patrné i na Obr. 23. Snížení svalové aktivity bylo o 0,6 - 54 % na pravé straně, na levé o 2,5 - 44 %. U dvou subjektů se zvýšila aktivita, a to na pravé straně o 1,2 % a 16,5 %, na levé straně o 6 % a 17 %. Tento fakt dokazuje, že při fixaci a zvýšení náklonu o 6° při pohybu dozadu subjekty tento sval zapojovaly méně v porovnání s pohybem bez fixace, avšak statisticky nevýznamně na pravé ($p = 0,1055$) i levé straně svalu ($p = 0,2324$). Subjekty, u nichž bylo prokázáno velké procentuální snížení o více než 30 % při pohybu s fixací při 6° oproti pohybu bez fixace, se v této poloze pravděpodobně opřely o vertikalizátor a sval tudíž vykonal menší aktivitu než při pohybu dozadu bez fixace. V této poloze nebyl zjištěn významný rozdíl mezi parametry získanými bez fixace a s fixací při náklonu 6°.



Obr. 24 Průměrné výchylky na *m. erector spinae dexter* a *sinister* při pohybu doprava

Při pohybech doprava nejsou na Obr. 24 pozorovatelné výrazné změny při srovnání hodnot průměrných výchylek bez fixace, s fixací při 6° a 12°, to jak na pravé, tak i levé straně.

U pěti subjektů je sledována vyšší hodnota parametru bez fixace, než s fixacemi. Procentuální rozdíly parametrů u subjektů při srovnání bez fixace a s fixací při 6° jsou pro pravou stranu při pohybu doprava v rozmezí 0,3 - 9,84 %. Při srovnání bez fixace a s fixací při 12° je procentuální rozdíl hodnot pro pravou stranu v rozmezí 0,06 - 25 %, pro levou stranu 3,5 - 22 % a 3 - 35 %. Statisticky významný rozdíl průměrných výchylek napětí lze sledovat mezi pravou a levou stranou při pohybu doprava ($p = 0,0137$), přičemž pravá strana má vyšší hodnoty průměrných výchylek.



Obr. 25 Průměrné výchylky na *m. erector spinae dexter* a *sinister* při pohybu doleva

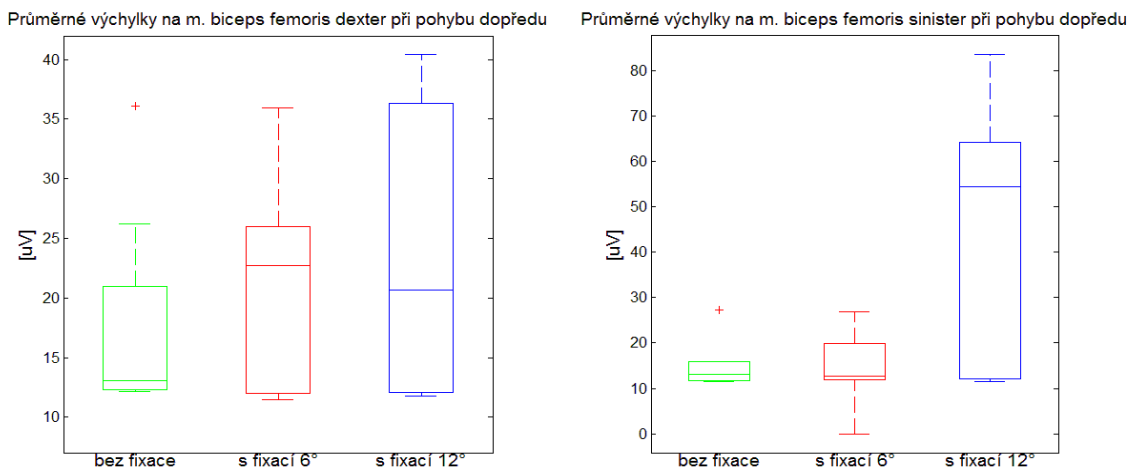
Při pohybu doleva je pro pravou stranu u subjektů vypočten procentuální rozdíl vypočteného parametru bez fixace a s fixací při náklonu 6° 2,7 - 22 %, s fixací při náklonu 12° v rozmezí 2 - 20 %. Srovnáním procentuálních rozdílů hodnot mezi parametry jsou tyto rozdíly méně výrazné než při jiných krajních pozicích. Stejně jako u pohybu doprava je statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou stranou ($p = 0,002$).

M. erector spinae měl největší hodnoty průměrných výchylek napětí u osmi probandů při pohybech dopředu, konkrétně při pohybu dopředu při nastavení vertikalizátoru na úhel 12°, a to na pravé i levé straně. Statistickým testem bylo zjištěno, že na hladině významnosti 95 % byl prokázán rozdíl hodnot bez fixace a s fixací při nastavení vertikalizátoru na úhel 12° u pohybu dopředu. U ostatních pohybů se neprokázal statisticky významný rozdíl mezi průměrnými výchylkami napětí tohoto svalu bez fixací a s fixacemi při 6° a 12°. Byl však zjištěn statisticky významný rozdíl mezi hodnotami na pravé a levé straně svalu při pohybech doprava a doleva. Při srovnání hodnot na pravé a levé straně je hodnota u 7 subjektů vyšší na pravé straně, rozdíl mezi hodnotami na stranách se liší o 7,4 % - 18,6 %.

Tento výsledek potvrzuje teorii uvedenou v kapitole 4. 5 (viz výše). Konkrétně se *m. erector spinae* zapojuje především při stoji, tj. při vzpřímení zad, a také při pohybu dopředu. U poloh dozadu, doprava a doleva se také měnila hodnota průměrné výchylky napětí signálu, nicméně ne statisticky významně. Posouzení vlivu tohoto svalu při stoji je uvedeno dále v kapitole 7.3.

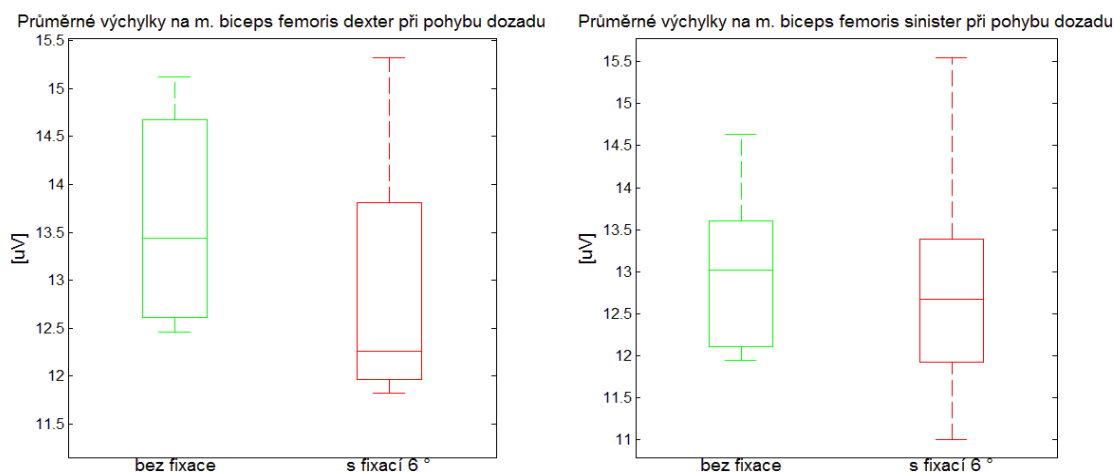
7.2.2 *M. biceps femoris*

U sedmi subjektů je sledováno navýšení hodnot průměrné výchylky napětí ve srovnání bez fixace ve vertikalizátoru a s fixacemi při nastavení vertikalizátoru na úhel 6° i 12°, u zbylých tří subjektů je pozorován pokles. Procentuální nárůst hodnot u srovnání bez fixace a s fixací při 6° pro pravou stranu je 5 - 53 %, s fixací při 12° 5 - 59 %. Pro levou je to zvýšení v rozmezí 9 - 43 % a 4 - 50 %.



Obr. 26 Průměrné výchylky na *m. biceps femoris dexter* a *sinister* při pohybu dopředu

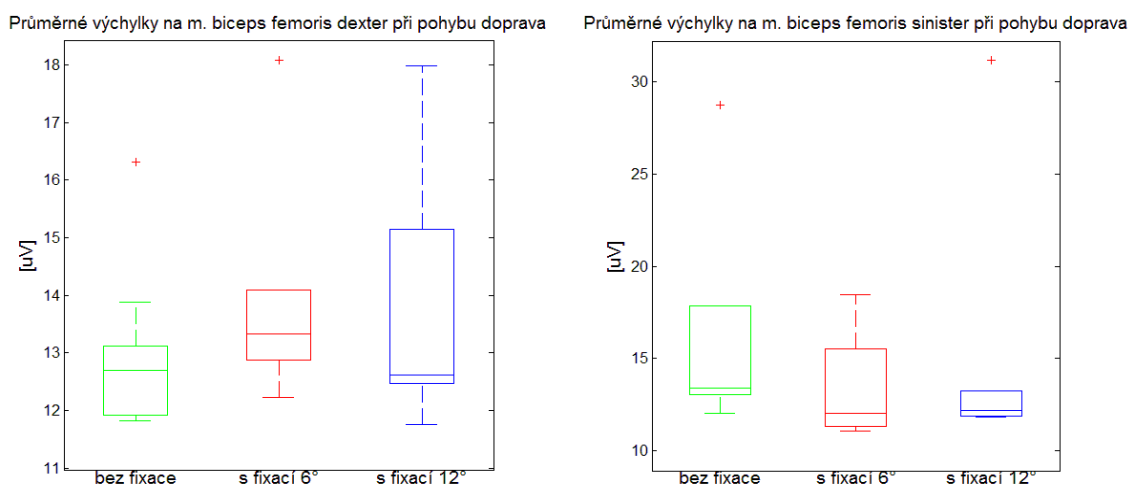
Ačkoli na pravé straně (viz Obr. 26) je patrný nárůst průměrné hodnoty výchylky, tento rozdíl není statisticky významný (při srovnání bez fixace a s fixací při 6° $p = 0,6953$, při srovnání bez fixace a s fixací při 12° $p = 0,4922$). Na levé straně je pozorován statisticky významný rozdíl při srovnání průměrných hodnot výchylek bez fixace a s fixací při 12° ($p = 0,0098$), opět na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Rozdílné hodnoty mezi pravým a levým svalem jsou statisticky nevýznamné ($p = 0,1602$).



