



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

VARIABILITA ROZLOŽENÍ TLAKOVÝCH SIL V OBLASTI CHODIDLA SE SPOJENÍM EMG

THE VARIABILITY OF THE DISTRIBUTION OF PRESSURE FORCES ON THE FOOT WITH COUPLING EMG

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Nikola Semeráková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Markéta Kotová

BRNO 2016



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Nikola Semeráková

ID: 164996

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Variabilita rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte fyziologii chodidla lidského těla a dolních končetin. 2) Seznamte se s možnostmi měření rozložení tlakových sil pomocí dynamického chodníku a s měřením signálu EMG pomocí bezdrátového elektromyografu. 3) Navrhněte protokol měření rozložení tlaku a EMG během zvolené aktivity probanda. 4) Proveďte měření podle protokolu na skupině probandů. 5) Naměřená data zpracujte a proveďte analýzu. 6) Vhodným způsobem výsledky prezentujte a vyhodnoťte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KONRAD P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography, 2005, 1.

[2] ABDUL RAZAK, Abdul Hadi, et al. Foot plantar pressure measurement system: a review. Sensors, 2012, 12.7: 9884-9912.

Termín zadání:

Termín odevzdání:

Vedoucí práce: Ing. Markéta Koťová

Konzultant 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 variabilitu rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením elektromyografie. Součástí práce je fyziologie svalové soustavy dolních končetin, kde jsou také rozebrány konkrétní svaly, které jsou využívány pro zajištění stoje. Dále se práce věnuje posturální stabilitě, nožní klenbě a souvisejícím biomechanickým pojmům. Následně je rozebrán princip elektromyografu a dynamického chodníku. Další kapitola je věnována praktické části a obsahuje popis měření a jeho protokol. Dále se práce zabývá popsáním zpracování dat nejprve z elektromyografu a pak z dynamického chodníku. V poslední části jsou parametry získané z těchto přístrojů porovnány a jsou zde také vyhodnoceny dílčí parametry pro elektromyograf i pro dynamický chodník.

KLÍČOVÁ SLOVA

Fyziologie dolních končetin, zádové svaly, svaly dolních končetin, postura, nožní klenba, elektromyografie, dynamický chodník.

ABSTRACT

The bachelor work is focused on the distribution of pressure forces in the area of the foot with support from electromyography. Part of the work deals with the physiology of leg muscles and where the groups of muscles responsible for standing are defined. After that the thesis focuses on postural stability, the foot vault and biomechanical parameters. Additionally, there's the defining of the principles of electromyography and dynamic pavement. Furthermore, the thesis focused on describing how the data is processed, first from elektromyograph and then from dynamic pavement. Finally, there are outcomes from these devices, which are compared and evaluated, there are also partial parameters for electromyography and for the dynamic pavement.

KEYWORDS

Physiology of the legs, back muscles, leg muscles, posture, foot vault, electromyography, dynamic pavement.

Semeráková, N. *Variabilita rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2016. 59 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Markéta Kořová.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Variabilita rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem 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 následujícího zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Markétě Koťové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc, za ochotu při konzultacích, strávený čas při měřeních v laboratoři a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Mé velké díky patří také všem dobrovolníkům za jejich spolupráci. Dále děkuji své rodině za podporu při studiu, především svým prarodičům.

OBSAH

Seznam obrázků	vi
Seznam tabulek	viii
Seznam symbolů a zkratek	x
Úvod	1
1 Svalový aparát dolních končetin	3
1.1 Struktura kosterního svalu	3
1.2 Fyzikální a fyziologické vlastnosti kosterního svalu.....	4
1.3 Činnost svalu	4
1.4 Svaly vybrané pro měření	5
2 Postura	8
2.1 Posturální stabilita	8
2.2 Posturální stabilizace	9
2.3 Posturální reaktibilita.....	9
2.4 Nožní klenba	9
2.5 Biomechanické pojmy	10
3 Dynamický chodník	11
4 Elektromyografie	14
4.1 Bezdrátový elektromyograf Wave Plus	15
5 Protokol měření	18
5.1 Vyšetření stoje v modifikacích.....	19
6 Zpracování dat z elektromyografu	21
6.1 Analýza v časové oblasti.....	22
6.2 Analýza ve frekvenční oblasti	25
7 Zpracování dat z dynamického chodníku	29

7.1	Zpracování dat z měření pro stoj na obou nohách	31
7.2	Zpracování dat z měření pro stoj na jedné noze	32
7.3	Zpracování dat z měření pro střídavý stoj na obou nohách a jedné noze	34
8	Porovnání dat	35
8.1	Porovnání levé a pravé strany	35
8.2	Porovnání svalové aktivity v souvislosti se zatížením špičky a paty chodidla	39
8.3	Porovnání dominantní a nedominantní končetiny	42
8.4	Svalová únava	44
8.5	Stabilita	45
8.6	Zhodnocení přesnosti vypočtených výsledků pro dynamický chodník ...	47
9	Závěr	49
	Literatura	51
	Seznam příloh	55
A	Ukázka dat z dynamického chodníku Zebris	56
B	Informovaný souhlas	57
C	Protokol měření	58
D	Obsah přiloženého CD	59

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Schéma myofibrily [5].....	4
Obr. 2: <i>M. erectus spinae</i> , převzato z [27]	6
Obr. 3: Vybrané svaly a) na přední straně stehna, b) na zadní straně stehna, převzato z [13]	6
Obr. 4: Vybrané svaly a) na holeni, b) na lýtku, převzato z [13].....	7
Obr. 5: Dynamický chodník.....	11
Obr. 6: Protokol s výsledky z programu WinFDM.....	12
Obr. 7: Blokové schéma elektromyografu, převzato z [38].....	14
Obr. 8: Bezdrátový elektromyograf	15
Obr. 9: Nalepené elektrody na vyšetřovaném subjektu a) pohled zepředu, b) pohled zezadu.....	16
Obr. 10: Ukázka modifikací stoje a) Romberg I, b) Romberg II.....	20
Obr. 11: Graf surového signálu v časové oblasti ze svalu <i>m. erector spinae</i>	22
Obr. 12: Graf vyfiltrovaného signálu v časové oblasti.....	23
Obr. 13: Graf rektifikovaného signálu	23
Obr. 14 Graf nadetekovaných píků v rektifikovaném signálu.....	24
Obr. 15: Graf surového signálu ve frekvenční oblasti ze svalu <i>m. erector spine</i>	25
Obr. 16: Graf vyfiltrovaného signálu ve frekvenční oblasti.....	26
Obr. 17: Výkonové spektrum z vyfiltrovaného signálu s obálkou	27
Obr. 18: Medián frekvencí ve výkonovém spektru, převzato z [39].....	28
Obr. 19: Pokles hodnoty mediánu frekvencí z výkonového spektra v průběhu zátěže, převzato z [39]	28
Obr. 20: Rozložení tlakových sil v oblasti chodidla	30
Obr. 21: Průměrné zatížení levého a pravého chodidla po dobu měření.....	31
Obr. 22: Průměrné zatížení levé špičky a paty a pravé špičky a paty.	32
Obr. 23: Stoj na levé noze, průměrné zatížení a) špičky, b) paty	33
Obr. 24: Stoj na levé noze, průměrné zatížení špičky a paty.....	33

Obr. 25: Stoj střídavě na obou nohách, jen levé noze a jen pravé noze	34
Obr. 26: Průběh průměrných rychlostí změn COP	46
Obr. 27: Průměrné zatížení pro levé a pravé chodidlo získané z protokolu programu WinFDM.....	47
Obr. 28: Průměrné zatížení pro pravou špičku a patu chodidla získané z protokolu programu WinFDM.....	48

SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Parametry chodníku Zebris	13
Tab. 2: Parametry aktivní elektrody s vysílačem, převzato z [20].....	16
Tab. 3: Parametry aktivní elektrody s vysílačem pokračování, převzato z [20].....	17
Tab. 4 Parametry footswitch modulu, převzato z [20]	17
Tab. 5: Dotazník pro vyšetřovaného	18
Tab. 6: Výsledky v časové oblasti.....	24
Tab. 7: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levé a pravé chodidlo	31
Tab. 8: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levou a pravou špičku a patu	32
Tab. 9: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levou špičku a patu .	33
Tab. 10: Průměrná svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla	36
Tab. 11: Mediánová svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla	36
Tab. 12: Průměrné zatížení podložky vyjádřené v procentech pro levé a pravé chodidlo	36
Tab. 13: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 1	37
Tab. 14: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 2	38
Tab. 15: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 3	38
Tab. 16: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 4	39
Tab. 17: Srovnání průměrné svalové aktivity <i>m. triceps surae</i> a <i>m. tibialis anterior</i> z levé končetiny s průměrným zatížením podložky levou špičkou a patou chodidla pro všechny subjekty u měření č. 1	40
Tab. 18: Srovnání průměrné svalové aktivity <i>m. triceps surae</i> a <i>m. tibialis anterior</i> z	

pravé končetiny s průměrným zatížením podložky pravou špičkou a patou chodidla pro všechny subjekty u měření č. 1.....	41
Tab. 19: Průměrná svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla u měření č. 5 a 6 pro subjekt č. 1.....	42
Tab. 20: Mediánová svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla u měření č. 5 a 6 pro subjekt č. 1.....	42
Tab. 21: Porovnání průměrné a mediánové svalové aktivity u měření č. 5 a 6 pro zjištění dominantní končetiny.....	43
Tab. 22: Průměr a medián výkonových spekter pro subjekt č. 1, <i>m. triceps surae</i> , pro všechna měření.....	44
Tab. 23: Průměrná rychlost změn COP pro všechny subjekty a všechna měření.....	45
Tab. 24: Vypočtené průměrné zatížení pro levé a pravé chodidlo.....	47
Tab. 25: Vypočtené průměrné zatížení pro levou špičku a patu chodidla.....	48

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

AC	Area of contact
COM	Center of mass
COG	Center of gravity
COP	Center of pressure
EMG	Elektromyograf
BMI	Index tělesné hmotnosti
$f(t)$	Signál proměnný v čase
ω	Kmitočet
$S_{ff}(\omega)$	Výkonové spektrum
E_w	Souborová střední hodnota
N	Počet realizací
$F_w(\omega)$	Spektrum jedné realizace
x_{prum}	Průměrná hodnota
v_COP	Průměrná rychlost změn COP

ÚVOD

Špatné držení těla vzniká z chronicky nesprávné posturální zátěže a je velmi často jedním z hlavních důvodů celé řady funkčních poruch pohybového systému. Centrální nervová soustava, která zajišťuje posturální funkce, pak často může používat svalové vzory, které působí pokaždé stejným způsobem. Důsledkem toho mohou vzniknout svalové disbalance, přetížení v určitých oblastech či dokonce strukturální poruchy [11][19].

Správné držení těla tedy může nepřímo ovlivňovat funkci celé řady tělesných systémů a především je prevencí před nemocemi páteře. Proto je důležité klást na tento aspekt dostatečnou pozornost, protože správná posturální funkce je součástí každého pohybu a při sportovních činnostech se její význam ještě násobně zvyšuje [11].

V dnešní době je vyšetření stoje a chůze prováděno především na základě subjektivního posouzení lékaře a není podloženo žádnými exaktními údaji. Vyšetření rozložení tlakových sil v oblasti chodidla ve spojení s vyšetřením svalové aktivity dolních končetin a vybraných zádových svalů a vyšetření stability stoje pomocí dynamického chodníku a elektromyografu je vhodným prostředkem pro tento druh vyšetření především pro svou objektivitu a také díky tomu, že subjektivní posouzení člověka může do značné míry přesnost výsledku eliminovat.

Tato práce je zaměřena na variabilitu rozložení tlakových sil v oblasti chodidla, k čemuž byl použit dynamický chodník, který byl synchronizován s elektromyografem. V první části práce je rozebrána fyziologie dolních končetin zaměřená na svalovou soustavu. Kapitola je doplněna o výčet a popis konkrétních svalů, které jsou důležité pro stoj, a se kterými se také pracuje v praktické části práce. Následně je popsána postura s jejími základními funkcemi a biomechanickými pojmy, které se jí týkají. Důležitým aspektem pro udržení postoje je samozřejmě i nožní klenba, která je v kapitole o postuře také rozebrána.

V praktické části se práce zabývá měřením svalové aktivity při stoji pomocí elektromyografu a měřením rozložení tlakových sil v oblasti chodidla pomocí dynamického chodníku při stoji a jeho modifikacích. Princip přístrojů je shrnut v kapitolách 3 a 4.

V kapitole 6 je popsáno zpracování a analýza v časové a frekvenční oblasti dat z elektromyografu. V kapitole 7 je popsáno zpracování dat z dynamického chodníku.

V poslední kapitole je provedeno porovnání dat z elektromyografu s daty z dynamického chodníku. V podkapitole 8.1 je porovnána svalová aktivita z vybraných

svalů levé strany těla se zatížením podložky u levého chodila a stejně tak je provedeno porovnání pro pravou stranu těla. Dále je zkoumáno, jaký sval má největší vliv při stožení, když je větší zatížení podložky na špičce nebo patě chodidla (8.2). Z dat z elektromyografu je dále zjištěna dominantní končetina a vyšetřen případný vliv měření na únavu svalů. Z dat z dynamického chodníku je získán parametr pro porovnání stability mezi jednotlivými měřeními a jednotlivými jedinci.

Cílem této práce je zjistit závislost rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se svalovou aktivitou vybraných svalů u deseti jedinců, kteří jsou všichni ve věkovém rozpětí od jedenadvaceti do čtyřadvaceti let a jejich hodnota BMI je obdobná.

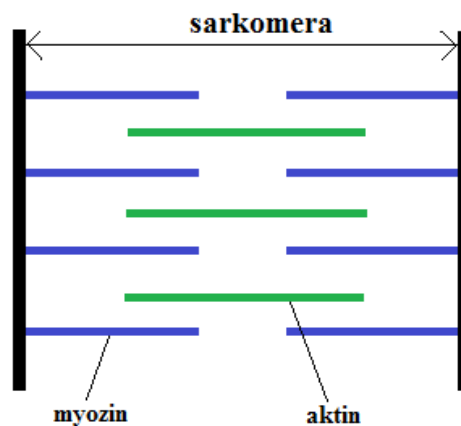
1 SVALOVÝ APARÁT DOLNÍCH KONČETIN

V této kapitole bude popsána struktura kosterního svalu (1.1), fyzikální a fyziologické vlastnosti svalu (1.2), činnost svalu (1.3) a nakonec výčet svalů, které jsou vybrané pro praktickou část práce (1.4).

1.1 Struktura kosterního svalu

Základní jednotkou kosterního svalu je svalové vlákno neboli svalová buňka. Tato buňka je mnohояaderný útvar válcového tvaru. Je ohraničena sarkolemou, která se místy vchlipuje a vytváří T-tubuly (transverzální kanálky), díky kterým se elektrický impuls dostane do buňky. Její hlavní funkční složkou jsou myofibrily, které jsou tvořeny z dvojí hmoty: světlejší hmoty, která je jednolomná, a tmavší hmoty, která je dvojlomná. Myofibrily jsou tvořeny pravidelně se střídajícími úseky tenkých (aktin) a silných (myozin) myofilamentů, čili jednolomné a dvojlomné hmoty. Toto potom zapříčiňuje charakteristické příčné pruhování (odtud název příčně pruhované svalstvo). Úsek vymezený dvěma sousedními destičkami Z nazýváme sarkomer a tvoří nejmenší jednotku stažlivosti svalového vlákna (viz Obr. 1)[1][3].

Kosterní sval je inervován vlákny motorickými, senzitivními a autonomními. Motorická vlákna typu alfa končí v každém extrafuzálním svalovém vlákně (tzn. stažlivé svalové vlákno) v nervosvalové ploténce, motorická vlákna typu gama končí v motorických ploténkách intrafuzálních svalových vláken (tzn. vlákna tvořící svalová vřeténka). Autonomní vlákna zprostředkovávají cévohybné reakce. Senzitivní vlákna vedou dostředivé reakce svalů. Vycházejí ze svalových vřetének (citlivá na změnu délky svalu) a šlachových tělísek (citlivá na změnu napětí svalu) [1][3][4].



Obr. 1: Schéma myofibrily [5]

1.2 Fyzikální a fyziologické vlastnosti kosterního svalu

Základními fyzikálními vlastnostmi kosterního svalu jsou pružnost a pevnost. Pojem pružnost představuje fakt, že sval se při zatížení úměrně protáhne dle velikosti zatížení. Sval v činnosti má schopnost se protáhnout při stejném zatížení více než sval, který je v klidu. Pevnost svalu se pohybuje mezi 4 až 12 kg na 1 cm² kolmého průřezu svalem a je to schopnost svalu odolávat přetržení. Pružnost a pevnost svalu chrání sval před přetížením a snižují jeho energetický výdej [1][3].

Základními fyziologickými vlastnostmi kosterního svalu jsou dráždivost a schopnost se stahovat. Dráždivost znamená, že sval je schopen reagovat na vnější podmínky. Jeho reakcí na podráždění je svalový stah [3].

1.3 Činnost svalu

Okrajový úsek motorického axonu je zakončen na svalovém vlákně konkrétně v nervosvalové ploténce, což je chemická synapse. Mediátorem přenosu vzruchu je zde acetylcholin. Nervový vzruch putuje po presynaptickém vlákně, zvýší propustnost presynaptické membrány a do synaptické štěrbiny je uvolněn acetylcholin. Acetylcholin se na vnější straně postsynaptické membrány naváže na recepční místa a zvýší propustnost postsynaptické membrány pro Na⁺ a K⁺, čímž se změní její polarizace. Vznikne postsynaptický potenciál, který jakmile dosáhne prahové hodnoty, vznikne na svalovém vlákně akční potenciál. Ten se potom šíří jako vzruch k okrajům svalových vláken. Acetylcholinesteráza inaktivuje acetylcholin, takže další akční potenciál nevznikne, dokud se z motorického neuronu neuvolní další acetylcholin [1][3].