Obr. 27 Průměrné výchylky na *m. biceps femoris dexter* a *sinister* při pohybu dozadu

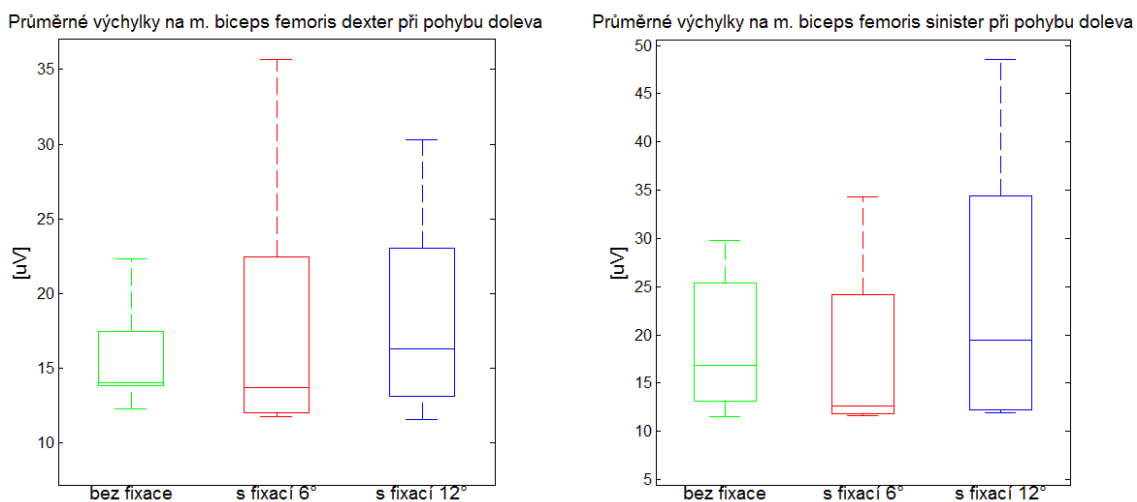
Jak lze vidět na Obr. 27, hodnoty bez fixace a s fixací při 6° ve vertikalizátoru jsou odlišné. U šesti subjektů došlo ke snížení hodnot při posuzování pohybu bez fixace a s fixací na pravé straně o 3 - 27 %, na levé o 1 - 10 %. U zbývajících čtyř subjektů došlo ke zvýšení průměrné hodnoty výchylky napětí bez fixace a s fixací o 4 - 52 % na pravé straně a 3 - 35 % na straně levé.

Na základě statistického testu bylo zjištěno, že zde není statisticky významný rozdíl mezi průměrnými výchylkami napětí bez fixace a s fixací při 6° ($p = 0,127$), nebyl prokázán ani statisticky významný rozdíl u hodnot mezi pravou a levou stranou ($p = 0,7695$).



Obr. 28 Průměrné výchylky na m. biceps femoris dexter a sinister při pohybu doprava

Na Obr. 28 není na první pohled sledován významný rozdíl mezi průměrnými výchylkami napětí bez fixace a s fixací při 6° a 12°. U šesti subjektů docházelo ke snížení svalové aktivity na pravé i levé straně. Na pravé straně hodnota parametru klesla ve srovnání bez fixace a s fixací při 6° o 1 - 18 %, s fixací při 12° o 3 - 21 %, na levé straně o 5 - 45 % a 2 - 55 %. Ačkoli je patrné, že větší svalová aktivita je na levé straně, což značí, že sval musel při stejném pohybu vykonat větší aktivitu, není zde zjištěn statisticky významný rozdíl ($p = 0,2754$). Rozdíly vypočteného parametru bez fixace a s fixacemi nebyly pozorovány, podobně jako rozdíly mezi pravou a levou stranou.



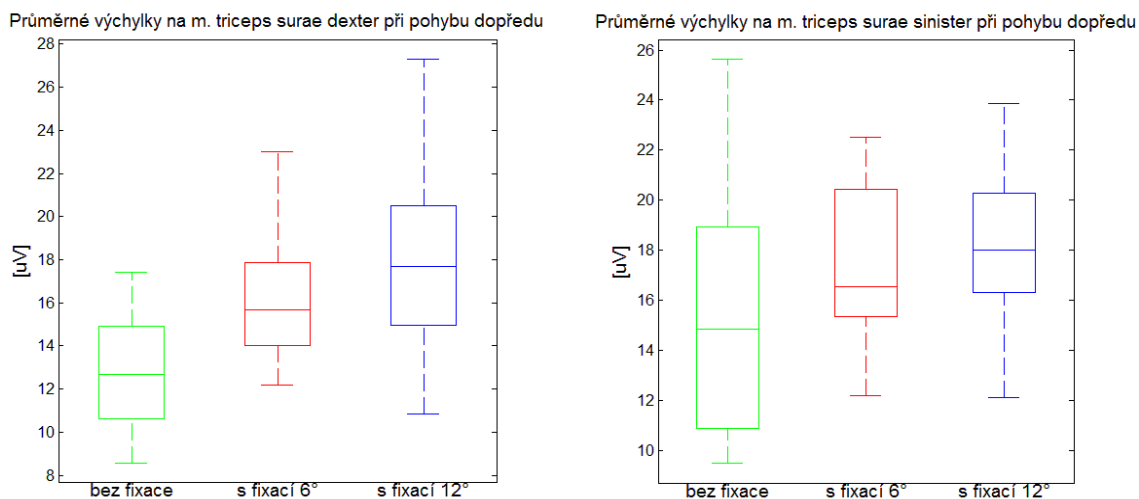
Obr. 29 Průměrné výchylky na *m. biceps femoris dexter* a *sinister* při pohybu doleva

Stejně jako u pohybu doprava i zde u Obr. 29 nelze s jistotou posoudit rozdíl mezi hodnotami průměrných výchylek napětí bez fixace a s fixacemi při 6° a 12°. Podle statistického testu nebyl prokázán rozdíl mezi hodnotami na pravé ani na levé straně, z čehož vyplývá, že není statistický rozdíl mezi hodnotami bez fixace a s fixacemi při nastavení BT na 6° a 12°. U pěti probandů je sledován na pravé i levé straně mírný pokles mezi průměrnými výchylkami napětí při použití fixace probanda nepřekračující 30 %, u zbylých pěti je sledován mírný nárůst. Opět lze zhodnotit, že hodnoty na levé straně svalu jsou vyšší, než na pravé straně, avšak statisticky nevýznamně ($p = 0,5566$).

M. biceps femoris se z prováděných pohybů nejvíce podílel na pohybu dopředu u sedmi probandů. S fixací a zvyšujícím se úhlem nastavení BT se zvyšovala svalová aktivita hodnocená pomocí parametru průměrné hodnoty výchylky. Sval se tedy více zapojoval s vyšším úhlem náklonu, což potvrdil i statistický test na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Ze všech měřených svalů byly právě na tomto svalu naměřeny nejvyšší hodnoty průměrných výchylek napětí při pohybech dopředu, druhým nejvíce zapojovaným svalem při pohybech dopředu byl *m. erector spinae*. U dvou subjektů při náklonu dopředu je hodnota při 12° nižší, než při nastavení úhlu 6°. Tento fakt mohl být zapříčiněn tím, že se subjekty při větším náklonu opřely v krajní poloze a nezapojily větší mírou tento sval.

7.2.3 *M. triceps surae*

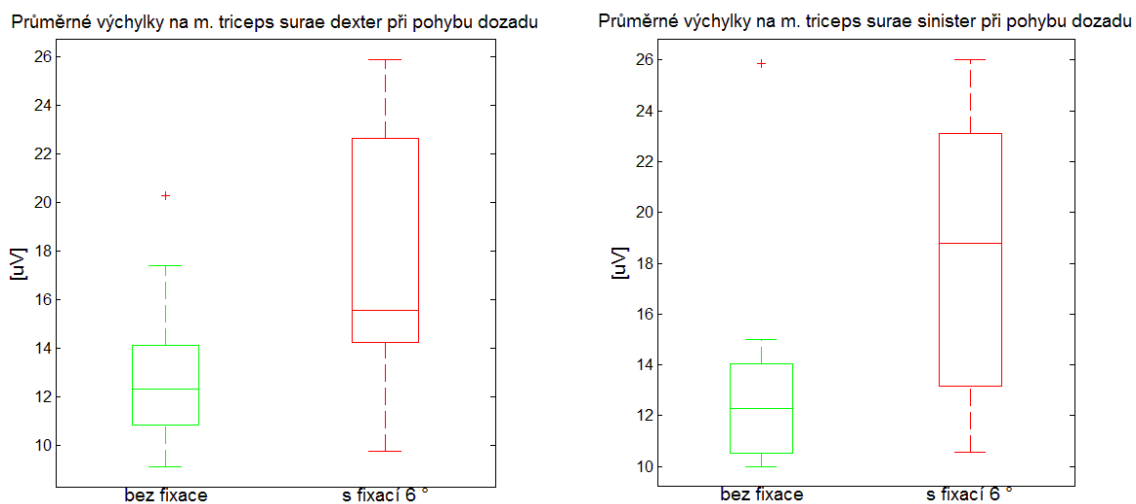
Podle Obr. 30 lze usoudit, že s fixací a rostoucím úhlem se zvyšuje průměrná hodnota výchylky napětí signálu, a to od 10 μV do 26 μV . U osmi subjektů je tento trend narůstání hodnot bez fixace a s fixací při 6° patrný o 12 - 45 %. Při srovnání hodnot bez fixace a s fixací 12° se u devíti subjektů zvýší průměrná hodnota výchylky o 12 - 85 %.