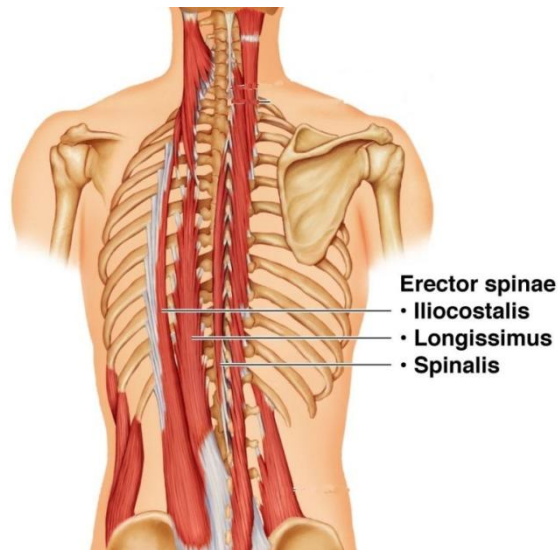
Svalový stah se uskutečňuje změnami vláknitých struktur kontraktilních svalových bílkovin aktinu a myozinu. Ty buď existují každý zvlášť a nebo v komplexu aktomyozin. Vzájemný vztah aktinu a myozinu závisí na přítomnosti ATP a bílkovin troponinu a tropomyozinu. Pokud je sval v klidu, je vytvořena vazba mezi troponinem a tropomyozinem (tzv. relaxační bílkovina) a brání tak spojení aktinu a myozinu [1][3].

Akční potenciál šířící se podél T-tubulů otevírá Ca^{2+} kanály sarkoplazmatického retikula. Ca^{2+} se uvolňují ze sarkoplazmatického retikula a putují k myofilamentům. Naváží se s troponinem a tím zabrání jeho spojení s tropomyozinem. Vytváří se vazba aktinu a myozinu, která má charakter příčných můstků. Za současného štěpení ATP, pro které je potřebná přítomnost také iontů Mg^{2+} , dochází ke svalové kontrakci, při níž se tenčí aktinová vlákna vtahují do silnějších myozinových vláken. Ca^{2+} kanály se uzavrou a Ca^{2+} ionty se aktivní pumpou, za účasti ATP, vrací zpět do sarkoplazmatického retikula. Troponin a tropomyozin znovu vytvoří vazbu a tím zablokují vazbu mezi aktinem a myozinem. Sarkomera se vrátí do své původní délky a sval je ve fázi relaxace [1][3].

1.4 Svaly vybrané pro měření

Hlavní funkcí dolní končetiny je stoj a chůze, čili stabilita a lokomoce těla. Tomu odpovídá i specifické postavení dolních končetin. Svaly podílející se na udržování stability se nazývají posturální svaly. Stabilita těla je zabezpečena hlavně koncentrací největší svalové hmoty těla kolem kyčelního kloubu. Mezi posturální svaly řadíme také hluboké zádové svaly, které spolu s břišními svaly udržují trup ve vzpřímené poloze. V následujícím textu budou uvedeny a popsány konkrétní svaly pro měření [15].

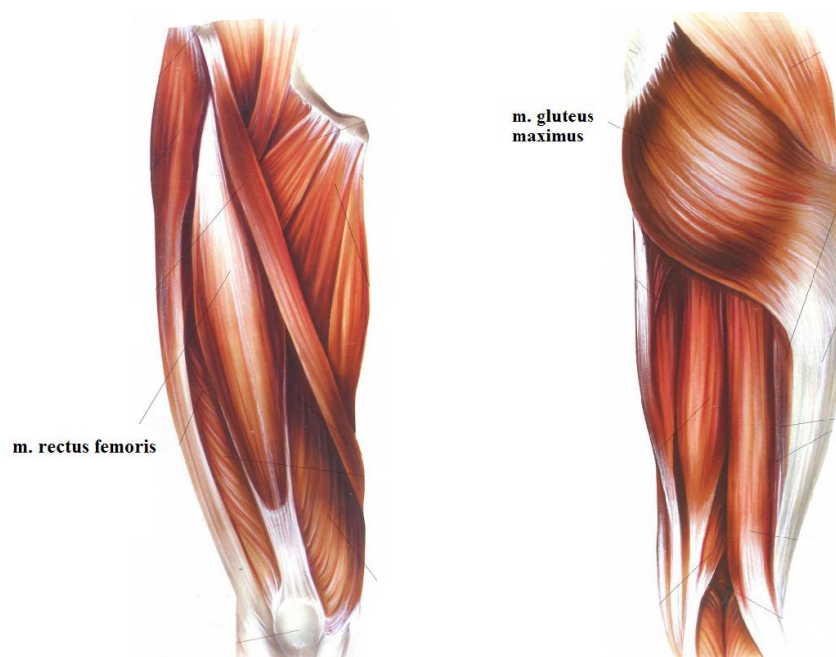
Nejmohutnější svalovou hmotu reprezentuje *m. erector spinae* (viz Obr. 2), který se dělí na laterální *m. iliocostalis*, mediální *m. longissimus* a vnitřní *m. spinalis*. Extenduje páteř a zajišťuje vzpřímený postoj [15].



Obr. 2: *M. erectus spinae*, převzato z [27]

Velký hýžďový sval (*m. gluteus maximus*) provádí extenzi, vnější rotaci a abdukcii v kyčelním kloubu (viz Obr. 3b), držení těla ve vzpřímené poloze a fixaci pánve, nezbytnou pro chůzi a stabilitu. Je výrazně aktivován při stožení na jedné noze [15].

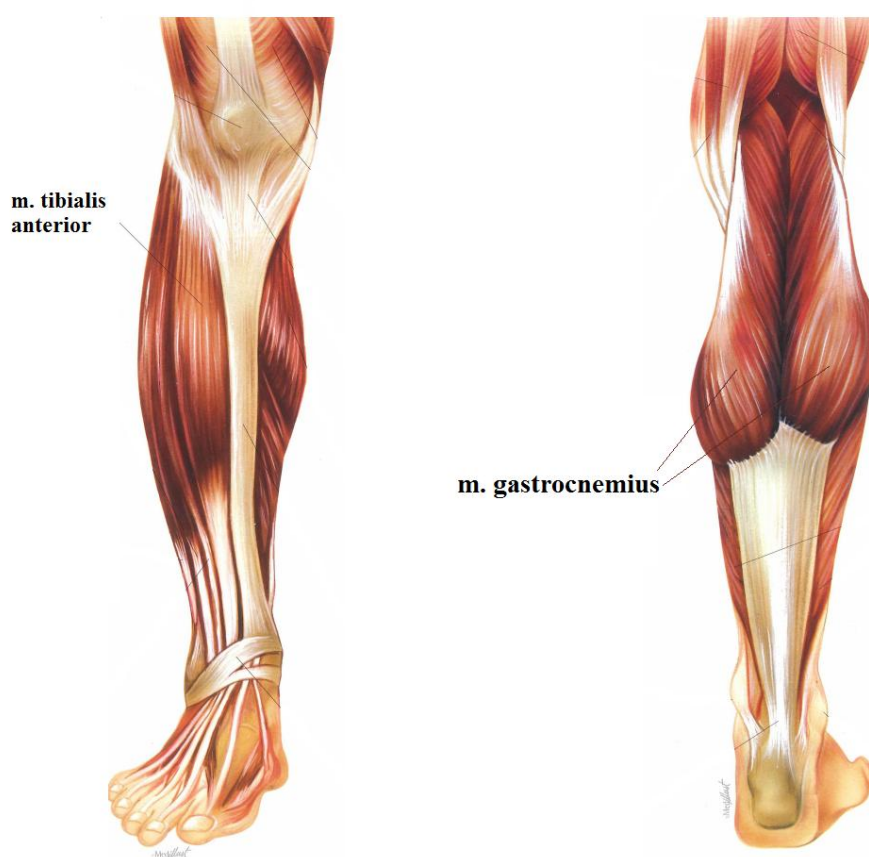
Čtyřhlavý stehenní sval (*m. quadriceps femoris*) je mohutný sval obalující téměř celou stehenní kost. Má čtyři hlavy: *m. rectus femoris* (viz Obr. 3a), *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. vastus intermedius*. Hlavní funkcí celého svalu je extenze v kolenním kloubu. Fixuje kloub při stožení a účastní se i při chůzi. Pro měření je zvolen *m. rectus femoris* [16].



Obr. 3: Vybrané svaly a) na přední straně stehna, b) na zadní straně stehna, převzato z [13]

Přední sval holenní (*m. tibialis anterior*) je primární ohybač dorsální flexe, obrací chodidlo, podílí se na zpevnování mediální podélné klenby chodidla (viz Obr. 4a). Maximálně je aktivován při chůzi, zajišťuje stoj na patách i na špičkách [13][15].

Trojhlavý lýtkový sval (*m. triceps surae*) se skládá z *m. gastrocnemius*, který má hlavy mediální a laterální, a z jedné hluboké hlavy *m. soleus*. Celý sval je významným flexorem nohy (stoj na špičkách, výpon). *M. gastrocnemius* je využíván spíše při chůzi. *M. soleus* vykazuje stálou zátěž, protože je významným posturálním svalem, vyrovnávající sklon holenní kosti. Zajišťuje stoj na patách i na špičkách. Měření je provedeno na pravé hlavě lýtkového svalu (viz Obr. 4b) [16].



Obr. 4: Vybrané svaly a) na holeni, b) na lýtku, převzato z [13]

2 POSTURA

Postura je aktivní proces udržování polohy lidského těla a jeho segmentů proti působení zevních sil, z nichž má největší význam tíhová síla. Tento proces zajišťuje centrální nervová soustava, která řídí svalovou aktivitu. Postura je součástí stoje na nohou, ale je součástí i každé jiné polohy těla a také pohybu [9][10].

Neexistuje žádná norma pro posturální funkci, problémem je tedy určování závažnosti poruch. Stanovit jednu normu je nemožné, protože pro každého je správné držení těla odlišné. Proto definice ideální postury musí vycházet z biomechanických, anatomických a neurofyziologických funkcí a propojení těchto funkcí je nutno chápat v kontextu motorického, respektive morfologického vývoje [11].

Systém vzpřímeného držení těla se skládá ze tří složek: senzorké, řídicí a výkonné. Senzorkou složku představují proprioreceptory, zrak a vestibulární systém. Řídicí složku představují mozek a mícha. Výkonnou složku představuje pohybový systém [22].

Rozlišujeme tři posturální funkce: posturální stabilita (2.1), posturální stabilizace (2.2) a posturální reaktibilita (2.3).

Dále je v této kapitole pojednáno o nožní klenbě (2.4) a biomechanických pojmech souvisejících s posturou (2.5).

2.1 Posturální stabilita

Když se tělo nachází ve statické poloze, nemění svou polohu v prostoru. Každá statická poloha však obsahuje také děje dynamické. Pokud tělo zaujme stálou polohu, čelí tak přirozené labilitě pohybové soustavy. Tato schopnost, při které při správné funkci nedojde k nezamýšlenému pádu, se nazývá posturální stabilita. Ovlivňují ji biomechanické (velikost opěrné plochy) a neurofyziologické faktory [11].

Pro pochopení podmínky stability je třeba nejdříve vysvětlit dva pojmy. Opěrná plocha je část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem. Opěrná báze je plocha ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy a všeho mezi nimi. Měla by tedy být větší než opěrná plocha. Základní podmínkou stability tedy je, že se těžiště musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze, ale nemusí se promítat do opěrné plochy [11].

Pokud dojde k porušení této podmínky, musí vazy a svaly udržovat trvalý otáčivý moment nebo musí svaly vynaložit poměrně velkou svalovou sílu pro udržení stability. Nerovnovážený stoj tedy z počátku koriguje vyšší svalová aktivita, při které dochází k hypertonii svalů, následně bolestivosti a může dojít také k deformitě [11].

Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bázi, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině [11].

2.2 Posturální stabilizace

Jak už bylo zmíněno, centrální nervový systém řídí aktivní držení částí těla proti působení zevních sil. Tento proces se nazývá posturální stabilizace. Jedná se o svalovou aktivitu, která zpevňuje jednotlivé části těla proti působícím zevním silám. Díky svalové aktivitě je zajištěna relativní tuhost skloubení koordinovaná aktivitou agonistů a antagonistů, která v dané poloze umožňuje vzdorovat gravitačním a dalším působícím silám. Zpevnění jednotlivých částí těla umožňuje vzpřímené držení a pohyb těla jako celku. Bez koordinované svalové aktivity by se naše kostra zhroutila [11].

2.3 Posturální reaktibilita

Pro každý pohyb těla náročný na silové působení je vždy vytvářena kontrakční svalová síla, která je potřebná pro překonání odporu. Tato síla je převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Tento proces se nazývá posturální reaktibilita [11].

2.4 Nožní klenba

Mezi dvě hlavní funkce nohy patří nést hmotnost těla a schopnost lokomoce. Pro zajištění stability těla má noha tři opěrné body: hrbol patní kosti, hlavičku první nártní kosti a hlavičku páté nártní kosti. Mezi těmito třemi opěrnými body jsou dva systémy a to, podélná a příčná klenba. Slouží k ochraně měkkých tkání plosky nohy a umožňují pružný nášlap [16].

Příčná klenba nohy je mezi hlavičkami první až páté nártní kosti. Podchycuje ji šlašitý třmen, který je tvořen holenním a dlouhým lýtkovým svalem [16].

Podélná klenba nohy je především tvořena vnitřním okrajem nohy, zevním podstatně méně. Udržují ji struktury svalů orientované souběžně s dlouhou osou nohy.

Udržení obou systémů kleneb závisí na celkovém tvaru kostry nohy a architektone jedntlivých kostí, vazivovém systému nohy a svalech nohy. Udržení kleneb je velice důležité pro pružnou chůzi i stoj [16].

Zadní část nohy je zatížena 60 % hmotnosti těla, přední část 40 % [16].

2.5 Biomechanické pojmy

Je třeba si také definovat s posturou související biomechanické pojmy. Patří mezi ně i opěrná plocha (area of support, AS) a opěrná báze (base of support, BS), které jsou zmíněny už výše u vysvětlení podmínky stability (2.1). Dalšími důležitými pojmy jsou:

Area of contact (AC, plocha kontaktu) je plocha na podložce, která je v kontaktu s chodidlem [22].

Center of Mass (COM, těžiště) je hypotetický hmotný bod, kam je soustředěna veškerá hmotnost těla. Jeho přesná poloha je závislá na anatomické struktuře těla, obvyklého držení těla při stoji a aktuální pozici. Jeho lokace je v lidském těle u mužů asi v 57 % tělesné výšky a u žen asi v 55 % [21]. COM lze stanovit pomocí grafických nebo matematických metod, na příklad vážený průměr všech COM segmentů [22]

Centre of gravity (COG) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze. Při stoji se COG nachází vždy v opěrné bázi. Pokud se COG vyskytne mimo opěrnou bázi, není možné, aby se vrátilo zpět pouze pomocí působení svalové síly subjektu. Musí se změnit opěrná báze, přemístěním plochy kontaktu [22].

Center of pressure (COP) je definováno jako působiště vektoru reakční síly podložky. COP by bylo shodné s COG pouze tehdy, kdyby tělo bylo dokonale tuhé těleso, což samozřejmě není. Jeho poloha je dána COM a řízením centrální nervové soustavy (př. aktivita bérceových svalů má na COP výrazný vliv) [21][22].

95 % confidence ellipse area je takzvaná plocha konfidenční elipsy, která představuje 95 % poloh COP [22].

Dalšími možnými parametry, které lze získat z COP jsou délka dráhy a rychlost změn. Nejužitečnější parametr pro hodnocení stability stoje je rychlost změn COP, protože díky ní lze zjistit rozdíl mezi zdravými a nemocnými jedinci [34]. Průměrná rychlost COP je vypočtená ze změny polohy COP vzhledem ke snímací frekvenci [35].

3 DYNAMICKÝ CHODNÍK

Dynamický chodník Zebris (viz Obr. 5) je vyroben z pole tlakových senzorů uspořádaných do konfigurace matice. Jeho výhodou je, že je snadno použitelný [18].

Pro přesnost čtení je ale důležité, aby noha kontaktovala, co se týká do šířky chodníku, střed snímací oblasti. Systém zobrazuje naměřená data pro každý senzor zvlášť. Výstupem přístroje jsou surová data skládající se z matic (viz příloha A), které obsahují informaci o zatížení jednotlivých senzorů. Navíc je měření a vyhodnocování zpracováváno v počítači pomocí programu WinFDM.



Obr. 5: Dynamický chodník

Protokol s výsledky (viz Obr. 6) získaný pomocí programu WinFDM obsahuje graf nesoucí informaci o průměrném rozložení tlakových sil v oblasti chodidla z celkové doby měření, kde jsou hodnoty tlaku působících na podložku přiřazeny barvám z barevné škály. V tomto grafu je vyznačena hlavní osa a vedlejší osa. Dále obsahuje vyhodnocené parametry: doba měření (s), 95 % plochy konfidenční elipsy (mm^2), délka dráhy COP (mm), průměrná rychlost změn COP (mm/s) (viz podkapitola 2.5), délka vedlejší osy (mm), délka hlavní osy (mm), úhel mezi osou y a hlavní osou ($^\circ$), odchylka od osy x (mm), odchylka od osy y (mm). V protokolu jsou také obsaženy spojnicové grafy nesoucí informaci o zatížení levé a pravé špičky a paty, kde na ose y je tlak působící na podložku a na ose x je čas. Dále jsou zde sloupcové grafy, které vypovídají o procentuálním zatížení levého a pravého chodidla a také o procentuálním zatížení pravé a levé špičky chodidla. Sloupcové grafy jsou vyjádřeny také pomocí číselných hodnot [18].