Obr. 30 Průměrné výchylky na *m. triceps surae dexter* a *sinister* při pohybu dopředu

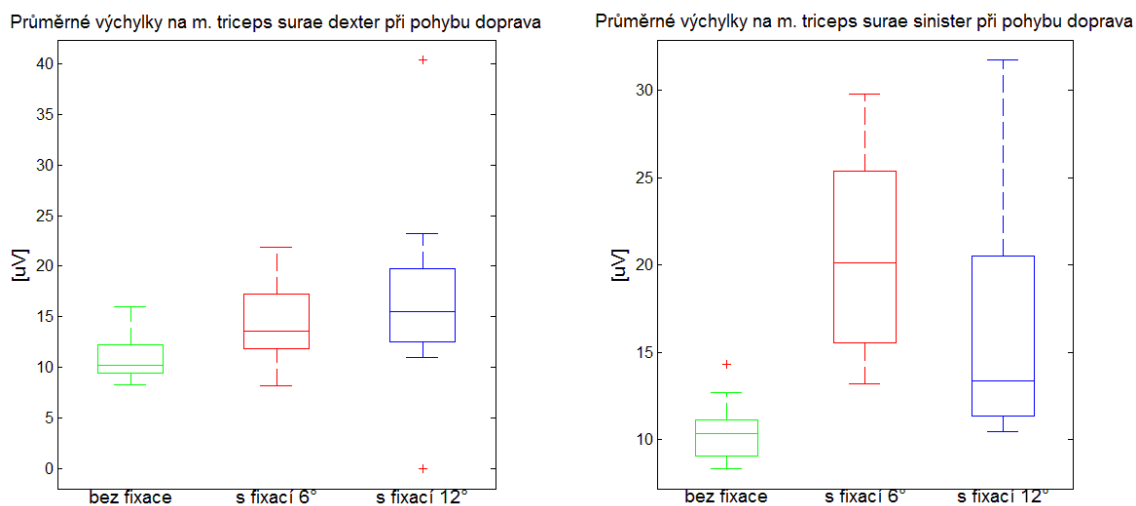
Rozdíl je statisticky významný jak při srovnání průměrných výchylek napětí bez fixace a s fixací při 6° ($p = 0,0488$), tak i s fixací při 12° ($p = 0,0039$). I zde lze sledovat statisticky významný rozdíl hodnot průměrných výchylek napětí mezi pravým a levým svalem ($p = 0,0137$), přičemž levý sval má vyšší hodnotu průměrné výchylky napětí. Při srovnání pravé a levé strany vyšší hodnota značí, že sval se musí při stejném úkonu více zapojit než sval na druhé straně.

Při pohledu na Obr. 31 je patrné, že s fixací dochází k větší svalové aktivitě. K nárůstu hodnot u výše zmiňovaného parametru dochází u devíti probandů, konkrétně o 15 - 58 % pro pravou a o 33,7 - 56,7 % pro levou stranu. Zde lze opět sledovat statisticky významný vliv mezi hodnotami průměrných výchylek bez fixace probanda v BT a s fixací při 6° ($p = 0,044$). Při srovnání hodnot pravého a levého svalu bylo dokázáno, že mezi svaly není významný rozdíl průměrných hodnot výchylky napětí ($p = 0,4316$).



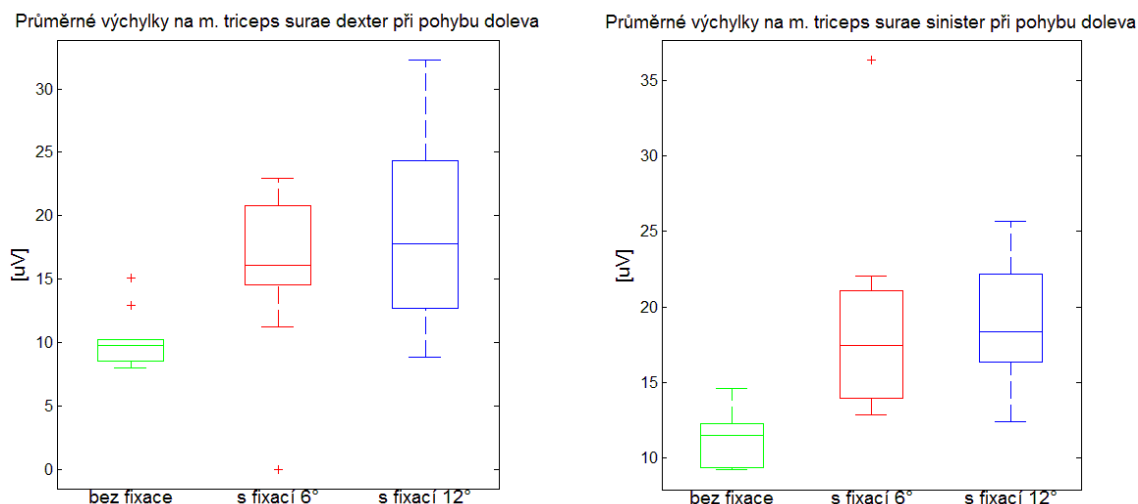
Obr. 31 Průměrné výchylky na *m. triceps surae dexter* a *sinister* při pohybu dozadu

Na Obr. 32 jsou pozorovány statisticky významné rozdíly mezi parametrem bez fixace a s fixacemi v BT. Pro případ srovnání bez fixace a s fixací 6° je procentuální rozdíl v rozmezí 4 - 53,7 % ($p = 0,0195$), s fixací 12° je tento rozdíl 20-49 % ($p = 0,0488$) pro pravou stranu, u levé strany bez fixace a s fixací 6° 8-61 % ($p = 0,002$) a s fixací 12° 16-83 % ($p = 0,0059$). Jako u výše zmíněné polohy dopředu, i zde je sledován statisticky významný rozdíl mezi hodnotami na pravé a levé straně při nastavení BT na 6° ($p = 0,0137$).



Obr. 32 Průměrné výchylky na *m. triceps surae dexter* a *sinister* při pohybu doprava

Použitím statistického testu byly zamítnuty všechny nulové hypotézy a tudíž přijaty všechny alternativní hypotézy. Při výkonu pohybu bez fixace i s fixacemi byl mezi hodnotami zjištěn statisticky významný rozdíl. Konkrétní hodnoty p jsou zmíněny výše.



Obr. 33 Průměrné výchylky na *m. triceps surae dexter* a *sinister* při pohybu doleva

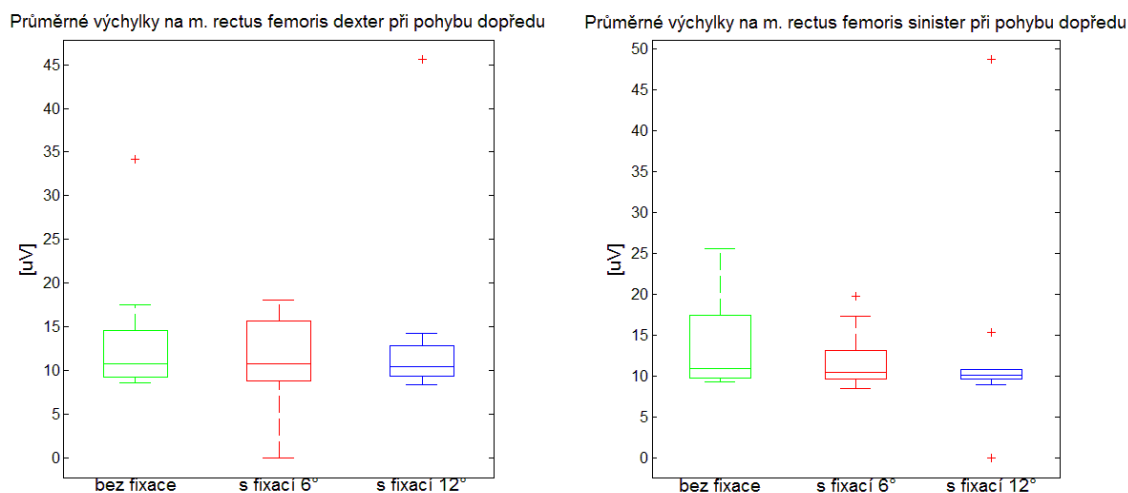
Na Obr. 33 sledujeme podobný vzestupný trend jako u Obr. 32. U všech probandů sledujeme nárůst - pro případ srovnání bez fixace a s fixací 6° je procentuální nárůst v rozmezí 14-63 % ($p = 0,0371$), s fixací 12° je tento rozdíl 9 - 65 % ($p = 0,002$) pro pravou stranu, u levé strany bez fixace a s fixací 6° 9 - 59 % ($p = 0,039$) a s fixací 12° 12 - 80 % ($p = 0,002$). Jako u výše zmíněné polohy doprava je zde již není sledován statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou stranou při pohybu při 6° ($p = 0,2754$). Nejvyšší hodnoty pro průměrné výchylky napětí jsou u všech subjektů při pohybu dopředu.