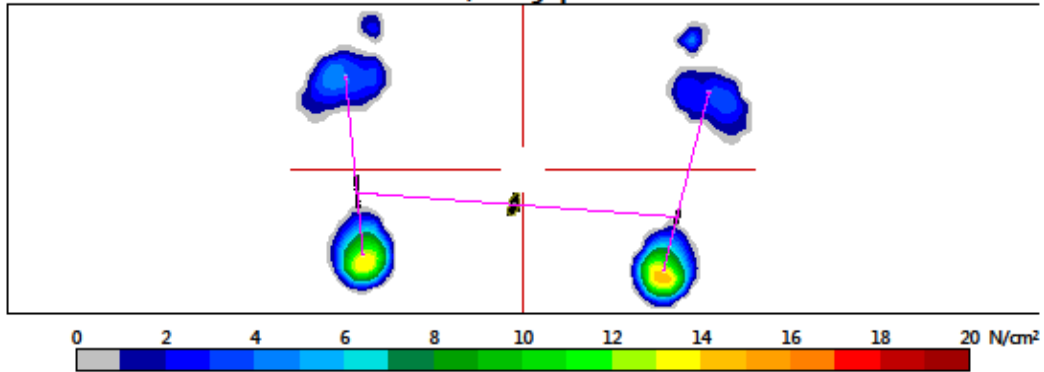
SAM Präzisionstechnik GmbH Stance Report

Person: Nikola Semerakova, 01.01.1993, Female
Record: 15.12.2015 08:21, Stance Analysis FDM, subj_1_mer_1



Stance parameters

Stance, average pressure



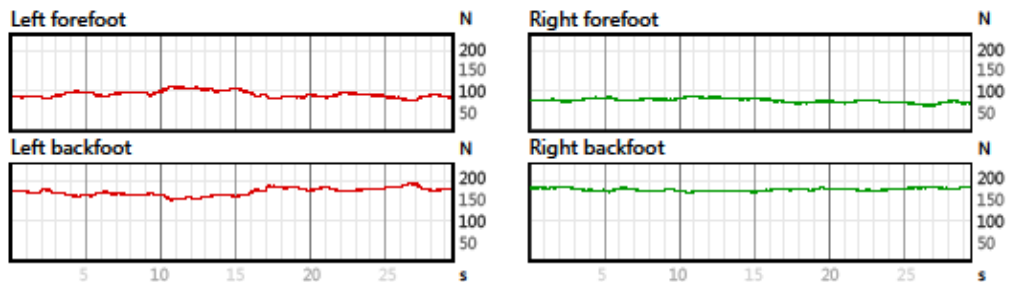
Parameters

Analysis time, sec	29,4	40 sec
95% confidence ellipse area, mm ²	114	140 mm ²
COP path length, mm	104	130 mm
COP average velocity, mm/sec	4	5 mm/sec

Parameters advanced

Length of minor axis, mm	7,9	22 mm
Length of major axis, mm	18,3	22 mm
Angle btw. Y and major axis, deg	17,1	21 deg
Deviation X, mm	-11,6	22 mm
Deviation Y, mm	-30,7	22 mm

Force (N)



Average Forces (%)

Left			Right		
Forefoot	35	100%	30	100%	Forefoot
Backfoot	65		70		Backfoot
Total	51		49		Total

Obr. 6: Protokol s výsledky z programu WinFDM

Ideálně jsou měřená data vyhodnocována synchronně s elektromyografií [18].

Základní měřicí systém se skládá z měřicí desky FDM 2, externího napájecího zdroje a WinFDM software balíku. Tento systém pracuje s využitím počítače s USB rozhraním [18]. Vzorkovací frekvence přístroje je nastavitelná. Maximální nastavitelná vzorkovací frekvence je 92 Hz. Výčet parametrů chodníku Zebris je v Tab. 1 [18].

Tab. 1: Parametry chodníku Zebris

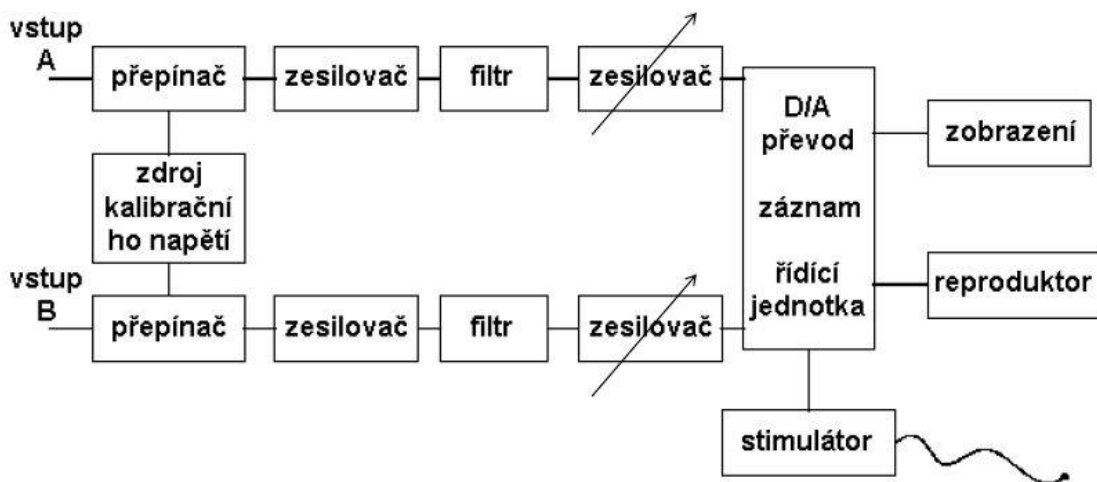
Rozsah měření	1 - 120 N/cm ²
Přesnost měření	± 5 %.
Délka chodníku	212,2 cm
Šířka chodníku	60,5 cm
Výška chodníku	2,5 cm
Plocha senzorů (délka x šířka)	203,2 x 54,2 cm
Počet senzorů	15 360
Plocha jednoho senzoru	0,72 cm ²
Použitá vzorkovací frekvence	92 Hz

4 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie (EMG) je elektrodiagnostická metoda, která se zabývá registrací bioelektrických potenciálů z kosterních svalů a nervů. Pomocí EMG je možno diagnostikovat poruchy periferního svalstva, nervosvalového přenosu a kosterního svalstva [7].

Kosterní sval se skládá z motorických jednotek, kde každá obsahuje motorický neuron a jím inervovaná svalová vlákna. Jeden sval obsahuje 100 až 2000 motorických jednotek a jeden motorický neuron inervuje 5 až 1000 svalových vláken. Důsledkem aktivace motorických jednotek jsou akční potenciály. Signály z jednotlivých motorických jednotek jsou velmi obtížně měřitelné. Měří se sumační potenciály z několika motorických jednotek, v okolí měřeného místa [38][39].

Požadavky na elektromyograf vyplývají z vlastností EMG signálu. EMG zesilovač musí být schopen znásobit amplitudu v rozsahu frekvence EMG signálu, potlačit soufázové napětí a mít dostatečně velký vstupní odpor [7][38].



Obr. 7: Blokové schéma elektromyografu, převzato z [38]

Blokové schéma elektromyografu je vyobrazeno na Obr. 7. Bioelektrický signál může být snímán pomocí jehlových či povrchových elektrod. Obvykle je přístroj konstruován jako dvoukanálový, aby bylo možné porovnávat signály z více svalových skupin. Signál je z elektrod veden na předzesilovač. Zdroj kalibračního napětí slouží ke kvantitativnímu hodnocení. Vstupní signál je převeden z analogového na digitální pomocí A/D převodníku. Dále je přiveden do bloku filtr, který se skládá z: dolní propusti (kvůli omezení šířky přenášeného signálu a potlačení případného rušení), horní propusti (pro potlačení driftu) a pásmové zadržky (pro potlačení síťového rušení).

Vyfiltrovaný signál by měl být ve frekvenčním rozsahu 10 - 500 Hz, kdy vzorkovací frekvence nesmí být méně jak 1000 Hz dle Nyquistova teorému, aby nedocházelo k aliasingu [28][38][39].

Další součástí přístroje je stimulátor, který generuje elektrické impulzy o požadované intenzitě, trvání a frekvenci. Lze hodnotit i zvukový záznam pomocí reproduktoru, protože EMG signál leží kmitočtově v oblasti slyšitelných kmitočtů [7] [38].

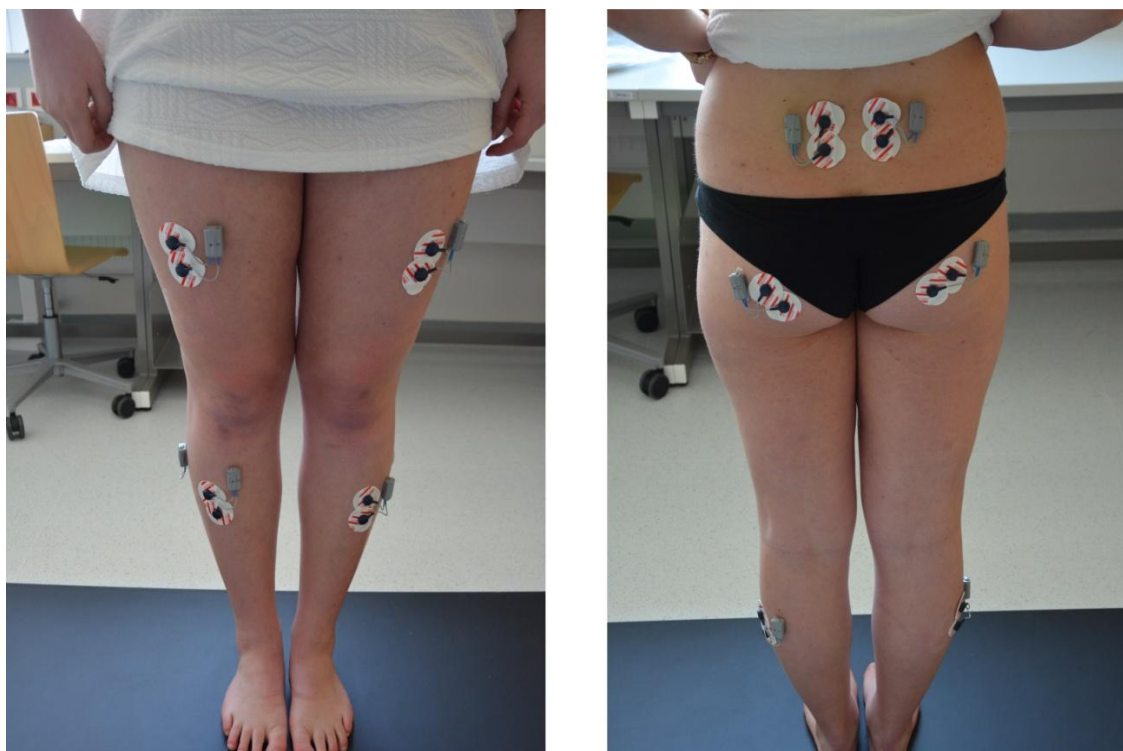
4.1 Bezdrátový elektromyograf Wave Plus

Pro praktickou část je využit bezdrátový elektromyograf - konkrétně Wave Plus system od firmy Cometa, který má šestnáct kanálů (viz Obr. 8). Mezi největší výhody tohoto elektromyografu je, že se vyšetřovaný může volně pohybovat, protože ho neomezují žádné kabely mezi aktivními elektrodami (obsahující vysílač) a přijímačem dat. Vyšetření je neinvazivní [20].

Pro každý kanál EMG musí být použity dvě jednorázové elektrody, které se nalepí na požadovaný sval (viz Obr. 9). Aktivní elektrody s vysílačem se připnou pomocí svých spojek na elektrody [20].



Obr. 8: Bezdrátový elektromyograf



Obr. 9: Nalepené elektrody na vyšetřovaném subjektu a) pohled zepředu, b) pohled zezadu

Přístroj obsahuje bezdrátové moduly: Aktivní elektrody s vysílačem a aktivní přepínače s vysílačem s piezoresistivními snímači. Tyto moduly jsou uchovány v boxu, který po připojení do elektrické sítě moduly nabíjí [20].

Aktivní elektrody s vysílačem se skládají ze signálového modulu s aktivním obvodem pro radiový přenos signálu a z modulu s I/O rozhraním, který obsahuje dobíjecí baterii a nabíjecí cívku. Každá aktivní elektroda s vysílačem je také vybavena akcelerometrem, který je schopen zachytit minimální pohyb těla v prostoru. Další parametry jsou obsaženy v Tab. 2 a Tab. 3 [20].

Tab. 2: Parametry aktivní elektrody s vysílačem, převzato z [20]

Přijímací/vysílací frekvence	2402 - 2480 MHz
Vysílací výkon	0,45 mW
Výdrž baterie (100 % nabitá baterie)	> 12 h
Šířka frekvenčního pásma	10 Hz - 500 Hz
A/D převodník	16 bitů - 2 ks / sec
Vzorkovací frekvence	2000 Hz

Tab. 3: Parametry aktivní elektrody s vysílačem pokračování, převzato z [20]

Rozměry	33 x 23 x 19 mm
Váha	12 g
Vstupní impedance	20MΩ
CMR	> 120 dB
SNR	> 50 dB

U diskriminační činitele (CMR, Common Mode Rejection Ratio noise ratio) je požadována co největší hodnota. U kvalitních zesilovačů je hodnota CMR až 120 dB, což znamená, že se rozdílový signál oproti soufázovému zesílí 10^6 x více [38].

Poměr signálu a šumu (SNR, Signal to noise ratio) představuje informaci o vztahu mezi úrovní signálu a hladinou šumu [38].

Aktivní přepínač s vysílačem udává informaci o okamžiku došlapu, jeho parametry jsou obsaženy v Tab. 4.

Tab. 4 Parametry footswitch modulu, převzato z [20]

Přijímací/vysílací frekvence	2402 - 2480 MHz
Vysílací výkon	0,45 mW
Výdrž baterie (100 % nabitá baterie)	> 12 h
Rozměry	33 x 23 x 19 mm
Váha	12 g

Dále systém obsahuje základní jednotku s čelním panelem LED, která komunikuje s bezdrátovými moduly díky obousměrnému propojení pracujícím na frekvenci 2,4GHz pomocí radiofrekvenčního přijímače. Základní jednotka je spojena s počítačem přes USB port pomocí USB kabelu. Obsahuje mikroprocesor pro synchronizaci dat a A/D převodník. Vzorkovací frekvence přístroje je 2000 Hz.

5 PROTOKOL MĚŘENÍ

Cílem práce je změřit variabilitu rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG.

Měření je provedeno na deseti lidech. Skupina vyšetřovaných by měla být, co možná nejsourodější. Důraz je třeba klást na přibližně stejný věk a BMI, protože tyto dva aspekty by měření znatelně ovlivnily [17].

Po shrnutí třiceti dvou studií zabývajících se rozložením tlakových sil v oblasti chodidla byl stanoven názor, že pohlaví na měření nemá vliv [17]. Takže se měření této práce nespécifikuje pouze na jedno pohlaví.

Před zahájením samotného vyšetření vyšetřovaná osoba podepíše informovaný souhlas (viz příloha B) a provede se krátký dotazník, kde budou označeny základní informace (viz Tab. 5).

Tab. 5: Dotazník pro vyšetřovaného

Jméno	
Pohlaví	
Datum narození	
Věk	
Výška	
Váha	
BMI	
Onemocnění týkající se pohybového aparátu	
Dominantní dolní končetina	
Četnost sportovní aktivity	a) nesportuji
	b) jednou týdně
	c) dvakrát až třikrát týdně
	d) čtyřikrát a vícekrát týdně
Druh sportu	
Teplota v místnosti v průběhu měření	

Vyšetřovaný je dotázán na jméno, příjmení, datum narození, výšku, váhu, případná onemocnění pohybového aparátu a sportovní aktivity. Dále je vyšetřovaný požádán, aby třikrát libovolně vystoupil a sestoupil na nízký podstavec. Dominantní je ta končetina, kterou použije na výstup na podstavec jako první [33].

Pro každé jednotlivé vyšetření je potřeba zajistit obdobné vnější podmínky. Mělo by se tedy dbát na to, aby byla v místnosti, kde měření probíhá, přibližně stejná teplota. Měření vždy probíhá při umělém osvětlení. Dále by měl být vyšetřovaný v psychické i fyzické pohodě. Je třeba zajistit, aby vyšetřovaného nerušily zrakové, zvukové, hmatové ani čichové aspekty a poprosit ho o zachování klidu.

Ještě před samotným měřením je vyšetřovanému vysvětlen průběh následujícího vyšetření a jsou zodpovězeny případné otázky.

Vyšetřovaný je požádán, aby se šel převléknout do volnějšímích kraťasů či sukně a volnějšiho trička. Těsné oblečení by bylo nežádoucí, protože by jednak mohlo zkreslovat naměřené hodnoty a nalepování elektrod by tím bylo ztíženo.

Když je vyšetřovaná osoba připravená na měření, přistoupí se k nalepování elektrod. Na každý sval jsou nalepeny dvě jednorázové elektrody a na ně jsou připevněny aktivní elektrody s vysílači (viz Obr. 9). Dále jsou na obě paty vyšetřovaného připevněny snímače aktivních elektrod s prepínači. Aktivní elektrody s prepínači jsou přilepeny na spodní část lýtka a pomocí kabelů jsou propojeny se snímači, takže je třeba klást pozornost na to, aby se spojení během vyšetřování nepřerušilo.