Byl zjištěn také statisticky významný rozdíl na *m. triceps surae* při náklonu doprava a doleva. Lze tedy popřít nulovou hypotézu, která říká, že není rozdíl mezi hodnotami bez fixace a s fixací při 6° a 12°. Přijímáme alternativní hypotézu a to, že zde je statisticky významný rozdíl mezi hodnotami bez fixace a s fixacemi při nastavení vertikalizátoru na 6° a 12° na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Při srovnání hodnot na pravé a levé straně u pohybu doprava je také prokázán významný rozdíl.

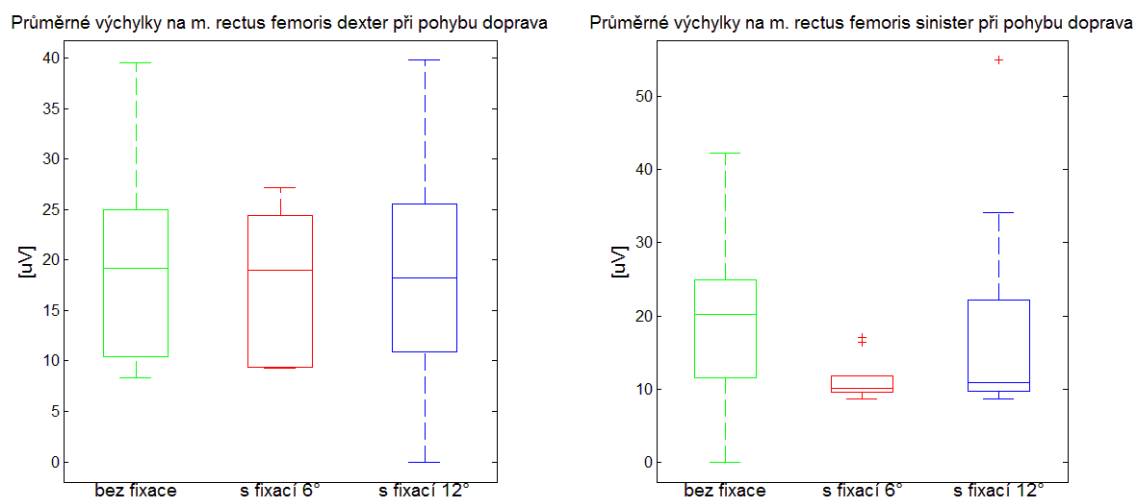
Opět byl potvrzen předpoklad z teorie. Sval se nejvíce podílí na stoji a na pohybu vykročování (což můžeme v tomto případě vztáhnout na pohyb dopředu). Navíc byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi hodnotami parametru při pohybech doprava a doleva a mezi pravou, levou stranou.

7.2.4 *M. rectus femoris*

U tohoto svalu jsou znázorněny ukázkově dvě kombinace pohybů (konkrétně dopředu a doprava). Zbylé dva pohyby vykazovaly pouze nevýznamné grafické změny, u všech čtyř pohybů je zobrazen stejný trend, jako u Obr. 34 a Obr. 35. Pro všechny pozice byly přijaty nulové hypotézy, a tudíž nebyl prokázán významný rozdíl mezi průměrnými výchylkami u pohybů bez fixace a s fixacemi.



Obr. 34 Průměrné výchylky na *m. rectus femoris dexter* a *sinister* při pohybu dopředu

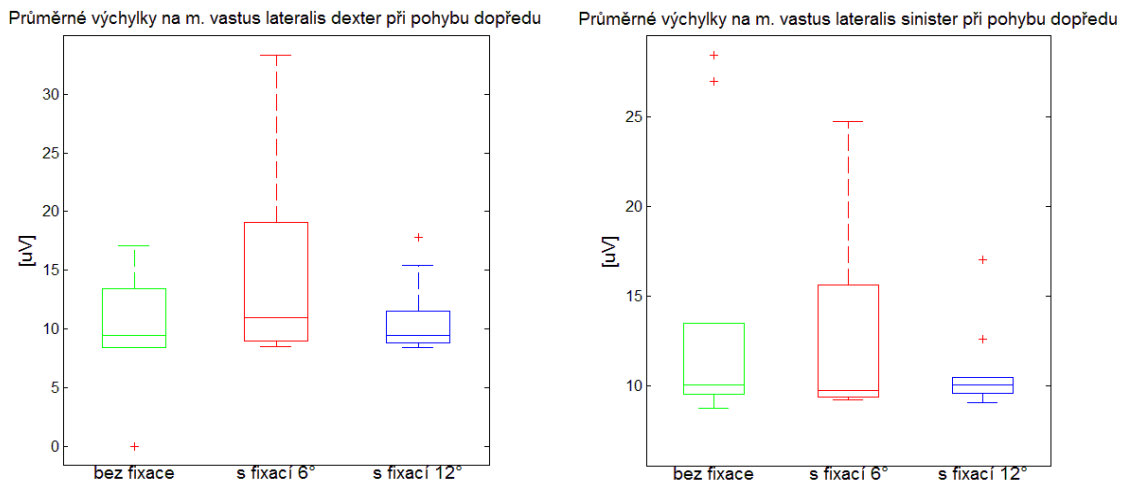


Obr. 35 Průměrné výchylky na *m. rectus femoris dexter* a *sinister* při pohybu doprava

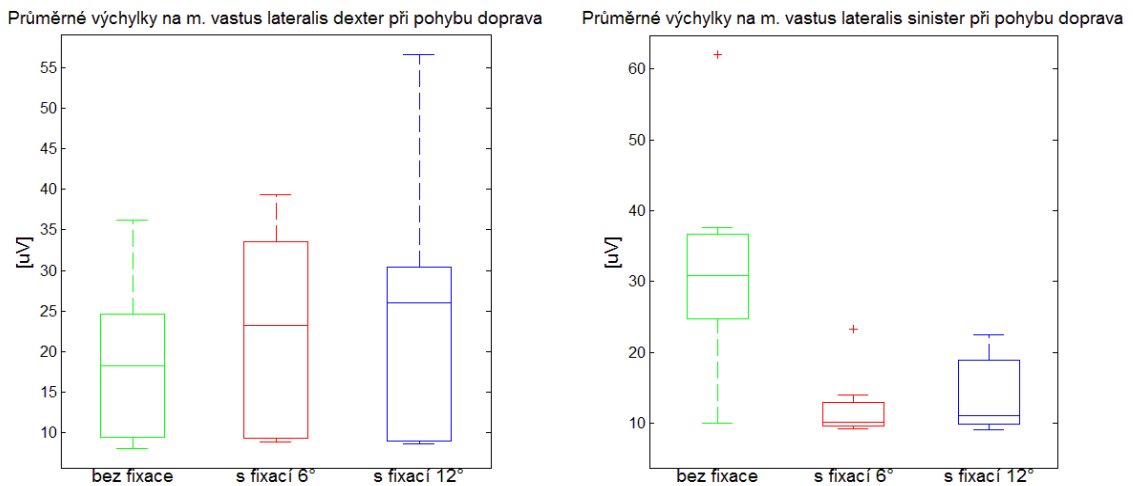
Přímý stehenní sval (*m. rectus femoris*) především extenduje koleno a ohýbá jej v kyčli. Slouží tedy hlavně při chůzi. Přítomnost ve vertikalizátoru bez fixace a s fixací při nastavení úhlu na 6° a 12° nemá významný vliv na průměrné hodnoty výchylek na tomto svalu.

7.2.5 *M. vastus lateralis*

Obdobně jako v podkapitole 7.2.4 jsou zde vyobrazeny pouze dva vykonávané pohyby. Grafické vyjádření pomocí boxplotů u pohybu dozadu i doleva prokazuje stejný trend jako u pohybu dopředu zobrazeného na Obr. 36. U pohybů dopředu, dozadu a doleva nebyl prokázán rozdíl svalové aktivity bez fixace či s fixacemi.



Obr. 36 Průměrné výchylky na *m. vastus lateralis dexter* a *sinister* při pohybu dopředu

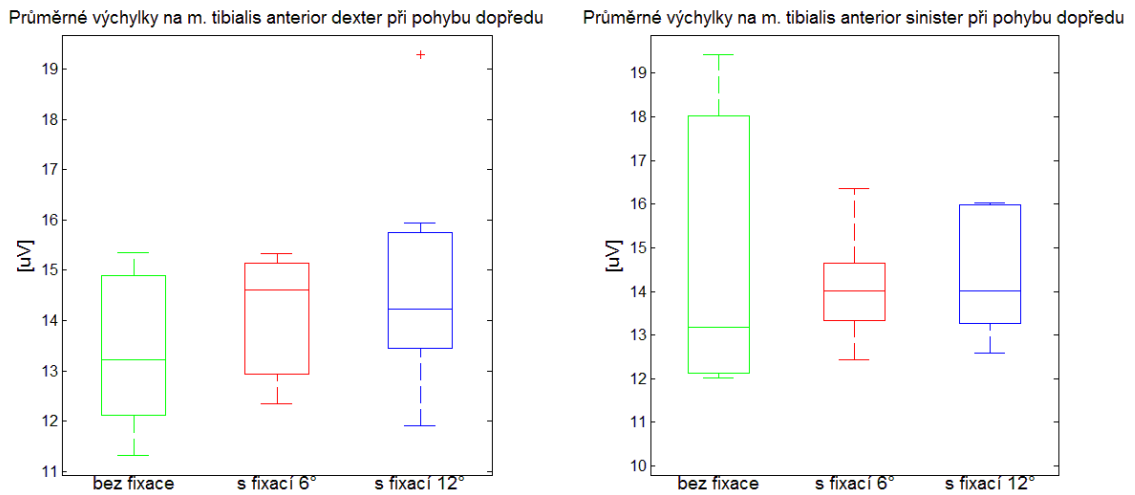


Obr. 37 Průměrné výchylky na *m. vastus lateralis dexter* a *sinister* při pohybu doprava

Statisticky významný rozdíl mezi hodnotami průměrných výchylek napětí bez fixace a s fixací při 6° ($p = 0,0488$) a 12° ($p = 0,0039$) je pouze u pohybu doprava, viz Obr. 37. Rozdíl mezi hodnotami je sledován také při srovnání pravé a levé strany ($p = 0,0137$). Velký boční sval (*m. vastus lateralis*) je jednou z hlav čtyřhlavého stehenního svalu, stejně jako výše zmíněný přímý sval stehenní. U tohoto svalu je sledován rozdílný vliv průměrných výchylek napětí pouze u pohybu doprava.

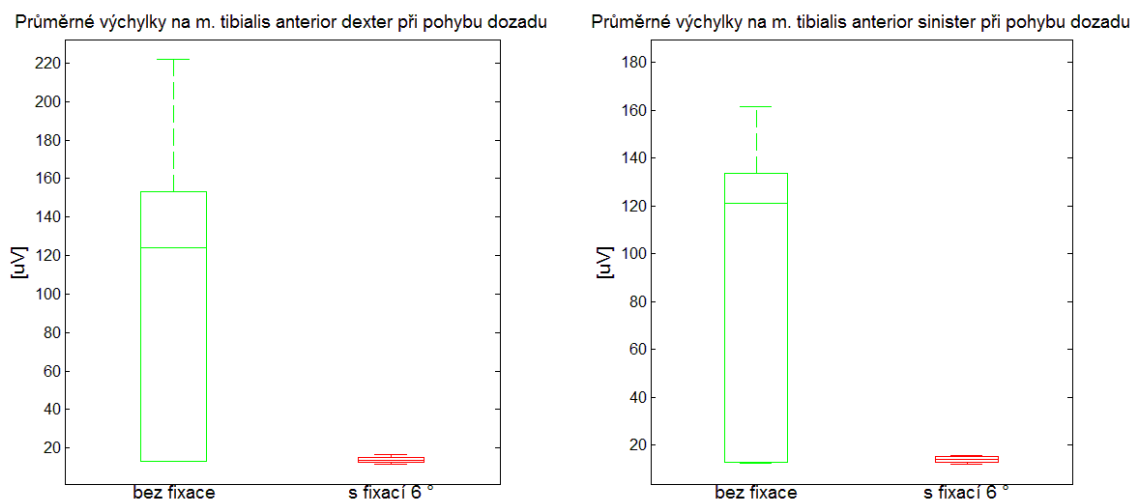
7.2.6 *M. tibialis anterior*

Na Obr. 38 nalevo lze vidět opět vzestupný trend při fixacích. Při srovnání hodnot bez fixace a s fixací při nastavení vertikalizátoru na 12° lze pozorovat statisticky významný rozdíl průměrných výchylek napětí ($p = 0,0039$). Procentuální nárůst je sledován u sedmi subjektů na pravé straně, procentuální rozdíl mezi hodnotami bez fixace a s fixací při 6° je v rozmezí 2 - 15 %, bez fixace a s fixací při 12° je 3 - 28 %. U zbylých tří subjektů je sledován mírný procentuální pokles při fixacích do 5 %. Na levé straně je opět u sedmi subjektů sledován procentuální nárůst průměrné výchylky napětí o 2 - 18 % a o 6 - 30 %. Na levé straně však není sledován statisticky významný rozdíl ($p = 0,8457$), ($p = 0,24$).



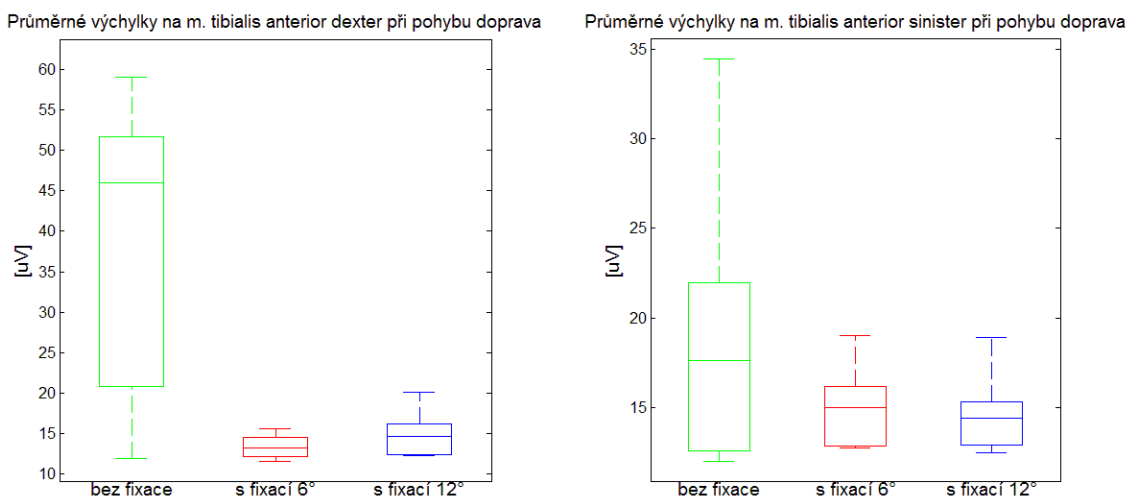
Obr. 38 Průměrné výchylky na *m. tibialis anterior dexter* a *sinister* při pohybu dopředu

Rozdíly hodnot průměrných výchylek napětí mezi pravou a levou stranou jsou zde také statisticky nevýznamné ($p = 0,8984$).



Obr. 39 Průměrné výchylky na *m. tibialis anterior dexter* a *sinister* při pohybu dozadu

Na Obr. 39 jsou graficky vidět podstatně větší hodnoty průměrných výchylek napětí bez fixace, nežli s fixací při 6°, konkrétně u sedmi subjektů. U hodnot na pravé i levé straně je prokázán statisticky významný rozdíl (pravá strana: $p = 0,0273$, levá strana: $p = 0,0273$). U tří subjektů je průměrná hodnota výchylky 15 μV , tj. přibližně stejná, jako při stoje. U zmiňovaných tří subjektů došlo k tomu, že se při náklonu dozadu mohly opřít celou vahou o vertikalizátor, nebo při náklonu dozadu spoléhaly na svaly na zádech a stehnech (tj. *m. erector spinae*, *m. rectus femoris* a *m. vastus lateralis*).



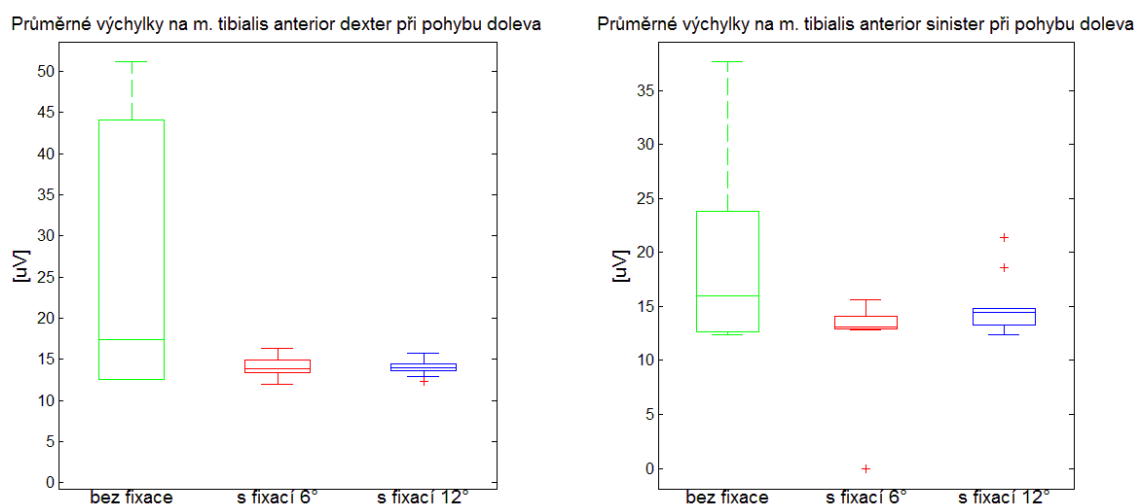
Obr. 40 Průměrné výchylky na *m. tibialis anterior dexter* a *sinister* při pohybu doprava

Grafické znázornění pomocí boxplotů je zobrazeno na Obr. 40. U pohybu doprava dochází na pravé straně svalu u šesti subjektů ke snížení průměrné hodnoty výchylky

napětí o 4 – 59 % (bez fixace a s fixací při 6°) a o 21 – 41 % (bez fixace a s fixací při 12°), na levé straně o 4 – 14 % (bez fixace a s fixací při 6°) a o 6 – 62 % (bez fixace a s fixací při 12°).

U zbylých čtyř subjektů byl sledován rozdíl průměrných výchylek napětí při vykonávaném pohybu bez fixace a s fixací, přičemž hodnoty bez fixace byly vyšší o 2 - 8 % (bez fixace a s fixací při 6°) a o 6 – 44 % (bez fixace a s fixací při 12°) pro pravou stranu, pro levou stranu o 6 – 17 % (bez fixace a s fixací při 6°) a o 10 – 59 % (bez fixace a s fixací při 12°).

Byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi hodnotami parametru na pravém svalu bez fixace a s fixací při nastavení BT na 6° ($p = 0,0039$) i 12° ($p = 0,0098$). Rozdíl hodnot průměrných výchylek napětí mezi pravou a levou stranou je také statisticky významný ($p = 0,0098$).