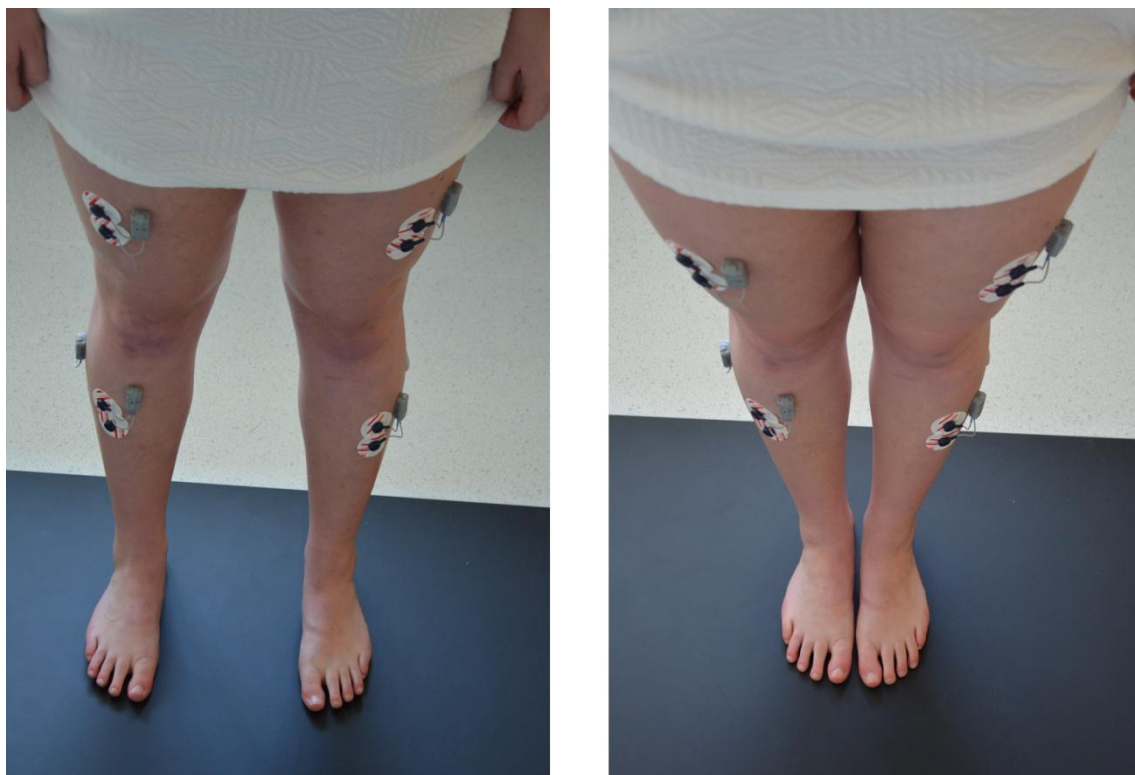
Dále se přistoupí k samotnému vyšetření. Vyšetřovaný si stoupne před dynamický chodník a počká na pokyny. Vždy před začátkem měření si po požádání stoupne na chodník, a pak provádí stoj a jeho modifikace dle pokynů (viz příloha C). Během vyšetření se dívá na tečku, která je umístěna na stěně ve vzdálenosti 1,2 metru, z důvodu fixace pohledu. Po dokončení daného měření si zase stoupne na podlahu, aby se chodník mohl zkalibrovat pro další měření.

5.1 Vyšetření stoje v modifikacích

Nejprve je provedena tzv. Rombergova zkouška, která se skládá ze tří částí. Romberg I (viz Obr. 10, a) je stoj, kdy chodidla jsou od sebe vzdálena zhruba na šířku ramen jedince [11]. K tomuto stoju je přidáno otáčení hlavy doprava a doleva. Zhoršení stability při otáčení hlavy může poukazovat na poruchu vestibulárního aparátu.

Romberg II (Obr. 10, b) je stoj spojný. Romberg III je stoj spojný se zavřenýma očima. Pokud se stabilita stoje zhorší při stoju Romberg III, jedná se o pozitivní Rombergův test. Negativní Rombergův test je tehdy, pokud nedochází k výraznému zhoršení mezi stojem II a III [11]. V tomto případě se také může jednat o poruchu vestibulárního aparátu, kdy vyšetřovaný padá směrem na slabší labyrint [23].

Dále je provedeno vyšetření na jedné noze. Vyšetřovaný bude stát na jedné noze a druhá bude přikrčena v kolenu a bude otáčet hlavou doprava a doleva. Potom se vyzkouší, zda bude mít na tento pokus vliv zavření očí [11][12]. Při výrazném zhoršení stability stoje na jedné noze oproti stoji na obou nohách se může jednat o oslabení hýžděového svalu, což má pak za následek to, že se pánev naklání k jedné straně [24]. Výrazné zhoršení stability při otáčení hlavy nebo při zavřených očích, opět může souviset s vestibulárním systémem, obecně s onemocněním dolních končetin či zad (za výrazné zhoršení stability se považuje přešlápnutí či pád).



Obr. 10: Ukázka modifikací stoje a) Romberg I, b) Romberg II

6 ZPRACOVÁNÍ DAT Z ELEKTROMYOGRAFU

Pro zpracování naměřených dat z elektromyografu byly vytvořeny funkce v programovacím prostředí MATLAB pro jednotlivé typy měření:

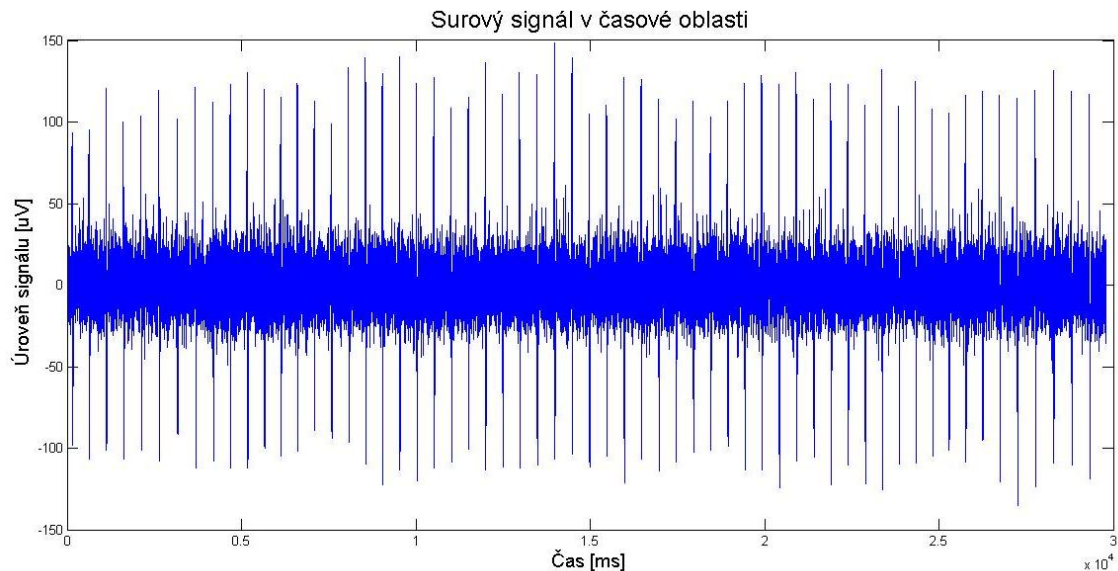
- funkce *mereni_1* je pro stoj na šířku ramen
- funkce *mereni_2* je pro stoj na šířku ramen s otáčením hlavy
- funkce *mereni_3* je pro stoj spojný
- funkce *mereni_4* je pro stoj spojný se zavřenýma očima
- funkce *mereni_5* je pro stoj pouze na levé noze se zavřenýma očima
- funkce *mereni_6* je pro stoj pouze na pravé noze se zavřenýma očima
- funkce *mereni_7* je pro stoj na střídavě pravé a levé noze se zavřenýma očima

Funkce *mereni_1-6* jsou shodné, liší se pouze funkce *mereni_7*, kdy je signál rozdělen tak, aby se hodnotila pouze data získaná při stoji v daných pozicích. Tedy při stoji jen na levé noze, a obou nohách a jen na pravé noze. Nejsou tedy hodnoceny jednotlivé přechody mezi stoji. Z každé pozice jsou vybrány prostřední 3 sekundy, aby se subjekt vždy nacházel v daném postoji. Ve všech funkcích jsou zjišťovány následující parametry: v časové oblasti průměr a medián detekovaných píků a maximální hodnota píků (6.1), ve frekvenční oblasti medián a průměr frekvencí ve výkonovém spektru (6.2). Všechny funkce jsou volány ve skriptu *emg*, který prochází naměřená data pro všechny svaly, všechny stoje, pro jeden subjekt.

Surová data z bezdrátového elektromyografu jsou v txt souborech a jsou načítána do programovacího prostředí pomocí příkazu *importdata*. Data jsou vzorkována frekvencí 2000 Hz.

6.1 Analýza v časové oblasti

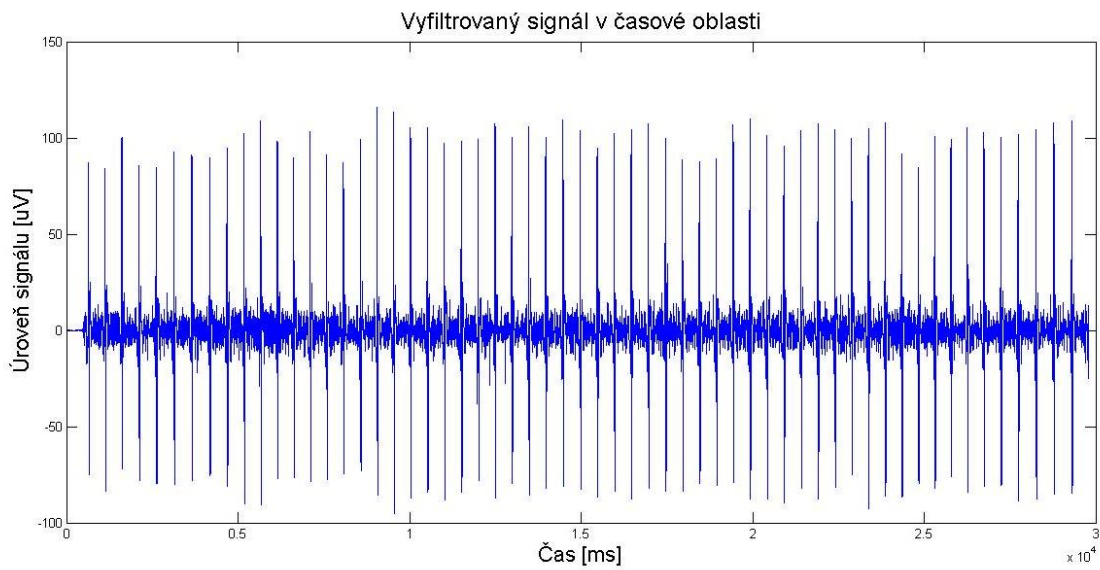
Na Obr. 11 je ukázka grafu surového signálu v časové oblasti získaného ze svalu *m. erector spinae* - pravá strana těla, při měření subjektu č. 1, při stožení na šířku ramen. V následujících ukázkách zpracování a analýzy signálu je pracováno s tímto signálem.



Obr. 11: Graf surového signálu v časové oblasti ze svalu *m. erector spinae*

V rámci zpracování signálu je provedena filtrace, která se využívá k potlačení šumu či nežádoucích frekvencí (viz kapitola 4). Zde jsou použity filtry typu dolní propust a horní propust. Ideálně by měl být amplitudový přenos v propustných pásmech roven jedné a mimo tato pásma roven nule [28].

Surový signál je vyfiltrován pomocí horní propusti, kde je mezní frekvence zvolena na 10 Hz [37]. Dále je filtrován pomocí dolní propusti, kde je mezní frekvence nastavena na 100 Hz. Vyfiltrovaný signál je vyobrazen v časové oblasti na Obr. 12 .

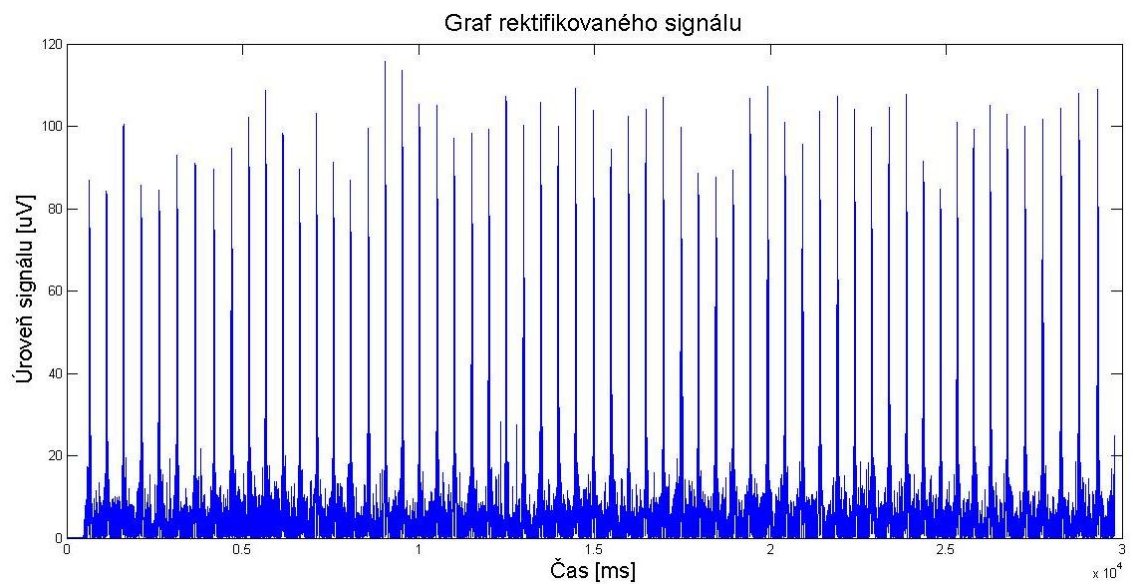


Obr. 12: Graf vyfiltrovaného signálu v časové oblasti

Z vyfiltrovaného signálu je vytvořen rektifikovaný signál (viz Obr. 13) dle rovnice ((6.1)).

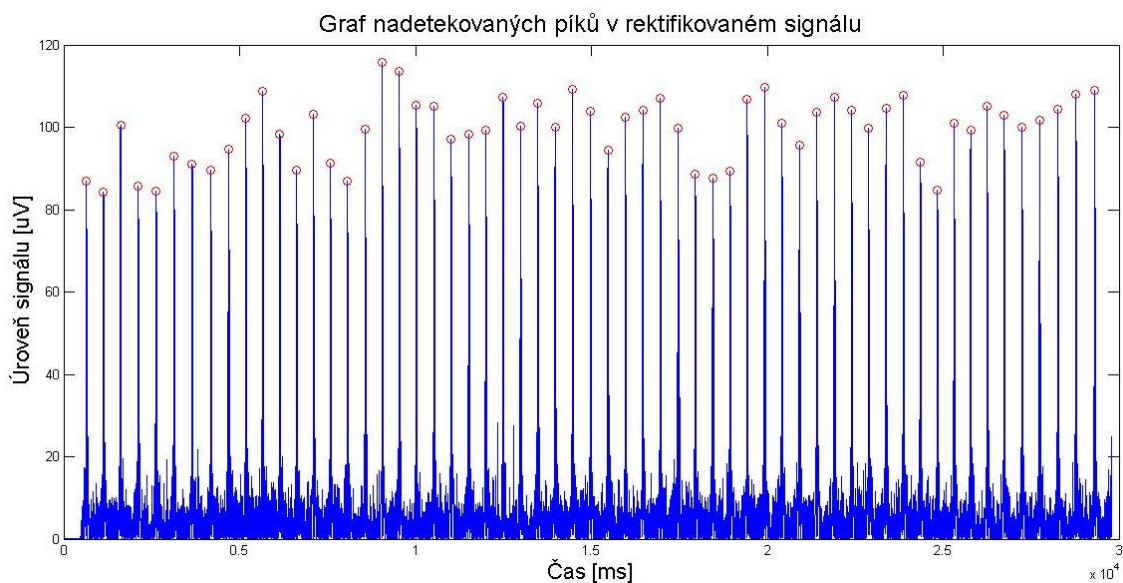
$$|x| = x, \quad |-x| = x, \quad |0| = 0 \quad (6.1)$$

kde x je vzorek signálu.



Obr. 13: Graf rektifikovaného signálu

V další části jsou v rektifikovaném signálu nalezeny píky pomocí příkazu *findpeaks*, který nachází lokální maxima v zadané oblasti. V příkazu je nastavena vzdálenost sousedících píků a jejich minimální velikost. Ze získaných píků je vypočítána jejich průměrná hodnota (příkaz *mean*), medián (příkaz *median*) a maximální hodnota píků (příkaz *max*). Nadetekované píky jsou vyobrazeny v grafu rektifikovaného signálu pomocí malých červených kruhů (viz Obr. 14).



Obr. 14 Graf nadetekovaných píků v rektifikovaném signálu

Příklad získaných hodnot z časové oblasti je vyobrazen v Tab. 6 pro *m. erector* na pravé končetině. Hodnoty v tabulce odpovídají grafu na Obr. 14.