Obr. 41 Průměrné výchylky na *m. tibialis anterior dexter* a *sinister* při pohybu doleva

Na Obr. 41 lze pozorovat nejvyšší hodnotu svalové aktivity bez fixace ve vertikalizátoru, podstatně nižší hodnoty aktivity jsou pozorovány při fixaci při 6° a 12°. Při srovnání hodnot průměrných výchylek napětí je na levém svalu bez fixace a s fixací při 6° statisticky významný rozdíl ($p = 0,0488$). Při hodnotách na pravém svalu byla potvrzena nulová hypotéza a to, že rozdíl bez fixace a s fixací nemá vliv na svalovou aktivitu *m. tibialis anterior*. Nulová hypotéza nebyla vyvrácena ani v případě srovnání hodnot na pravé a levé straně. Platí tedy, že svalová aktivita na pravém svalu se neliší se svalovou aktivitou na svalu levém.

U osmi subjektů je sledována snížená hodnota svalové aktivity. Při srovnání hodnot průměrných výchylek napětí u pravého svalu bez fixace a s fixací 6° je procentuální rozdíl 2 - 158 %, při srovnání pravého svalu bez fixace a s fixací 12° je procentuální

rozdíl 2 - 142 %. U levého svalu jsou tyto procentuální rozdíly 3 - 65 % a 2 - 101 %.

U předního holenního svalu (*m. tibialis anterior*) je podle literatury předpoklad, že se sval nejvíce zapojuje při stoji a při ohybu bérce. Bylo zjištěno, že svalová aktivita na tomto svalů při srovnání pozic bez fixace a s fixacemi má statisticky významný rozdíl u všech prováděných pozic, nicméně pouze při pozici vpředu je hodnota průměrných výchylek napětí vyšší s fixací než bez ní. Při srovnání hodnot na pravé a levé noze byl statistický rozdíl pouze u pozice doprava.

Praktické měření bylo realizováno na zdravých subjektech ve věku 21 až 23 let. Při rehabilitaci, ke které je vertikalizátor určen, by byly sledovány podstatně vyšší hodnoty svalové aktivity. Např. po cévní mozkové příhodě může dojít k částečnému ochrnutí poloviny těla. Právě na částečně ochrnuté části bude sledována v porovnání se zdravou polovinou vyšší svalová aktivita, kterou bude muset zasažený sval vynaložit při stejném pohybu, jako sval zdravý [32].

7.3 Určení dominantní nohy, posouzení laterality

Na základě svalové aktivity lze určit dominantní nohu. Za dominantní nohu se považuje noha, kterou člověk upřednostňuje, např. při oblékání, při chůzi do schodů atd. Dominantní noha má průměrnou svalovou aktivitu nižší, než nedominantní, což je dáno tím, že sval je více zapojován a zvyklý na větší námahu, a proto při stejných úkonech vyvíjí menší aktivitu, jelikož je více trénovaný [31].

Na základě hodnot parametru IEMG bylo provedeno hodnocení dominantní končetiny pro jednotlivé subjekty. V Tab. 10. jsou uvedeny jeho hodnoty vzorově pro jeden subjekt, kde jsou nižší hodnoty vyznačeny tučně. Další subjekty jsou zhodnoceny slovně a výsledky přehledně zobrazeny do společné Tab. 11.

Tab. 10 Hodnoty IEMG, vzorově pro subjekt 1

Sval	pravá strana [$\mu\text{V}\cdot\text{s}$]	levá strana [$\mu\text{V}\cdot\text{s}$]
<i>M. erector spinae</i>	46761,732	46945,27007
<i>M. biceps femoris</i>	32424,6181	33533,87807
<i>M. triceps surae</i>	34339,66899	35045,08142
<i>M. rectus femoris</i>	27886,52313	29539,94247
<i>M. vastus lateralis</i>	27639,21406	28441,71149
<i>M. tibialis anterior</i>	34337,46806	39036,79547

Součástí této kapitoly je také zjištění laterality. Lateralita je vlastnost odrážející přednostní dominanci jedné z mozkových hemisfér, tím se rozumí přednostní užívání jedné párové končetiny. Vývoj laterality je parný již při nitroděložním vývoji, přičemž přímé vyhranění nastává okolo 4. roku věku. Dominance horní končetiny je podmíněna geneticky. Znalost laterality je užitečná např. při sportovních aktivitách, jelikož dominantní strana má kvalitnější motorické dráhy. Proto je vhodné nový cvik nacvičovat na dominantní nohu, neboť se rychleji a kvalitněji vytváří paměťová stopa.

Pokud je shodná dominance horní i dolní končetiny, jedná se o lateralitu souhlasnou. Pokud subjekt má odlišnou dominanci horní a dolní končetiny, hovoří se o zkřížené lateralitě [33],[34].

Tab. 11 Tabulka dominantních končetin a laterality

subjekt	dominantní ruka	vypozorovaná dominantní noha	dominantní noha podle IEMG	lateralita
subjekt 1	pravá	pravá	pravá	souhlasná
subjekt 2	pravá	pravá	pravá	souhlasná
subjekt 3	pravá	levá	levá	zkřížená
subjekt 4	pravá	pravá	pravá	souhlasná
subjekt 5	pravá	pravá	pravá	souhlasná
subjekt 6	pravá	pravá	levá	nelze určit
subjekt 7	pravá	pravá	pravá	souhlasná
subjekt 8	pravá	levá	levá	zkřížená
subjekt 9	pravá	pravá	pravá	souhlasná
subjekt 10	pravá	pravá	pravá	souhlasná

U všech proměřovaných subjektů byla zjištěna dominance pravé ruky na základě toho, kterou rukou píše. Dominantnost nohy byla zjištěna u subjektů před měřením, kdy subjekty vystoupily 3 x na stupínek a bylo pozorováno, kterou nohou vykračuje na stupínek.

U osmi subjektů byla prokázána jednoznačná dominance dolní končetiny (shoda se zjištěnými a vypočítanými údaji). U subjektu 6 nelze určit lateralita, jelikož dominantní noha při výstupu na stupínek se neshoduje s určením dominantní nohy z EMG signálu. U devátého subjektu byla hodnota u *m. erector spinae* a *m. biceps femoris* zjištěna nižší hodnota IEMG na levé straně, nicméně pro čtyři zbývající svaly byla hodnota nižší na pravé straně. Na základě toho byla určena dominance u pravé nohy.

Na základě dominance horní a zjištěné dolní končetiny byla určena v 80 % souhlasná lateralita, v 10 % lateralita zkřížená, v 10 % nebyla jednoznačně lateralita určena. Bylo zjištěno, že 75 % populace má souhlasnou lateralitu a 25 % zkříženou [33]. Výsledky této bakalářské práce tomuto zjištění odpovídají.

7.4 Zapojení svalů při stoji

U jednotlivých subjektů byl na základě parametrů IEMG a průměrné nejvyšší výchylky napětí vyhodnocen nejvíce zapojovaný sval a nejméně zapojovaný sval při stoji. Porovnání je zobrazeno v Tab. 12.

Tab. 12 Posouzení zapojování svalů při stoji

subjekt	nejvíce zapojovaný sval	nejméně zapojovaný sval
subjekt 1	<i>m. erector spinae</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 2	<i>m. erector spinae</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 3	<i>m. biceps femoris</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 4	<i>m. biceps femoris</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 5	<i>m. erector spinae</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 6	<i>m. triceps surae</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 7	<i>m. erector spinae</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 8	<i>m. biceps femoris</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 9	<i>m. triceps surae</i>	<i>m. vastus lateralis</i>
subjekt 10	<i>m. biceps femoris</i>	<i>m. vastus lateralis</i>

U čtyř subjektů byl při stoji nejvíce zapojován *m. erector spinae*, u čtyř *m. biceps femoris* a u dvou subjektů *m. triceps surae*. Právě u těchto svalů byl podle literární rešerše předpoklad, že se podílí především na stoji, což bylo v této bakalářské práci ověřeno.

U všech subjektů byl nejméně zapojovaným svalem *m. vastus lateralis*, který byl oproti nejvíce zapojovaným svalům zapojován o 27 – 54 % méně.

ZÁVĚR

Základem této bakalářské práce je posouzení vlivu svalové aktivity ve vertikalizačním zařízení Balance Trainer. Zjištění vlivu na svalovou aktivitu bylo realizováno pomocí metody měřící elektrické děje ve svalech – elektromyografie.

Počáteční kapitoly práce charakterizují problematiku elektromyografie a způsob zpracování elektromyografického signálu. Následně je uveden popis vertikalizačního zařízení spolu s měřícím systémem Wave plus, pomocí něhož byla bezdrátovými moduly snímána úroveň svalové aktivity. Ke snímání svalové aktivity bylo stěžejní nastudovat fyziologii svalů a vybrat příslušné svaly k měření. Nutno podotknout, že bylo nasnímáno šest svalových skupin na pravé straně a analogicky na straně levé k posouzení rozdílnosti mezi stejnými svalovými skupinami.

Na základě vlastního protokolu měření byl prováděn experiment na skupině deseti homogenních subjektů. U každé skupiny vybraných svalů byl posouzen rozdíl pomocí parametru průměrné hodnoty výchylek napětí při pohybech ve vertikalizátoru bez fixace, s fixací při nastavení úhlů na 6° a 12° .

Díky měření byl zjištěn statisticky významný rozdíl průměrných hodnot výchylek napětí signálu bez fixace a s fixacemi ve vertikalizátoru při pohybech dopředu u *m. erector spinae*, *m. biceps femoris*, *m. triceps surae* a *m. tibialis anterior*. Při pohybech dozadu byl sledován významný rozdíl průměrných hodnot výchylek napětí signálu u *m. biceps femoris*, *m. triceps femoris* a *m. tibialis anterior*, přičemž u *m. biceps femoris* byla zjištěna jeho nejvyšší míra elektrické aktivity právě při pozici dozadu. Při srovnání pohybů do stran, tj doprava a doleva, byl zhodnocen staticky významný rozdíl svalové aktivity při použití vertikalizátoru bez fixace a s fixacemi u následujících svalů: *m. erector spinae*, *m. triceps surae*, *m. tibialis anterior*. U *m. rectus femoris* a *m. vastus lateralis* nebyl pozorován významný rozdíl mezi průměrnými výchylkami napětí bez fixace subjektu a s fixacemi při 6° a 12° jako u výše zmíněných svalů. Jelikož měření byla prováděna na zdravých subjektech ve věku 21 až 23 let, hodnoty aktivity svalů nejsou příliš vysoké (jednotky μV). Při rehabilitaci pacientů, pro které je vertikalizační zařízení určeno, by byla sledována podstatně vyšší aktivita (stovky μV až jednotky mV), neboť ochabnutý sval musí vyvinout podstatně vyšší aktivitu k vykonání těchto úkonů, než sval člověka bez problémů pohybového aparátu.

Dále byla zjišťována dominantní noha pomocí parametru IEMG a posuzována lateralita vymezených subjektů. Vyhodnocení dominantní nohy z naměřených dat se v 90 % shoduje s vypořádanou dominantní nohou při pokusu před měřením (z toho u 88 % byla zjištěna shodná lateralita a 12 % zkřížená). U 10 % nebyla prokázána shoda s vypořádanými a vypočítanými údaji.

Při analýze svalových skupin u stoje byla posuzována míra nejvíce a nejméně zapojovaných svalů. 40 % subjektů nejvíce zapojovalo *m. erector spinae*, další 40 % *m. biceps femoris* a zbylých 20 % *m. triceps surae*. Právě tyto svaly se velmi významně podílí na vzpřímeném postoji. U všech subjektů se nejmenší vahou zapojoval *m. vastus lateralis*.

LITERATURA

- [1] *Patobiomechanika a patokinesiologie: Elektromyografie* [online]. [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/experiment_metody_emg.php
- [2] *Učebnice obecné neurologie*. 1. vydání. Brno-Krávův Hora: Masarykova univerzita v Brně, 2003. ISBN 80-210-3309-6.
- [3] KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.
- [4] MARKOVÁ, Martina. *Možnosti vyhodnocení polyEMG signálu pro vědecko-výzkumné účely* [online]. : 32 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: http://projekt-vav-fzv.upol.cz/upload/soubory/vystupy_ka05/prezetace_workshop__14.5.2013.pdf
- [5] KONRAD, P. ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. 1. vydání. USA: Noraxon INC, 2005.
- [6] DEUSCHEL, G. a A. EISEL. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*. Elsevier, 1999(52).
- [7] TICHÁČEK, Aleš. *Biologická zpětná vazba v terapii*. Brno, 2008. Diplomová práce. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
- [8] *Elektromyografie. Neurologie a léčení bolesti, s.r.o.* [online]. [cit. 2015-11-29]. Dostupné z: <http://krupka9.webnode.cz/news/elektromyografie/>
- [9] *Povrchová elektromyografie* [online]. : 28 [cit. 2015-11-29]. Dostupné z: http://krtvl.upol.cz/prilohy/36_1148227635.pdf
- [10] TROJAN, Stanislav. *Fyziologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1988, 2 sv. Učebnice pro lékařské fakulty.
- [11] MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT. *Anatomie lidského těla*. Vyd. 1. Brno: CP Books, 2005, xvi, 863 s. ISBN 80-251-0066-9.
- [12] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.

- [13] DOSKOČIL, Milan. *Systematická, topografická a klinická anatomie: pohybový aparát končetin*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova - Vydavatelství Karolinum, 1995, 179 ISBN 8071841102.
- [14] MRÁZ, Peter. *Anatómia ľudského tela 1*. 1. vyd. Bratislava: Slovak Academic Press, 2005, xvii, 509 s.: barev. il. ISBN 8089104576.
- [15] KONRAD, Peter. *The ABC of EMG, A practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon INC. USA. 2005.
- [16] *Balance Trainer*. Medica Medizine Technik GMBH, 2009.
- [17] *Balance Trainer: Návod k použití*. Medica Medizine Technik GMBH.
- [18] *WAVE PLUS Multichannel Electromyograph: User Manual*. cometa, 2011.
- [19] *EMG Tools: User Manual*. SALES – M. DELLACORNA, 2014.
- [20] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 204 s. ISBN 80-247-1190-7
- [21] VIGUÉ, Jordi (ed.). *Atlas lidského těla v obrazech: anatomie, histologie, patologie*. 1. vyd. Čestlice: Rebo, 2008, 560 s. ISBN 978-80-7234-896-1.
- [22] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. FEKT Vysokého učení technického v Brně.
- [23] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 8021415584.
- [24] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslicové zpracování signálů v prostředí MATLAB*. Vyd. 1. Brno: Vysoké učení technické, 2001. ISBN 8021419644.
- [25] KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky*. Vyd. 1. Praha: Triton, 1999. ISBN 8072540475.
- [26] CHMELARĚ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 808586763X.

- [27] *Matematická biologie: Repetiční časové řady s nenáhodným rušením* [online]. [cit. 2016-04-23]. Dostupné z: <http://portal.matematickabiologie.cz/index.php?pg=analiza-a-modelovani-dynamickych-biologickych-dat--linearni-a-adaptivni-zpracovani-dat--kumulacni-zvyraznovani-uzitecne-slozky-casovych-rad-v-sumu--repeticni-casove-rady-s-nenahodnym-rusenim>.
- [28] ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. *MATLAB: tvorba uživatelských aplikací*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2004. ISBN 8073001330.
- [29] *Matematická biologie: Neparametrický test pro jeden výběr (Wilcoxonův test)* [online]. Institut biostatistiky a analýz Masarykovy univerzity [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: <http://portal.matematickabiologie.cz/index.php?pg=aplikovana-analyza-klinickych-a-biologickych-dat--analiza-a-management-dat-pro-zdravotnicke-obory--testovani-hypotez-o-quantitativnich-promennych--testy-o-parametrech-jednoho-rozdeleni--neparametricky-test-pro-jeden-vyber-wilcoxonuv-test>
- [30] *BIOSTATISTIKA: Wilcoxonův test* [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: <http://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn4/Wilcoxon.htm>
- [31] Dominant and Non-Dominant Leg Muscle Electrical Activity Of Soccer Players: A Preliminary Study. *International Refereed Journal of Engineering and Science (IRJES)*.
- [32] The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion–extension and lateral bending tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010, 13.
- [33] *Lateralita a její význam ve sportu* [online]. Katedra sportovních studií Masarykovy univerzity, 2014, , 19 [cit. 2016-05-25]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/1451/podzim2014/bk2087/LATERALITA_pro_psych._sportu.pdf
- [34] KŘIŠŤANOVÁ, Ladislava. *Diagnostika laterality a metodika psaní levou rukou*. 4. upr. vyd. Hradec Králové: Gaudeamus, 1998. ISBN 80-7041-914-8.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

<i>EMG</i>	elektromyografie, elektromyografický
<i>FFT</i>	rychlá Fourierova transformace
<i>STFT</i>	krátkodobá Fourierova transformace
<i>IEMG</i>	integrovaný elektromyografický signál
<i>BT</i>	Balance Trainer
<i>MJ</i>	motorická jednotka svalu
<i>ATP</i>	adenosintrifosfát

PŘÍLOHY

Příloha I

Tabulka 1 Vzor pro ukládání parametrů bez fixace ve vertikalizátoru

Sval	bez fixace				
	stoj	dopředu	dozadu	doprava	doleva
<i>M. erector spinae dexter</i>					
<i>M. biceps femoris dexter</i>					
<i>M. triceps surae dexter</i>					
<i>M. rectus femoris dexter</i>					
<i>M. vastus lateralis dexter</i>					
<i>M. tibialis anterior dexter</i>					
<i>M. erector spinae sinister</i>					
<i>M. biceps femoris sinister</i>					
<i>M. triceps surae sinister</i>					
<i>M. rectus femoris sinister</i>					
<i>M. vastus lateralis sinister</i>					
<i>M. tibialis anterior sinister</i>					

Tabulka 2 Vzor pro ukládání parametrů s fixací ve vertikalizátoru při nastavení úhlu na 6°

Sval	s fixací při náklonu 6°				
	stoj	dopředu	dozadu	doprava	doleva
<i>M. erector spinae dexter</i>					
<i>M. biceps femoris dexter</i>					
<i>M. triceps surae dexter</i>					
<i>M. rectus femoris dexter</i>					
<i>M. vastus lateralis dexter</i>					
<i>M. tibialis anterior dexter</i>					
<i>M. erector spinae sinister</i>					
<i>M. biceps femoris sinister</i>					
<i>M. triceps surae sinister</i>					
<i>M. rectus femoris sinister</i>					
<i>M. vastus lateralis sinister</i>					
<i>M. tibialis anterior sinister</i>					

Tabulka 3 Vzor pro ukládání parametrů s fixací ve vertikalizátoru při nastavení úhlu na 12°

Sval	s fixací při náklonu 12°				
	stoj	dopředu	dozadu	doprava	doleva
<i>M. erector spinae dexter</i>					
<i>M. biceps femoris dexter</i>					
<i>M. triceps surae dexter</i>					
<i>M. rectus femoris dexter</i>					
<i>M. vastus lateralis dexter</i>					
<i>M. tibialis anterior dexter</i>					
<i>M. erector spinae sinister</i>					
<i>M. biceps femoris sinister</i>					
<i>M. triceps surae sinister</i>					
<i>M. rectus femoris sinister</i>					
<i>M. vastus lateralis sinister</i>					
<i>M. tibialis anterior sinister</i>					