Tab. 6: Výsledky v časové oblasti

	<i>m. erector</i> - pravá končetina
Průměr píků [µV]	99,527
Medián píků [µV]	100,477
Max. hodnota píků [µV]	115,786

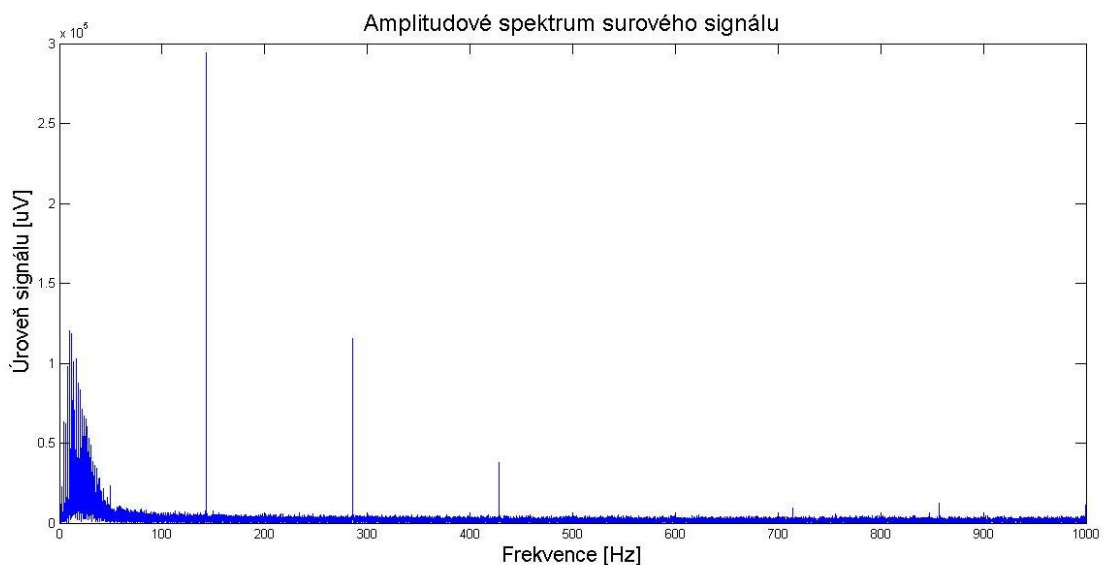
6.2 Analýza ve frekvenční oblasti

Pro analýzu ve frekvenční oblasti je signál převeden z časové oblasti pomocí Fourierovy transformace, která je realizována pomocí příkazu *fft*. Obecně se Fourierova transformace vypočítá dle rovnice (6.2) [28].

$$F(\omega) = F\{f(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t}, \quad (6.2)$$

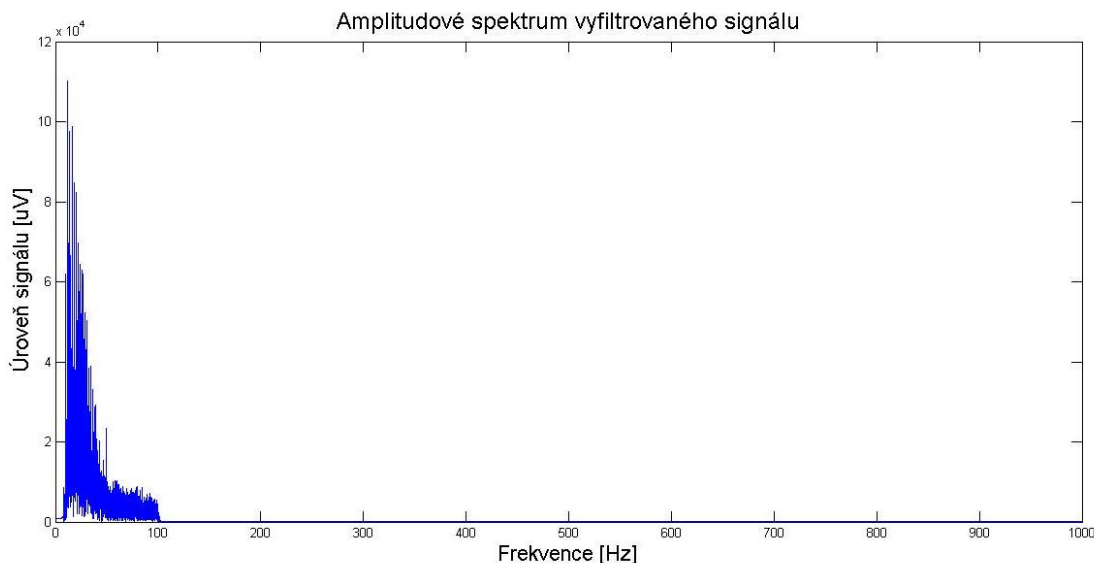
kde $f(t)$ je signál proměnný v čase, t je čas a ω je kmitočet.

Fourierova transformace odstraní závislost na čase, spektra popisují frekvenční charakter. Takto je tedy získáno spektrum signálu, ve kterém je možné zhodnotit jaké frekvenční složky jsou v signálu zastoupeny. Následně je nalezeno charakteristické spektrum, konkrétně amplitudové spektrum, protože pro průměrování jednotlivých realizací lze účinně průměrovat absolutní hodnoty, tedy amplitudová spektra [28]. Pro získání amplitudového spektra je výsledek funkce *fft* převeden do absolutní hodnoty pomocí příkazu *abs*. Amplitudové spektrum surového signálu je vyobrazeno v Obr. 15



Obr. 15: Graf surového signálu ve frekvenční oblasti ze svalu *m. erector spine*

Dle již už zmíněné filtrace horní propustí s mezní frekvencí 10 Hz a s dolní propustí s mezní frekvencí 100 Hz, byl získán vyfiltrovaný signál. Jeho amplitudové spektrum je vyobrazeno na Obr. 16.



Obr. 16: Graf vyfiltrovaného signálu ve frekvenční oblasti

Mezní frekvence dolní propusti je zvolena takto nízká, protože horní hranice frekvenční zájmové oblasti se pohybuje do 80 Hz (viz Obr. 15). Navíc na frekvencích 142,8 Hz, 285, 7 Hz a 428,6 Hz se u většiny naměřených dat objevovaly spektrální čáry, které pravděpodobně představovaly rušení z okolních přístrojů (např. z dynamického chodníku Zebris). Pomocí nízko zvolené hodnoty mezní frekvence dolní propusti bylo toto rušení odstraněno.

Odhad výkonového spektra lze získat buďto umocněním amplitudového spektra na druhou, metodou periodogramu nebo korelogramu, pomocí banky filtrů nebo metodou minimálního rozptylu [28]. Ve zpracování je vybrán první způsob, tedy umocnění amplitudového spektra na druhou, kvůli jednoduchosti zpracování. Výkonové spektrum informuje o energetických poměrech ve spektru. Je to souborová střední hodnota individuálních výkonových spekter jednotlivých realizací signálu. Obecně je získání výkonového spektra popsáno v rovnici (6.3) [28].

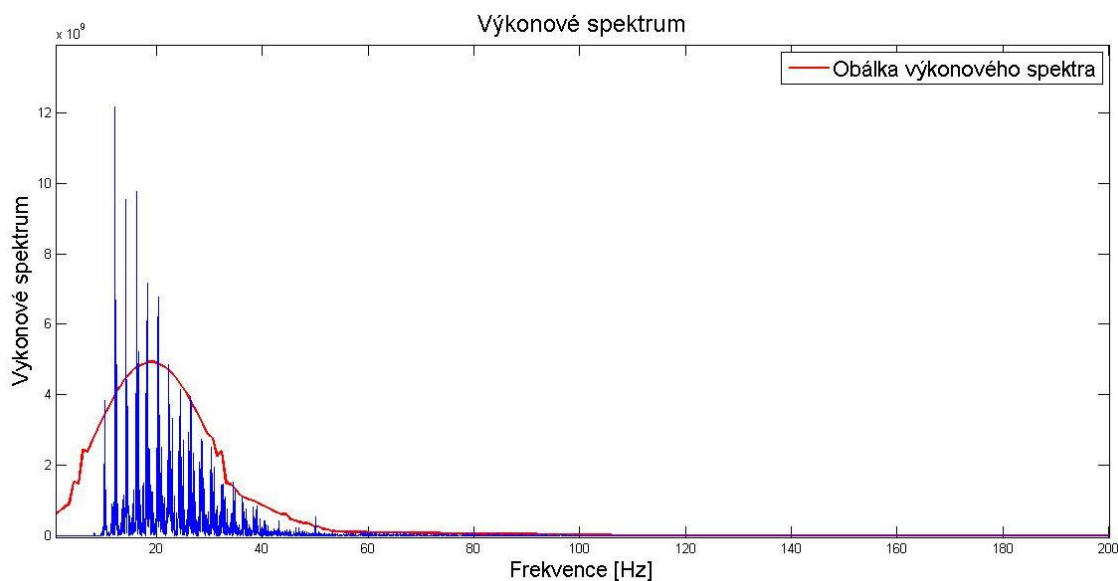
$$S_{ff}(\omega) = E_w \left\{ \frac{1}{N} |F_w(\omega)|^2 \right\} \approx \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{1}{N} |F_{w_i}(\omega)|^2 \quad (6.3)$$

kde $S_{ff}(\omega)$ je výkonové spektrum, E_w je souborová střední hodnota, N je počet realizací a $F_w(\omega)$ je spektrum jedné realizace.

Pravá strana zde vyjadřuje odhad průměrem z konečného počtu realizací [28].

Pro výkonové spektrum je udělána obálka [25], která funguje následovně. Zjistí délku výkonového spektra a dle toho zvolí faktor pro podvzorkování. Výkonové spektrum je umocněno na druhou, je podvzorkováno a následně provedena dolní

propust. Na Obr. 17 je vyobrazeno výkonové spektrum vyfiltrovaného signálu i s jeho obálkou.



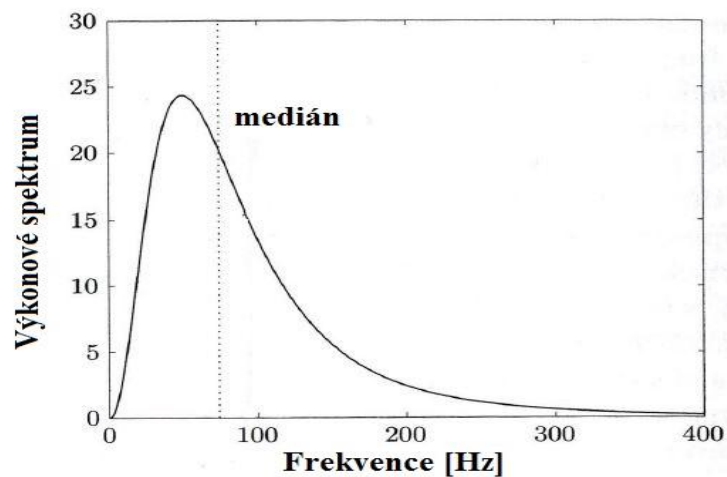
Obr. 17: Výkonové spektrum z vyfiltrovaného signálu s obálkou

Pomocí obálky je nalezen průměr a medián výkonového spektra. Průměr je realizován příkazem *mean* a jedná se o klasický aritmetický průměr sledovaných hodnot, který se vypočítá dle rovnice (6.4) [29].

$$x_{prum} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} \quad (6.4)$$

kde x_{prum} je výsledná průměrná hodnota, n je počet hodnot, x je hodnota ve spektru.

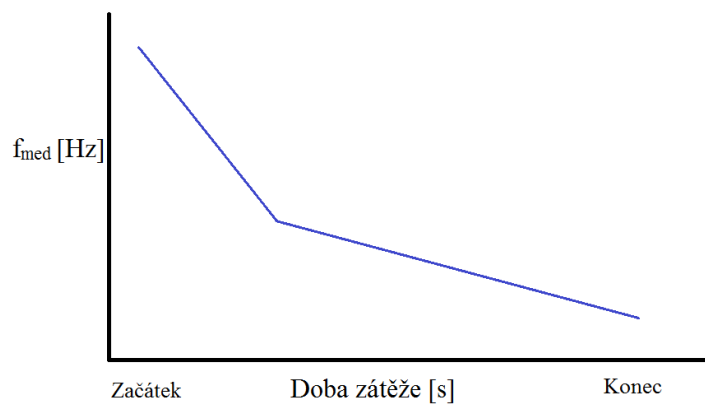
Medián je vypočten tak, že jsou všechny sledované hodnoty seřazeny od nejmenší po největší a je vybrána hodnota, která je uprostřed. V případě lichého počtu hodnot se udělá průměr dvou prostředních hodnot [30]. V této realizaci analýzy frekvenční oblasti jsou všechna lichá výkonová spektra zkrácena o poslední prvek, aby byla všechna spektra sudá. Výpočet je realizován pomocí příkazu *median*. Příklad nalezeného mediánu frekvencí ve výkonovém spektru je vyobrazen na Obr. 18.



Obr. 18: Medián frekvencí ve výkonovém spektru, převzato z [39]

Medián výkonového spektra je oproti průměru méně senzitivní k šumu a aliasingu, a ve většině případech je citlivější na biochemické a fyziologické procesy, které se odehrávají během svalových kontrakcí [31].

U obou těchto hodnot je zkoumán jejich posun doleva v rámci osy x , tedy k nižším frekvencím, což by představovalo svalovou únavu (viz Obr. 19) [31].



Obr. 19: Pokles hodnoty mediánu frekvencí z výkonového spektra v průběhu zátěže, převzato z [39]

7 ZPRACOVÁNÍ DAT Z DYNAMICKÉHO CHODNÍKU

Pro zpracování naměřených dat z dynamického chodníku jsou vytvořeny funkce v programovacím prostředí MATLAB pro jednotlivé typy měření:

- funkce *mereni_1* je pro stoj na šířku ramen
- funkce *mereni_2* je pro stoj na šířku ramen s otáčením hlavy
- funkce *mereni_3* je pro stoj spojný
- funkce *mereni_4* je pro stoj spojný se zavřenýma očima
- funkce *mereni_5* je pro stroj pouze na levé noze se zavřenýma očima
- funkce *mereni_6* je pro stoj pouze na pravé noze se zavřenýma očima
- funkce *mereni_7* je pro stoj na střídavě pravé a levé noze se zavřenými očima

Funkce *mereni_1-4* jsou shodné, protože jsou použity pro stoj na obou nohách, konkrétně: stoj na šířku ramen, stoj na šířku ramen s otáčením hlavy, stoj spojný a stoj spojný se zavřenýma očima. V rámci těchto funkcí je vypočítáno průměrné zatížení levého a pravého chodidla po dobu měření a zatížení levé a pravé špičky a paty po dobu měření (7.1).

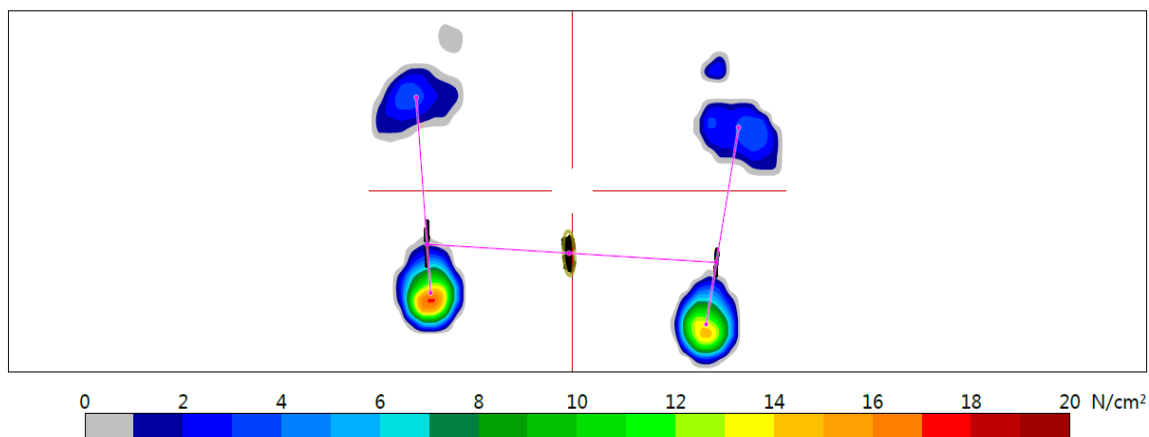
Funkce *mereni_5* a *mereni_6* jsou přizpůsobeny pro stoj na jedné noze, buď jen na levé s přikrčenou pravou nohou a nebo jen na pravé s přikrčenou levou nohou. V *mereni_5* je vypočteno průměrné zatížení levé špičky a paty z celkové doby měření a v *mereni_6* je vypočteno průměrné zatížení pravé špičky a paty (7.2).

Funkce *mereni_7* je použita pro stoj střídavě na levé a pravé noze a je zde vypočteno průměrné zatížení levého a pravého chodidla z celkové doby měření (7.3).

Všechny tyto funkce jsou volány ve skriptu *chodnik*, který prochází naměřená data pro všechny stoj pro jeden subjekt.

Surová data z dynamického chodníku jsou obsažena v xml souborech. Data jsou do programovacího prostředí načítána pomocí funkce *xml2struct* [26], která funguje jako konvertor xml dat do MATLABové struktury. Každé měření obsahuje velké množství matic (viz příloha A), ze kterých můžeme vyčíst rozložení tlakových sil v oblasti chodidla. Pomocí cyklu *for* jsou načteny jednotlivé matice. Vzorkovací frekvence dynamického chodníku byla nastavena na 92 Hz, takže jednotlivé matice jsou načítány po 10,87 ms.

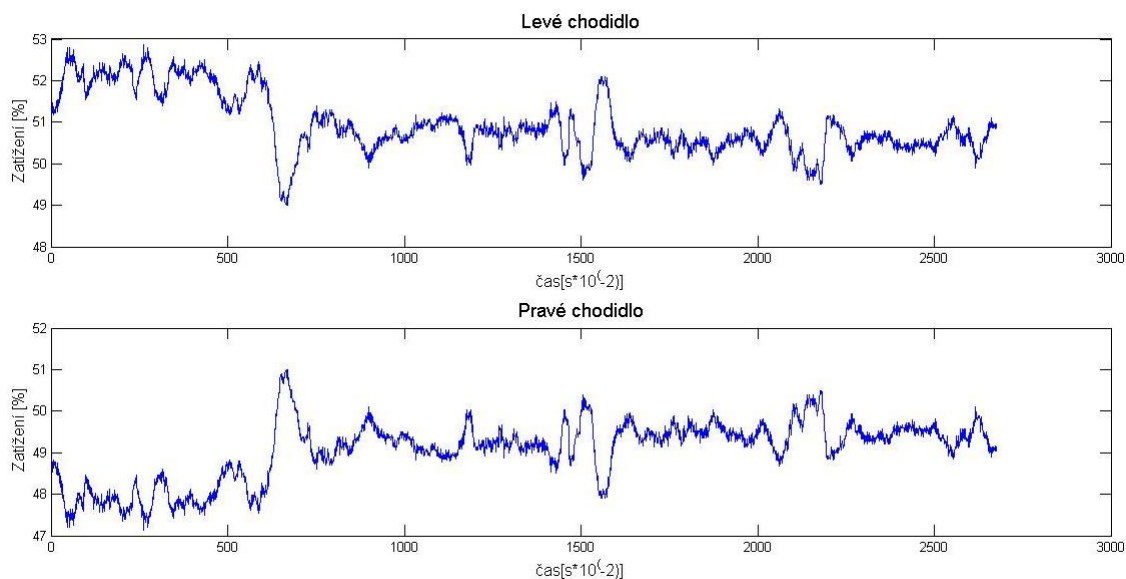
Rozložení tlakových sil lze vidět na Obr. 20 získaného z protokolu měření z programu WinFDM (viz Obr. 6), kde je barevně vyznačeno zatížení na konkrétních místech chodidel. Modrá barva je pro nejmenší zatížení a červená pro největší, čili v tomto případě je největší zatížení na patách.



Obr. 20: Rozložení tlakových sil v oblasti chodidla

7.1 Zpracování dat z měření pro stoj na obou nohách

Stoje, kdy subjekt stojí na obou nohách jsou zpracovány ve funkcích *mereni_1-4*. V těchto funkcích je každá matice obsažená v xml souboru, které bylo získáno z dynamického chodníku, rozdělena na levou a pravou polovinu. Tím je dosaženo rozdělení matice pro pravou a levou nohu. Průměrné zatížení podložky po dobu měření je vyobrazeno na Obr. 21, kde se jedná o záznam z měření č.1 a u subjektu č.1.



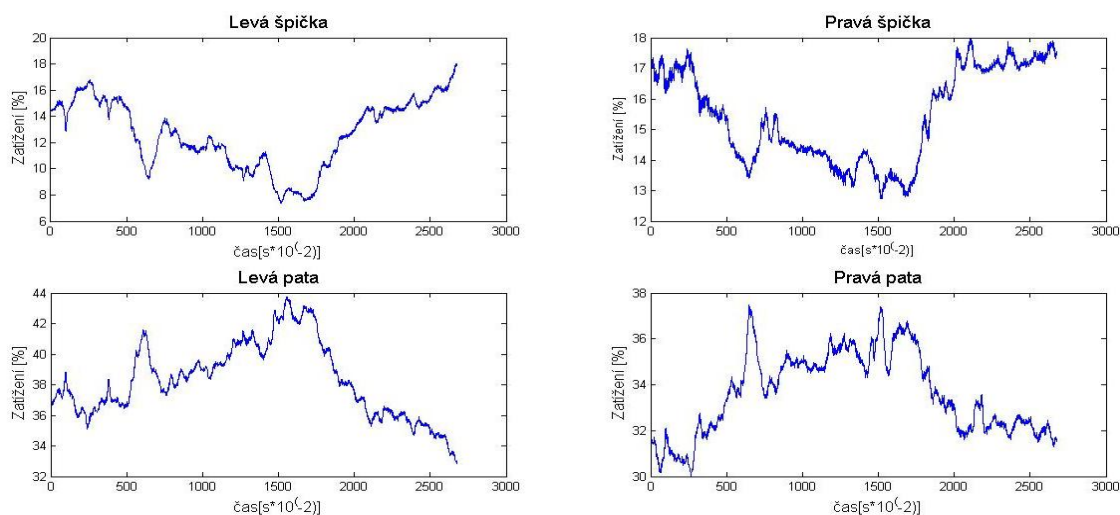
Obr. 21: Průměrné zatížení levého a pravého chodidla po dobu měření

Pro levé a pravé chodidlo je spočítána průměrná hodnota zatížení podložky v rámci celého měření (viz Tab. 7).

Tab. 7: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levé a pravé chodidlo

Průměr levé chodidlo [%]	50,937
Průměr pravé chodidlo [%]	49,063

Dále jsou jednotlivé matice obsažené v načteném xml souboru rozděleny na horní a dolní polovinu, čímž je docíleno rozdělení chodidla na špičku a patu. Průměrné zatížení podložky pro levou a pravou špičku a patu je vyobrazeno na Obr. 22.



Obr. 22: Průměrné zatížení levé špičky a paty a pravé špičky a paty.

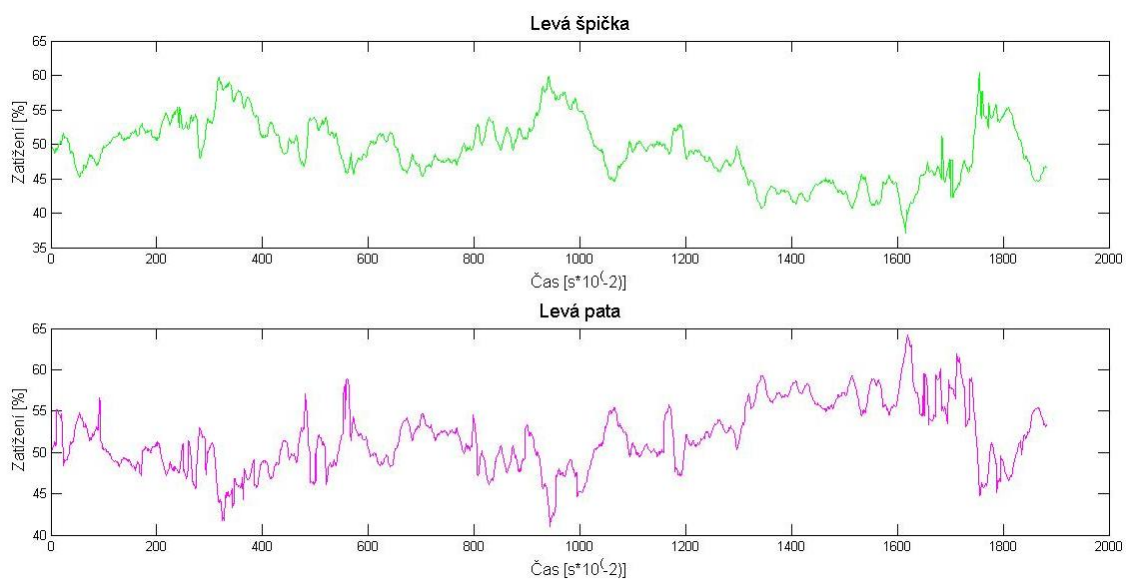
Pro levou a pravou špičku a patu jsou spočítány průměrné hodnoty zatížení podložky v rámci celého měření (viz Tab. 8).

Tab. 8: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levou a pravou špičku a patu

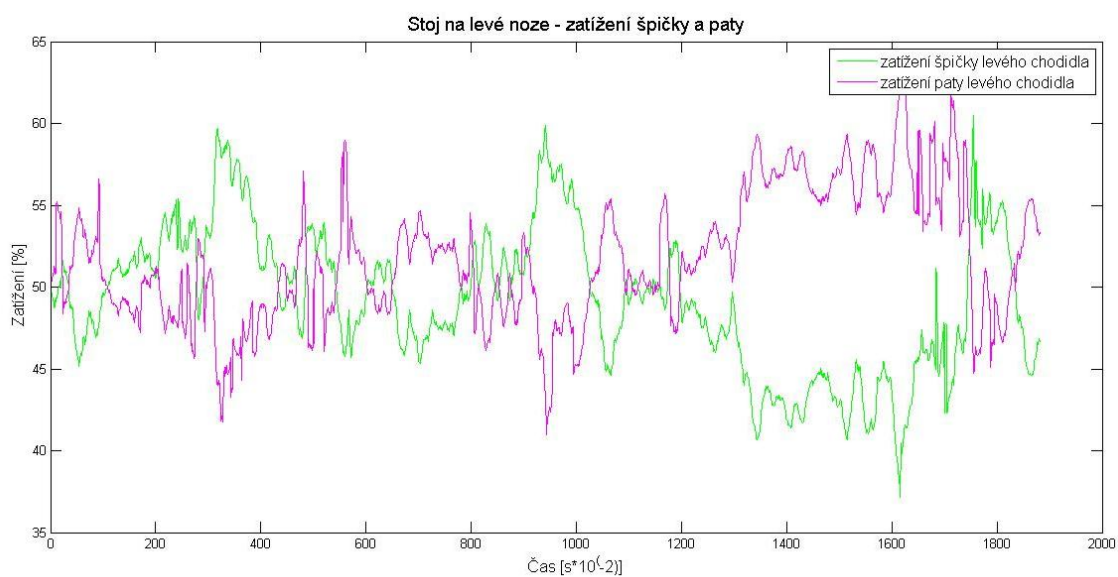
Průměr špičky levého chodidla [%]	12,649	Průměr špičky pravého chodidla [%]	15,444
Průměr paty levého chodidla [%]	38,287	Průměr paty pravého chodidla [%]	33,619

7.2 Zpracování dat z měřeních pro stoj na jedné noze

Funkce *mereni_5* a *mereni_6* jsou použity pro stoji na jedné noze, takže matice obsažené v načítaném xml souboru nesou informaci o zatížení pouze jednoho chodidla. Jsou rozděleny na horní a dolní polovinu pro špičku a patu chodidla. Průměrné zatížení špičky a paty pro subjekt č. 1, měření č. 5 (stoj pouze na levé noze), je vyobrazen na Obr. 23 a na Obr. 24.



Obr. 23: Stoj na levé noze, průměrné zatížení a) špičky, b) paty



Obr. 24: Stoj na levé noze, průměrné zatížení špičky a paty

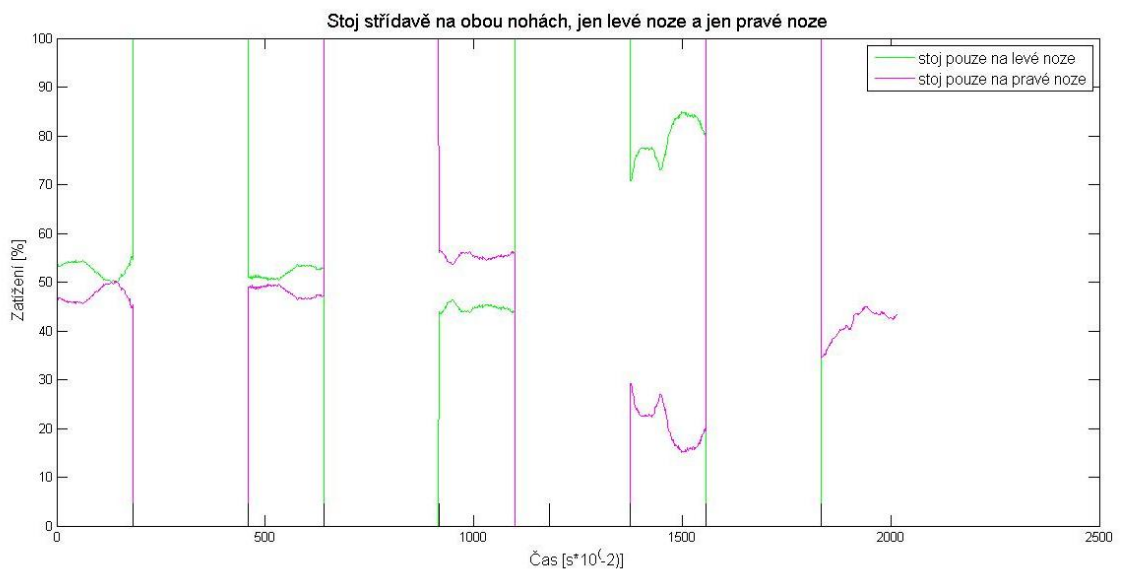
Pro oba typy měření je spočítáno průměrné zatížení podložky za celé měření pro levou a pravou špičku a patu. V Tab. 9 je ukázka výsledku pro levé chodidlo.

Tab. 9: Průměrné hodnoty zatížení podložky z celého měření pro levou špičku a patu

Průměr špičky levého chodidla [%]	49,177
Průměr paty levého chodidla [%]	51,786

7.3 Zpracování dat z měření pro střídavý stoj na obou nohách a jedné noze

Funkce *mereni_7* je použita pro stoj, kdy subjekt stojí střídavě na obou nohách, jen na levé noze a jen na pravé noze. Funkce rozdělí získaná data na několik částí podle toho, v které části měření se subjekt zrovna nacházel (viz příloha C). Z každé části jsou vybrány prostřední 3 sekundy, aby se subjekt vždy nacházel v dané pozici. Každá matice obsažená v načteném xml souboru je rozdělena na levou a pravou polovinu, tedy na levé a pravé chodidlo. Průměrné zatížení obou chodidel v průběhu měření pro subjekt č. 1, měření č. 8 je vyobrazen na Obr. 25.



Obr. 25: Stoj střídavě na obou nohách, jen levé noze a jen pravé noze

8 POROVNÁNÍ DAT

Následující kapitola je věnována porovnávání získaných dat z dynamického chodníku a z elektromyografu. V první podkapitole je porovnána průměrná svalová aktivita vybraných svalů z levé části těla a pravé části těla s průměrným zatížením podložky levým a pravým chodidlem (8.1). V další části je zkoumána průměrná aktivita svalů pro stoj při větším zatížení špičky a paty chodidla (8.2). Dále se práce věnuje dílčímu vyhodnocení dat z elektromyografu a následně z dynamického chodníku. Z elektromyografických dat je porovnáována zjištěná a naměřená dominantní končetina (8.3) a v další podkapitole (8.4) je zkoumáno, zda mělo měření vliv na únavu svalu. Další podkapitola (8.5) je věnována hodnocení stability a v poslední řadě je vyhodnocena přesnost výsledků z dynamického chodníku (8.6).

8.1 Porovnání levé a pravé strany

V práci je provedeno porovnání svalové aktivity svalů levé části těla s průměrným zatížením podložky levým chodidlem a stejně tak je porovnána svalová aktivita z pravé části těla s podložkou zatíženou pravým chodidlem. Porovnání je provedeno pro měření, kdy subjekt stojí na obou dvou nohách:

- měření č. 1 - stoj na šířku ramen
- měření č. 2 - stoj na šířku ramen s otáčením hlavy
- měření č. 3 - stoj stojný
- měření č. 4 - stoj spojný se zavřenýma očima

Hodnota svalové aktivity je získána jako průměr (viz Tab. 10) a jako medián (viz Tab. 11) z daného měření. Tyto ukázky tabulek zkoumaných parametrů jsou pro subjekt č.1, pro měření č. 1 až 4.

Procentuální průměrná a mediánová hodnota svalové aktivity je spočítána jako průměr aktivity svalů levé strany a následně průměr aktivity svalů pravé strany. Tyto průměry jsou poděleny maximální hodnotou svalové aktivity. Následně jsou tyto podíly vynásobeny 100 a tím převedeny na procentuální hodnoty.

Tab. 10: Průměrná svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla

	Průměr levá strana [%]	Průměr pravá strana [%]
Měření č. 1	19,573	29,131
Měření č. 2	20,884	1,718
Měření č. 3	31,342	20,880
Měření č. 4	21,583	2,402

Tab. 11: Mediánová svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla

	Medián levá strana [%]	Medián pravá strana [%]
Měření č. 1	19,162	28,206
Měření č. 2	20,870	1,638
Měření č. 3	31,337	20,886
Měření č. 4	21,498	2,198

Procentuální hodnoty z dat dynamického chodníku jsou spočteny tak, že pro každou matici (viz příloha A), která obsahuje hodnoty informující o velikosti tlakové síly působící na senzory obsažené v dynamickém chodníku, je vypočítána suma jejich hodnot. Každá matice je rozdělena na levou a pravou polovinu (levé a pravé chodidlo) a horní a dolní polovinu (špička a pata). Z hodnot těchto částí matic jsou také vypočítány jejich sumy. Každá z těchto sum jednotlivých částí matice je podělena sumou celé matice a tento podíl je vynásoben 100. Tímto způsobem je vypočítáno procentuální zatížení pro každou část rozdělené matice obsaženou v naměřených datech. Matice jsou načítány po 10,86 ms, takže na příklad ve 30 sekundovém záznamu je obsaženo 2 760 matic. Výsledná hodnota, se kterou je pracováno, je pak průměr těchto procentuálních zatížení. Průměrné procentuální hodnoty z podložky jsou vyobrazeny v Tab. 12 pro měření č. 1 až 4.

Tab. 12: Průměrné zatížení podložky vyjádřené v procentech pro levé a pravé chodidlo

	Průměr levé chodidlo [%]	Průměr pravé chodidlo [%]
Měření č. 1	50,937	49,063
Měření č. 2	50,671	49,329
Měření č. 3	55,317	44,683
Měření č. 4	53,194	47,415

Předmětem zkoumání je, zda je větší průměrné zatížení levého chodidla, pokud je větší svalová aktivita vybraných svalů z levé části těla, nebo ne. Stejně tak pro zatížení

pravého chodidla v porovnání se svalovou aktivitou vybraných svalů pravé části těla.

U subjektu č. 1 pro měření 1, 2, 3 a 4 je průměrná svalová aktivita pro tři z těchto měření (2, 3, 4) větší pro svaly levé části těla (20,6-31,3 %) oproti svalům pravé části těla (1,7-20,9 %) a zrovna tak je to u zatížení podložky. Zatížení podložky pro levé chodidlo (50,937 - 55,317 %) je větší než u pravého chodidla (44,683 - 49,063 %). Pokud subjekt vykazuje větší průměrnou svalovou aktivitu svalů levé části těla než u pravé, mělo by také být větší průměrné zatížení podložky pro levé chodidlo, což se v tomto případě potvrzuje.

Pro měření č.1 (stoj na šířku ramen) je průměrná svalová aktivita větší u svalů pravé části těla (29,1 %) oproti té levé (19,6 %), ale zatížení podložky je pro obě chodidla téměř stejné (levé chodidlo 50,937 %, pravé chodidlo 49,063 %).

Medián svalové aktivity se od průměru svalové aktivity víceméně neliší. Závěr by byl tedy stejný jako u průměru svalové aktivity.

Předpoklad, že při větší svalové aktivitě dané končetiny bude větší zatížení i podložky pod danou končetinou je ověřován pro všechny subjekty pro měření č. 1 (stoj na šířku ramen) v Tab. 13. V tabulce je barevně vyznačena vždy větší hodnota pro svalovou aktivitu (červená) a pro zatížení podložky (modrá). Toto barevné vyznačení je uplatněno i v následujících tabulkách této podkapitoly (viz Tab. 14, Tab. 15, Tab. 16).