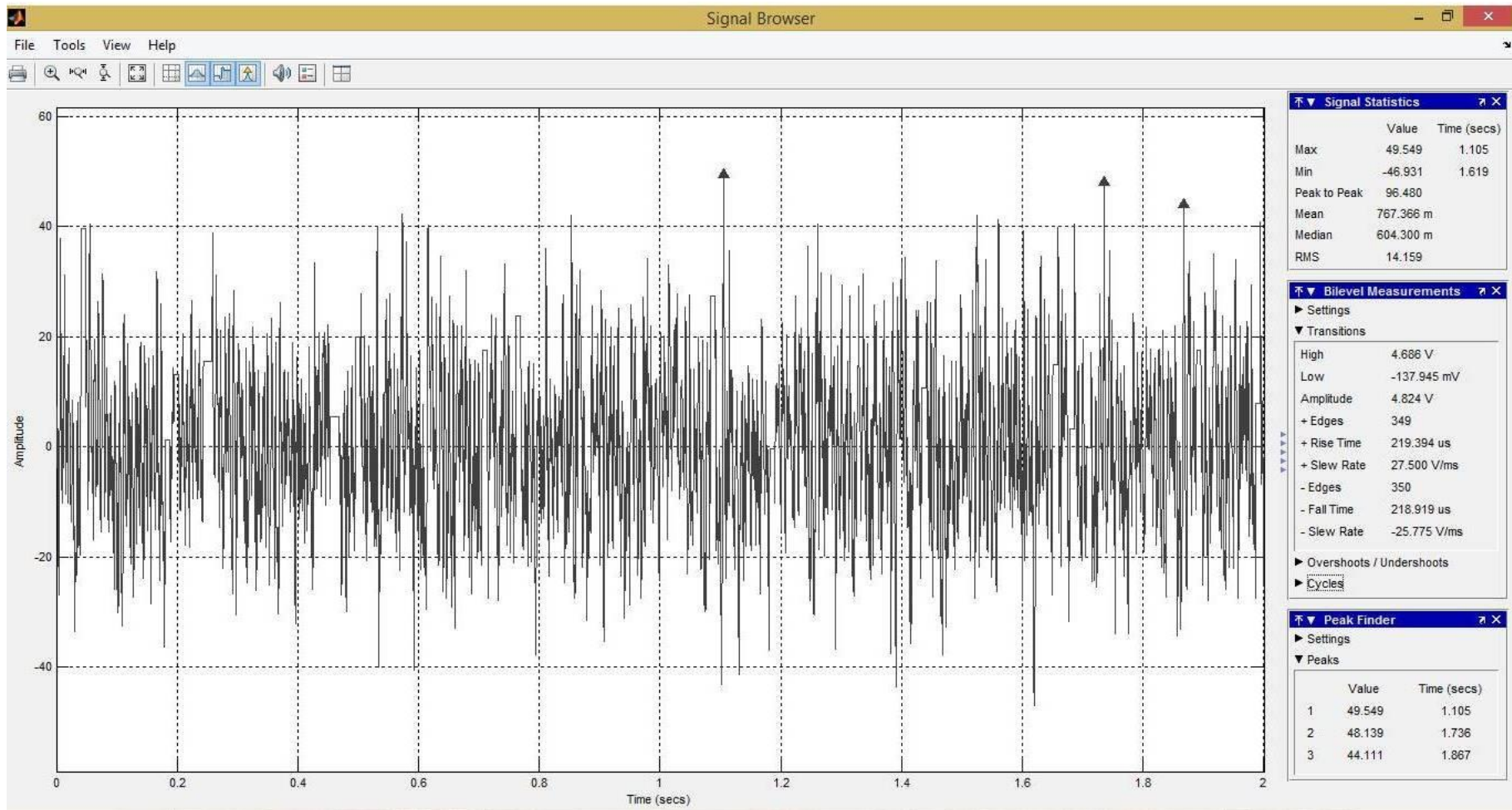
Příloha II

Interaktivní nástroj SPTOOL

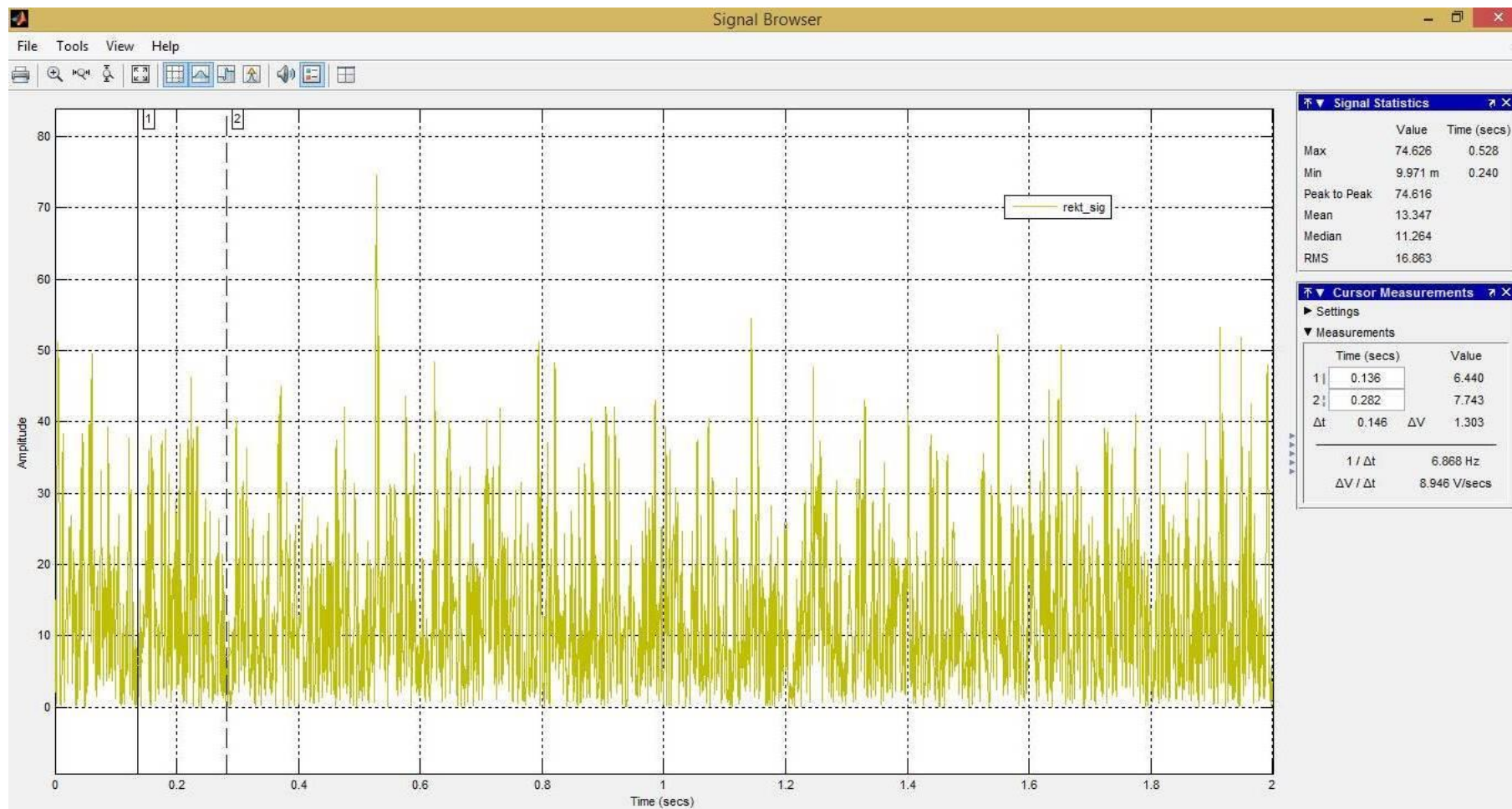
MATLAB nabízí interaktivní nástroj SPTOOL (Signal Processing Tool), který umožňuje prohlížení signálu, filtrování různými číslicovými filtry, provádět spektrální analýzu.

SPTOOL je spuštěn příkazem `sptool` v dialogovém řádku Command Window. Po spuštění jsou zobrazeny 3 sloupce, přičemž první sloupec je určen k prohlížení signálů, druhý k práci s filtry a třetí pro spektrální analýzu.

Z přiložených nastříhaných signálů si lze vybrat požadovaný úsek a vložit jej tak do levého sloupce, který umožňuje signál zvětšit, zvýraznit extrémy, přehrát jej (díky tomu, že frekvence EMG jsou ve slyšitelné oblasti). Další funkcí je také zobrazení statistických údajů, konkrétně minimum a maximum (a v jakém čase se nachází), peak to peak, průměr, medián a RMS. Zobrazuje také souřadnice největších výchylek a zobrazí je i šipkami v grafu. V liště lze najít také kurzory. Po jejich navolení je vypočten časový rozdíl mezi nimi, slouží k zjištění například délky trvání kontrakce svalu, zobrazeno na obrázku níže.



Prohlížení surového signálu v prostředí SPTOOL



Volba kurzorů v rektifikovaném signálu v prostředí SPTOOL

Obsah příloženého CD

Příložené CD obsahuje:

- Elektronickou verzi práce – ve formátu PDF je k dispozici v příloženém CD pod názvem *pavlina_oravova_BP.pdf*.
- Realizovaný program – ve složce *program* se nachází programy v MATLABu (*nacteni_signalu.m*, *analyza.m*, *gui.m*) spolu s naměřenými daty ve formátu **.txt*
- Naměřené signály – naměřená data ve formátu **.txt*
- Informace ke spuštění programu – jsou sepsány v textovém dokumentu *readme.txt*