Tab. 13: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 1

Měření č. 1	Průměrná svalová aktivita levé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky levého chodidla [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky pravého chodidla [%]
Subjekt č. 1	19,573	50,937	29,131	49,063
Subjekt č. 2	14,830	50,937	24,237	49,063
Subjekt č. 3	22,729	49,744	20,650	50,256
Subjekt č. 4	10,338	47,910	19,119	52,090
Subjekt č. 5	4,367	46,034	17,716	53,966
Subjekt č. 6	10,744	50,214	8,714	49,786
Subjekt č. 7	0,530	52,111	20,586	47,889
Subjekt č. 8	20,257	52,826	30,633	47,174
Subjekt č. 9	18,126	52,599	28,468	47,401
Subjekt č. 10	36,387	52,241	26,002	47,759

V Tab. 13 lze vidět, že tento předpoklad je potvrzen u subjektů č. 4, 5, 6 a 10. U subjektů č. 1, 2, 3, 7, 8 a 9 tento předpoklad potvrzen nebyl. Předpoklad je splněn ze 40 %.

Tab. 14: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 2

Měření č. 2	Průměrná svalová aktivita levé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky levého chodidla [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky pravého chodidla [%]
Subjekt č. 1	20,884	50,671	1,718	49,329
Subjekt č. 2	20,305	53,778	2,011	46,222
Subjekt č. 3	42,641	52,160	38,644	47,840
Subjekt č. 4	17,944	48,953	27,763	51,047
Subjekt č. 5	23,853	43,638	19,388	56,362
Subjekt č. 6	22,087	51,625	23,518	48,375
Subjekt č. 7	30,216	50,637	45,397	49,363
Subjekt č. 8	29,883	49,892	21,588	50,108
Subjekt č. 9	29,198	49,732	46,536	50,268
Subjekt č. 10	33,159	51,538	26,076	48,462

Pokud se provede stejné srovnání pro měření č. 2 (stoj na šířku ramen s otáčením hlavy, viz Tab. 14) výsledkem je, že předpoklad je potvrzen u subjektů č. 1, 2, 3, 4, 9 a 10. Není potvrzen u subjektů 5, 6, 7 a 8. Předpoklad je splněn z 60 %.

Tab. 15: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 3

Měření č. 3	Průměrná svalová aktivita levé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky levého chodidla [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky pravého chodidla [%]
Subjekt č. 1	31,342	55,317	20,880	44,683
Subjekt č. 2	17,388	53,181	28,002	46,829
Subjekt č. 3	15,943	47,774	21,173	52,501
Subjekt č. 4	18,009	47,466	18,849	52,647
Subjekt č. 5	6,167	45,363	18,561	54,753
Subjekt č. 6	19,058	46,767	23,626	55,080
Subjekt č. 7	18,577	48,438	23,854	51,562
Subjekt č. 8	13,745	53,439	23,175	46,562
Subjekt č. 9	25,399	51,462	27,257	48,891
Subjekt č. 10	18,478	50,913	27,817	49,901

Pro měření č. 3 (stoj spojný) je vyobrazena Tab. 15, kde je předpoklad potvrzen u subjektů č. 1, 3, 4, 5, 6 a 7. Není potvrzen u subjektů č. 2, 8, 9 a 10. Předpoklad je splněn ze 60 %.

Tab. 16: Srovnání průměrné svalové aktivity s průměrným zatížením podložky pro všechny subjekty u měření č. 4

Měření č. 4	Průměrná svalová aktivita levé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky levého chodidla [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla [%]	Průměrné zatížení podložky pravého chodidla [%]
Subjekt č. 1	21,583	53,194	2,402	47,415
Subjekt č. 2	20,463	51,374	2,649	49,089
Subjekt č. 3	11,036	47,915	17,625	52,154
Subjekt č. 4	12,228	45,251	17,429	54,749
Subjekt č. 5	16,101	46,502	29,997	53,498
Subjekt č. 6	33,067	48,387	13,715	52,194
Subjekt č. 7	13,321	50,516	26,667	49,484
Subjekt č. 8	20,210	51,669	36,008	48,331
Subjekt č. 9	30,584	45,556	35,999	54,875
Subjekt č. 10	16,201	47,685	21,442	52,315

Měření č. 4 (stoj spojný se zavřenýma očima) je vyobrazeno na Tab. 16. Zde je předpoklad splněn u subjektu č. 1, 2, 3, 4, 5, 9 a 10. Není potvrzen u subjektů č. 6, 7 a 8. Předpoklad je tedy potvrzen ze 70 %.

Pro čtyři různé postoje vyšel, co se týče úspěšnosti předpokladu, nejlépe stoj spojný se zavřenýma očima (70 %) a nejhůře stoj na šířku ramen (40 %). Je to pravděpodobně proto, že u stoje spojného se zavřenýma očima jsou nejvíce nárokovány požadavky na stabilitu. Tím pádem svalová aktivita vybraných svalů musí být pro udržení stability větší, a tak se více projeví zmíněný předpoklad.

8.2 Porovnání svalové aktivity v souvislosti se zatížením špičky a paty chodidla

M. tibialis anterior a *m. triceps surae* jsou svaly, které oba zajišťují stoj na špičkách i na patách (viz podkapitola 1.4). Předmětem zkoumání této podkapitoly je, který ze svalů má větší průměrnou svalovou aktivitu při větším průměrném zatížení podložky špičkou chodidla a nebo patou chodidla.

Svalové aktivity z jednotlivých svalů jsou převedeny na procenta dělením

maximální hodnotou výchylky signálu daného svalu pro dané měření a vynásobeny 100.

V Tab. 17 jsou srovnány průměrné svalové aktivity zmíněných svalů z levé končetiny s průměrným zatížením podložky nejprve u špičky levého chodidla a pak u paty levého chodidla u měření č. 1 (stoj na šířku ramen). Šedou barvou je u každého subjektu pro zmíněné svaly vyznačena hodnota větší svalové aktivity. Fialovou barvou je vždy zvýrazněna ta z hodnot zatížení podložky špičkou a patou, která je pro daný subjekt větší.

Tab. 17: Srovnání průměrné svalové aktivity *m. triceps surae* a *m. tibialis anterior* z levé končetiny s průměrným zatížením podložky levou špičkou a patou chodidla pro všechny subjekty u měření č. 1

Měření č. 1	Levá strana těla	Průměrná svalová aktivita [%]	Průměrné zatížení podložky špičkou chodidla [%]	Průměrné zatížení podložky patou chodidla [%]
Subjekt č. 1	<i>M. tibialis anterior</i>	56,985	12,649	38,287
	<i>M. triceps surae</i>	53,172		
Subjekt č. 2	<i>M. tibialis anterior</i>	59,786	12,649	38,287
	<i>M. triceps surae</i>	43,264		
Subjekt č. 3	<i>M. tibialis anterior</i>	40,288	14,140	35,650
	<i>M. triceps surae</i>	34,540		
Subjekt č. 4	<i>M. tibialis anterior</i>	47,263	23,397	25,689
	<i>M. triceps surae</i>	48,479		
Subjekt č. 5	<i>M. tibialis anterior</i>	31,269	20,980	25,055
	<i>M. triceps surae</i>	43,029		
Subjekt č. 6	<i>M. tibialis anterior</i>	36,455	9,690	40,967
	<i>M. triceps surae</i>	44,476		
Subjekt č. 7	<i>M. tibialis anterior</i>	29,090	20,686	31,599
	<i>M. triceps surae</i>	51,042		
Subjekt č. 8	<i>M. tibialis anterior</i>	48,397	23,069	30,124
	<i>M. triceps surae</i>	52,625		
Subjekt č. 9	<i>M. tibialis anterior</i>	37,826	27,775	25,066
	<i>M. triceps surae</i>	42,596		
Subjekt č. 10	<i>M. tibialis anterior</i>	50,659	19,143	33,098
	<i>M. triceps surae</i>	48,081		

V tabulce Tab. 17 je provedeno porovnání pro levou končetinu a lze vidět, že 90 % subjektů má větší zatížení na patě chodidla. U 50% subjektů (subjekt č. 4, 5, 6, 7 a 8) je větší zatížení na patě chodidla a větší svalová aktivita u *m. triceps surae*. 40 % subjektů (subjekt č. 1, 2, 3 a 10) má větší zatížení na patě a větší svalovou aktivitu u *tibialis*

anterior. Jediný subjekt č. 9 má větší zatížení podložky na špičce chodidla a v tomto případě je větší svalová aktivita u *m. tibialis anterior*. Výsledek u subjektu č. 9 ovšem koresponduje s výsledky u subjektů č. 4 - 8, v tom smyslu, že pro zatížení špičky je větší aktivita u opačného svalu, tedy u *m. tibialis anterior*.

Stejně srovnání je provedeno v Tab. 18 pro svalovou aktivitu těchto dvou svalů u pravé končetiny se zatížením na pravé špičce a patě.

Tab. 18: Srovnání průměrné svalové aktivity *m. triceps surae* a *m. tibialis anterior* z pravé končetiny s průměrným zatížením podložky pravou špičkou a patou chodidla pro všechny subjekty u měření č. 1

Měření č. 1	Pravá strana těla	Průměrná svalová aktivita [%]	Průměrné zatížení podložky špičkou chodidla [%]	Průměrné zatížení podložky patou chodidla [%]
Subjekt č. 1	<i>M. tibialis anterior</i>	60,752	15,444	33,619
	<i>M. triceps surae</i>	64,198		
Subjekt č. 2	<i>M. tibialis anterior</i>	41,026	15,444	33,619
	<i>M. triceps surae</i>	61,925		
Subjekt č. 3	<i>M. tibialis anterior</i>	55,068	10,278	40,005
	<i>M. triceps surae</i>	52,963		
Subjekt č. 4	<i>M. tibialis anterior</i>	36,323	24,540	28,281
	<i>M. triceps surae</i>	43,571		
Subjekt č. 5	<i>M. tibialis anterior</i>	61,065	17,380	37,110
	<i>M. triceps surae</i>	57,369		
Subjekt č. 6	<i>M. tibialis anterior</i>	38,179	7,303	42,590
	<i>M. triceps surae</i>	41,673		
Subjekt č. 7	<i>M. tibialis anterior</i>	100	23,273	25,637
	<i>M. triceps surae</i>	48,148		
Subjekt č. 8	<i>M. tibialis anterior</i>	49,818	23,086	24,250
	<i>M. triceps surae</i>	56,027		
Subjekt č. 9	<i>M. tibialis anterior</i>	27,001	27,468	20,201
	<i>M. triceps surae</i>	49,382		
Subjekt č. 10	<i>M. tibialis anterior</i>	37,617	19,673	28,086
	<i>M. triceps surae</i>	59,163		

V Tab. 18 lze vidět, že 80 % subjektů stojí více na patě než na špičce. Subjektů, kterých má větší zatížení na patách a má větší svalovou aktivitu u *m. triceps surae*, je 50 % (subjekt č. 1, 2, 4, 6 a 10). Těch subjektů, které má také větší zatížení na patě ale větší svalovou aktivitu u *m. tibialis anterior*, je 30 % (subjekt č. 3, 5 a 7). Další 20 % subjektů stojí více na špičkách a má větší svalovou aktivitu u *m. triceps surae*, což

koresponduje s výsledky u subjektů č. 3, 5 a 7, v tom smyslu, že u většího zatížení paty je větší aktivita u opačného svalu, tedy u *m. tibialis anterior*.

Při vyhodnocování, který ze svalů *m. triceps surae* a *m. tibialis anterior* vykazuje větší svalovou aktivitu při větším zatížení buď špičky nebo paty, bylo zjištěno, že největší počet jedinců (50%) mělo při větším zatížení na patě chodidla, větší svalovou aktivitu u *m. triceps surae*. Nelze tedy jednoznačně říci, který ze svalů se účinněji podílí na stoji, kde má jedinec větší zatížení na patách nebo na špičkách chodidla.

8.3 Porovnání dominantní a nedominantní končetiny

Porovnání dominantní a nedominantní končetiny je provedeno na měřeních č. 5 a 6, kdy jedinec stojí nejprve na levé noze (měření č. 5) a po té na pravé noze (měření č. 6) pro průměrnou (viz Tab. 19) a mediánovou (viz Tab. 20) svalovou aktivitu. V následujících dvou tabulkách jsou uvedeny výsledky pro měření č. 5 a 6 pro subjekt č. 1.

Tab. 19: Průměrná svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla u měření č. 5 a 6 pro subjekt č. 1

	Průměr levá strana [%]	Průměr pravá strana [%]
Měření č. 5	14,816	1,912
Měření č. 6	22,101	93,816

Tab. 20: Mediánová svalová aktivita vyjádřená v procentech pro levou část a pravou část těla u měření č. 5 a 6 pro subjekt č. 1

	Medián levá strana [%]	Medián pravá strana [%]
Měření č. 5	14,628	1,722
Měření č. 6	21,247	88,579

Co se týče měření č. 5 a 6, lze u nich vidět, že průměrná svalová aktivita je logicky vždy větší u nohy, na které jedinec stál a menší u nohy, kterou měl pokrčenou a nedotýkal se s ní podložky. Pokud se srovná průměrná svalová aktivita u vybraných svalů levé části těla při stoji na levé noze (14,8 %) a průměrná svalová aktivita u vybraných svalů pravé části těla při stoji na pravé noze (93,8 %), je zjištěno, že průměrná svalová aktivita je větší u pravé nohy. Jedním z hlavních ukazatelů svalové únavy je nárůst amplitudy EMG [31]. Svaly nedominantní končetiny jsou téměř vždy slabší [32] a tedy se i dříve unaví a jejich svalová aktivita je větší. Předpokladem tedy

je, že dominantní končetina vynakládá menší svalovou aktivitu než nedominantní končetina. Pokud má tedy subjekt menší svalovou aktivitu u svalů levé části nohy, měla by být levá noha jeho dominantní končetinou. Subjekt č. 1 má zjištěnou dominantní levou končetinu, takže v tomto případě se předpoklad potvrzuje.

Srovnání pro všechny subjekty pro měření č. 5 a 6 je vyobrazeno v Tab. 21, kde je průměrná i mediánová svalová aktivita levé strany těla při stožení jen na levé noze porovnávána s průměrnou i mediánovou aktivitou pravé strany těla při stožení jen na pravé noze. U každého subjektu je barevně vyznačena menší průměrná a mediánová hodnota svalové aktivity. Dále jsou zde vypsány dominantní končetiny pro každý subjekt, které byly zjištěny ještě před měřením (viz kapitola 5). V posledním sloupci tabulky jsou uvedeny dominantní končetiny, které byly zjištěny pomocí měření, podle již dříve zmiňovaného předpokladu, že dominantní dolní končetina vykazuje menší svalovou aktivitu.

Tab. 21: Porovnání průměrné a mediánové svalové aktivity u měření č. 5 a 6 pro zjištění dominantní končetiny

Měření č. 5 a 6	Průměrná svalová aktivita levé strany těla při stožení na levé noze [%]	Mediánová svalová aktivita levé strany těla při stožení na levé noze [%]	Průměrná svalová aktivita pravé strany těla při stožení na pravé noze [%]	Mediánová svalová aktivita pravé strany těla při stožení na pravé noze [%]	Zjištěná dominantní končetina	Naměřená dominantní končetina
Subjekt č. 1	14,816	14,268	93,816	88,579	levá	levá
Subjekt č. 2	20,524	18,154	84,781	80,425	levá	levá
Subjekt č. 3	96,927	93,249	17,825	16,835	pravá	pravá
Subjekt č. 4	91,910	94,920	14,200	13,655	pravá	pravá
Subjekt č. 5	76,983	71,203	11,792	11,434	pravá	pravá
Subjekt č. 6	17,193	15,074	69,140	54,344	pravá	levá
Subjekt č. 7	17,075	15,704	85,650	80,419	levá	levá
Subjekt č. 8	23,976	21,862	13,605	13,160	pravá	pravá
Subjekt č. 9	22,730	21,729	22,790	21,149	pravá	-
Subjekt č. 10	15,599	13,147	79,140	72,153	pravá	levá

Předpoklad pro dominantní končetinu je splněn ze 70 %. Není splněn u subjektů č. 6 a 10. U subjektu č. 9 je průměr svalové aktivity levé končetiny je o 0,60 % menší a medián o 0,58 % větší než u pravé nohy. Nelze tedy specifikovat jeho dominantní

končetinu.

Znalost dominantní končetiny je důležitá z hlediska sportu, protože dominantní končetina má kvalitnější motorické dráhy, proto všechny nové cviky, kde nepracují obě končetiny současně, je vhodné nacvičovat na dominantní končetině, protože se takto vytvářejí rychlejší a kvalitnější paměťové stopy. To, jak rychle se paměťová stopa vytvoří, má výrazný vliv na techniku cviku [33].

8.4 Svalová únava

Protokol měření je navržen tak, že je první část měření pro subjekt nejjednodušší a postupně úkony nabývají na obtížnosti. Subjekt by měl mít úkon od úkonu větší problém udržet stabilitu a měl by také vynakládat větší úsilí pro udržení stability. Předpokladem tedy je, že ke konci měření by se měla objevit svalová únava, kterou je možné pozorovat ve výkonovém spektru, kdy se snižuje hodnota průměru a mediánu počítaných z osy x . Tento jev je pozorován na *m. triceps surae*, protože vykazuje stálou zátěž, jakožto významný posturální sval (viz podkapitola 1.4). V Tab. 22 jsou hodnoty průměru a mediánu z výkonového spektra pro subjekt č. 1 pro všechna měření. Zkratky L a P představují levou a pravou končetinu.

Tab. 22: Průměr a medián výkonových spekter pro subjekt č. 1, *m. triceps surae*, pro všechna měření

<i>m. triceps surae</i>		Měření č. 1		Měření č. 2		Měření č. 3	
		Průměr [Hz]	Medián [Hz]	Průměr [Hz]	Medián [Hz]	Průměr [Hz]	Medián [Hz]
Subjekt č. 1	L	4,664	19,463	6,946	28,128	4,127	5,124
	P	4,698	17,463	6,847	29,121	16,867	18,724
Subjekt č. 1		Měření č. 4		Měření č. 5		Měření č. 6	
		Průměr [Hz]	Medián [Hz]	Průměr [Hz]	Medián [Hz]	Průměr [Hz]	Medián [Hz]
	L	4,649	18,763	6,651	27,225	6,651	27,225
	P	4,615	19,782	6,364	26,651	6,364	26,651
Subjekt č. 1		Měření č. 7					
		Průměr [Hz]	Medián [Hz]				
	L	21,982	91,997				
	P	25,120	91,552				

V tabulce (viz Tab. 22) lze vidět, že předpoklad o snižování hodnot průměru a mediánu ve výkonovém spektru s rostoucí únavou není potvrzen. Pro ostatní subjekty je tomu obdobně. Důvodem pravděpodobně je, že ani u protokolu koncipovaném tak, aby se zvyšovala zátěž na pacienta během měření, nebyla zátěž dostatečná, protože se ve všech případech jedná pouze o stoj a jeho modifikace. Navíc žádné měření netrvá déle jak 45 s, takže vynaložená svalová aktivita je oproti svalové aktivitě při chůzi nebo běhu, kdy by tento předpoklad pravděpodobně potvrzen byl, minimální.

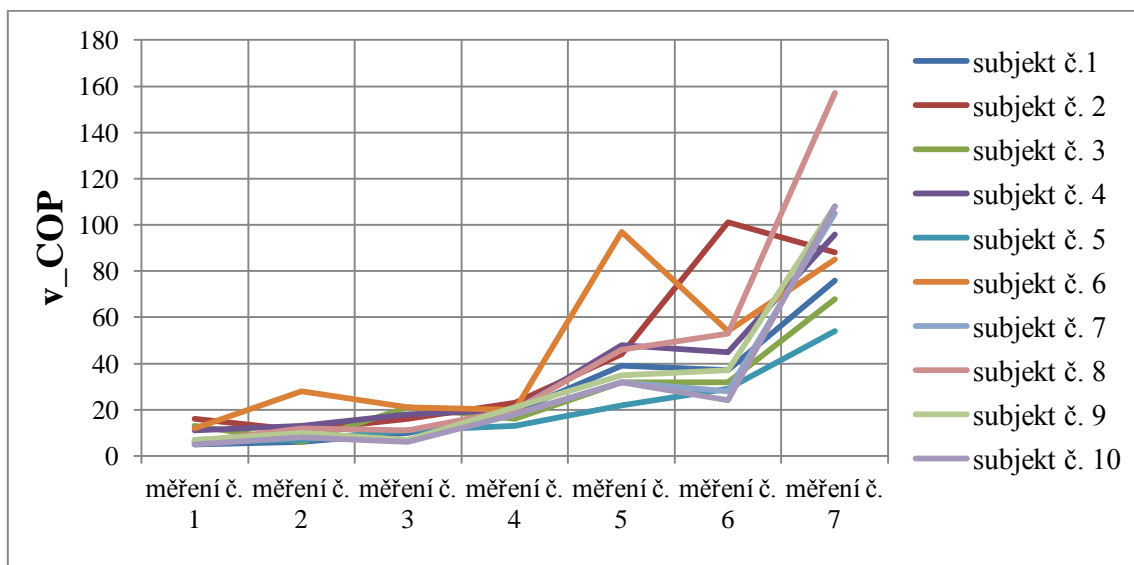
8.5 Stabilita

Stabilita je ověřována pomocí dat z dynamického chodníku. Jak již bylo zmíněno, protokol měření je koncipován tak, že jednotlivé úkony postupně nabývají na obtížnosti a stabilita subjektu by se postupně měla snižovat. Vybraným parametrem pro posouzení stability je průměrná rychlost změn COP (viz podkapitola 2.5), jejíž hodnota se se snižující stabilitou zvyšuje. Jednotlivé hodnoty průměrné rychlosti změn COP (dále jen v_{COP}) jsou vyobrazeny v Tab. 23 pro všechny subjekty a všechna měření.

Tab. 23: Průměrná rychlost změn COP pro všechny subjekty a všechna měření

v_{COP} [mm/sec]	Měření č. 1	Měření č. 2	Měření č. 3	Měření č. 4	Měření č. 5	Měření č. 6	Měření č. 7
Subjekt č. 1	5	6	10	19	39	37	76
Subjekt č. 2	16	11	16	23	44	101	88
Subjekt č. 3	13	6	21	16	32	32	68
Subjekt č. 4	11	13	18	20	48	45	96
Subjekt č. 5	6	7	11	13	22	29	54
Subjekt č. 6	12	28	21	20	97	54	85
Subjekt č. 7	7	9	7	18	32	28	105
Subjekt č. 8	6	12	11	20	46	53	157
Subjekt č. 9	7	10	7	21	35	37	108
Subjekt č. 10	5	8	6	18	32	24	108

Jednotlivé hodnoty obsažené v tabulce jsou vyobrazeny také v Obr. 26.



Obr. 26: Průběh průměrných rychlostí změn COP

V Tab. 23 a Obr. 26 v lze vidět, že u měření č. 1 je pro subjekty č. 1, 4, 5, 6, 7, 8, 9 a 10 nejnižší hodnota v_{COP} . Měření č. 1 obnášelo stoj na šířku ramen, což měl být stoj nejméně náročný. Předpoklad je zde splněn tedy z 80 %. U subjektů č. 2 a 3 jsou v_{COP} větší než u měření č. 2 (stoj na šířku ramen s pootočením hlavy). Na stabilitu těla má vliv mimo jiné i psychický stav subjektu [36]. Je tedy možné, že subjekty č. 2 a 3 si potřebovali zvyknout na okolní vlivy jímž byli během měření vystaveny.

U měření č. 2, kdy se jedná o stoj na šířku ramen, dochází podle očekávání k mírnému zvýšení hodnot v_{COP} opět u všech subjektů vyjma subjektů č. 2 a 3.

Pokud se srovná měření č. 1 (stoj na šířku ramen) s měřením č. 3 (stoj spojný) lze v tabulce vidět, že u subjektů č. 1, 3, 4, 5, 6, 8, 10 dochází ke zvýšení v_{COP} . Naopak u subjektů č. 2, 7 a 9 zůstává hodnota stejná.

Při srovnání měření č. 3 (stoj spojný) s měřením č. 4 (stoj spojný se zavřenými očima) mělo by opět dojít ke zvýšení hodnot v_{COP} . Pokud by došlo k velkému rozdílu hodnot mezi jednotlivými měřeními, jednalo by se o pozitivní Rombergův test (viz podkapitola 5.1). U všech jedinců kromě subjektu č. 4, kde se dokonce v_{COP} snížilo o 2 mm/sec, dochází ke zvýšení hodnot v_{COP} . Průměrně se u těchto devíti subjektů zvýšila v_{COP} o 8,1 mm/sec s tím, že nejvíce u subjektu č. 7 o 11 mm/sec. Ani u jednoho subjektu nedošlo přímo ke ztrátě stability a přešlápnutí či spadnutí. U všech jedinců je tedy Rombergův test hodnocen jako negativní.

Pro měření č. 5, kdy subjekt stojí jen na levé noze a pro měření č. 6 (stoj pouze na pravé noze) se hodnota v_{COP} opět oproti měření č. 4 zvýšila. Při porovnání v_{COP}

pro stoj na levé noze s v_COP pro stoj na pravé nohu, lze v tabulce vidět, že je vyšší hodnota v_COP u stoje na pravé noze pro subjekt č. 1, 3, 4, 5, 8, 9 a pro zbývající subjekty je vyšší hodnota v_COP u stoje na levé noze. Největší hodnotu v_COP má při stoje na levé noze subjekt č. 6. Během těchto dvou testů nedošlo k výraznému zhoršení stability ani u jednoho ze subjektů, jsou tedy považovány za negativní.

Hodnoty v_COP jsou u měření č. 7 nejvyšší, což splňuje předpoklad, že poslední část měření je nejnáročnější na udržení stability (zavřené oči a střídavě stoj na levé a pravé noze).

Výrazně se stabilita nesnížila ani u jednoho ze subjektů, takže ani jeden z testů není vyhodnocen pozitivně. Průměrný věk skupiny naměřených jedinců je 22 let se směrodatnou odchylkou 1,17. Průměrné BMI je 22,3 se směrodatnou odchylkou 1,62. S přibývajícím věkem a s nadváhou se stabilita těla snižuje [17]. Důvodem toho, že všechny testy vycházejí negativně je pravděpodobně to, že všichni zkoumaní jedinci jsou mladí a jejich váha je v normě.

8.6 Zhodnocení přesnosti vypočtených výsledků pro dynamický chodník

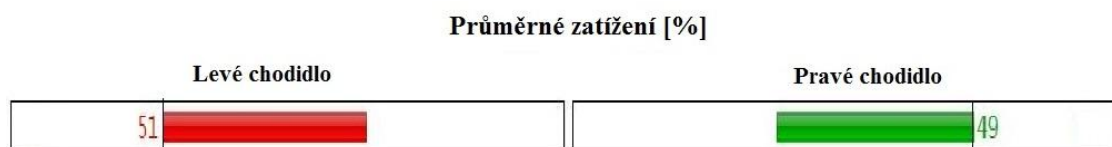
Předmětem této podkapitoly je porovnání vypočtených parametrů pomocí vytvořených funkcí pro dynamický chodník (viz kapitola 7) s protokolem výsledků z programu WinFDM (viz Obr. 6).

V první řadě je porovnáno průměrné zatížení levého a pravého chodidla. Ukázka vypočtených parametrů je v Tab. 24, kde se jedná o subjekt č. 1, měření č. 1.

Tab. 24: Vypočtené průměrné zatížení pro levé a pravé chodidlo

Průměr levé chodidlo [%]	50,937	Průměr pravé chodidlo [%]	49,063
---------------------------------	--------	----------------------------------	--------

Na Obr. 27 jsou výsledky zatížení levého a pravého chodidla získané pomocí programu WinFDM.



Obr. 27: Průměrné zatížení pro levé a pravé chodidlo získané z protokolu programu WinFDM

V Tab. 24 a Obr. 27 lze vidět že výsledky procentuálního zatížení pro levé i pravé chodidlo získané z vytvořených funkcí jsou shodné s výsledky získanými pomocí programu WinFDM.

Stejně porovnání je provedeno pro průměrné zatížení pravé špičky a paty chodidla u subjektu č. 1, měření č. 5 - tedy stoj pouze na levé noze. Vypočtené parametry jsou v Tab. 25.

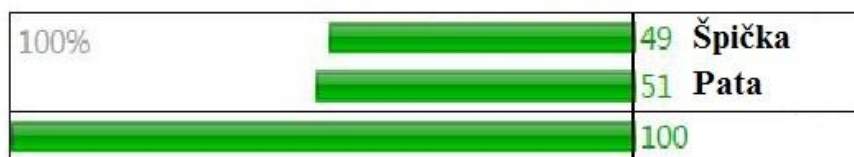
Tab. 25: Vypočtené průměrné zatížení pro levou špičku a patu chodidla

Průměr špičky pravého chodidla [%]	49,177
Průměr paty pravého chodidla [%]	51,786

Na Obr. 28 jsou výsledky zatížení levé špičky a paty chodidla získané pomocí programu WinFDM.

Průměrné zatížení [%]

Pravé chodidlo



Obr. 28: Průměrné zatížení pro pravou špičku a patu chodidla získané z protokolu programu WinFDM

V tomto případě při srovnání Tab. 25 a Obr. 28 lze opět vidět, že vypočítané výsledky pro zatížení špičky a paty chodidla a výsledky z programu WinFDM se shodují.

9 ZÁVĚR

Na začátku této bakalářské práce je popsána fyziologie svalů dolní končetiny. Je zde vysvětlena struktura i činnost svalu. Dále jsou popsány svaly na dolní končetině, které jsou důležité pro udržení stability stoje. Mimo svalů na dolních končetinách je zde také popsán vybraný zádový sval, jenž je také významný posturální sval. Jednotlivé svaly jsou také popsány na obrázku, což pak usnadňuje orientaci při hledání svalů v praktické části práce.

V další kapitole se práce zabývá posturou, která je součástí stoje. Jsou zde rozebrány jednotlivé posturální funkce. Je zde vysvětlen i význam nožní klenby. Dále pak je zde výčet biomechanických pojmů, které se týkají vyšetření stability stoje.

V dalších dvou kapitolách jsou vysvětleny principy použitých přístrojů, a to elektromyografu a dynamického chodníku.

Praktická část představuje jednotlivé kroky od přípravy až po měření. To proběhlo na pěti ženách a pěti mužích ve věku od 21 do 24 let. V přílohách je protokol měření, a také ukázka informovaného souhlasu.

Dále je vysvětleno, jak byla data z elektromyografu a z dynamického chodníku zpracována. Poslední kapitola práce je věnována prezentaci a vyhodnocení výsledků.

Při porovnání průměrné svalové aktivity z vybraných svalů, nejprve levé části těla a pak pravé části se zatížením podložky levého chodidla a pak pravého chodidla, bylo zjištěno ze 40 - 70 %, že pokud subjekt stojí více na jedné končetině, čili zatížení podložky je pro jedno chodidlo větší, tak že vybrané svaly dané končetiny vykazují větší svalovou aktivitu oproti svalům druhé končetiny.

Dále práce zkoumá který ze svalů *m. tibialis anterior* a *m. triceps surae* vykazuje větší svalovou aktivitu buď při stoji, kde je větší zatížení podložky pod špičkou chodidla a nebo pod patou. Z výsledků vyplývá, že z 50 % je pro větší zatížení podložky patou chodidla větší svalová aktivita u *m. triceps surae* a menší u *m. tibialis anterior*.

Následně se porovnává, zda končetina, která byla zjištěna ještě před samotným měřením, se shoduje s dominantní končetinou, která vyplynula z naměřených dat. V 70 % se zjištěná dominantní končetina s naměřenou dominantní končetinou shoduje.

V další části je zjišťováno, zda průběh měření měl nějaký vliv na svalovou únavu. Ze získaných výsledků vyplývá, že měření na svalovou únavu vliv nemělo.

Dále je zkoumána stabilita pomocí parametru průměrné rychlosti změn COP. Dle

hodnot tohoto parametru bylo zjištěno, že s narůstajícím požadavkem na stabilitu v důsledku náročnosti jednotlivých měření obsažených v protokolu měření, se stabilita postupně zhoršuje. U žádného se subjektů se však nezhoršila natolik, aby byl některý ze zmíněných testů považován za pozitivní.

V poslední části jsou porovnány vypočítané výsledky pro dynamický chodník s výsledky získanými pomocí programu WinFDM. Na ukázkách lze vidět, že výsledky se shodovaly.

LITERATURA

- [1] BARTŮŇKOVÁ, Staša. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2006, 285 s. ISBN 80-246-1171-6.
- [2] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010, 140 s. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [3] TROJAN, Stanislav. *Fyziologie: učebnice pro lékařské fakulty*. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1987, 565 s..
- [4] HAVLÍČKOVÁ, Ladislava. *Fyziologie tělesné zátěže*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2003, 203 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-7184-875-1..
- [5] Princip svalové kontrakce. www.nabla.cz. [online]. 2010 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: <http://www.nabla.cz/obsah/biologie/kapitoly/biologie-cloveka/svalova-kontrakce-stah-svalu.php>
- [6] ABDUL RAZAK, Abdul Hadi, et al. Foot plantar pressure measurement system a review. *Sensors*, 2012, 12.7: 9884-9912.
- [7] *Učebnice obecné neurologie*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2003, 197 s. ISBN 80-210-3309-6.
- [8] 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.
- [9] Měření tlaků na plosku chodidla & Biometrická analýza kroku. <http://www.fsps.muni.cz/>. [online]. 2013 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: http://www.fsps.muni.cz/inovace-RVS/kurzy/kineziologie/postura_stoj.html
- [10] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011, xvi, 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.
- [11] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*, IBSN:978-80-7262-657-1
- [12] MACHÁČOVÁ, Kateřina a Jana VYSKOTOVÁ. *Rehabilitační propedeutika 2*. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2013. ISBN 978-80-7464-427-6.
- [13] VIGUÉ, Jordi (ed.). *Atlas lidského těla v obrazech: anatomie, histologie, patologie*. 1. vyd. Čestlice: Rebo, 2008, 560 s. ISBN 978-80-7234-896-1.

- [14] MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT. *Anatomie lidského těla*. Vyd. 1. Brno: CP Books, 2005, xvi, 863 s. ISBN 80-251-0066-9.
- [15] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [16] PETROVICKÝ, Pavel. *Systematická, topografická a klinická anatomie: centrální nervový systém*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova - Vydavatelství Karolinum, 1995, 248 s. ISBN 80-7184-108-0.
- [17] RUHE, A., R. FEJER a W. F. WALKER. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. *GAIT & POSTURE*. 2010, 2010(1): 36.
- [18] The zebris Measuring Systems are Opening up the World of Biomechanics. *www.zebris.de: Product information FDM*. [online]. 2008 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: <http://www.zebris.de/english/medizin/medizin-anwendungen-uebersicht.php?navanchor=1010044>
- [19] FRANTIŠEK VÉLE. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 9788072548378.
- [20] KONRAD P. *The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography*, 2005, 1.
- [21] Stance and Stability. <http://www.cq.com.pl/>. [online]. 19.3.2002 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: http://www.cq.com.pl/publikacje/cqstabosc_art4.pdf
- [22] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [23] *Základní neurologické vyšetření*. *www.fbmi.cvut.cz*. [online]. [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: <https://predmety.fbmi.cvut.cz/cs/17bff1vp>
- [24] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Velký lékařský slovník*. 7., aktualiz. vyd. Praha: Maxdorf, 2007, xv, 1069 s. Jessenius. ISBN 978-80-7345-130-1
- [25] Signal envelope. *MathWorks*. [online]. 8.6.2013 [cit. 2016-04-30]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/42507-signal-envelope/content/env.m>
- [26] WOUTER, Falkena. xml2struct. *MathWorks*. [online]. 20.8.2010 [cit. 2016-05-01]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/28518-xml2struct/content/xml2struct.m>

- [27] Muscle anatomy. *droualb faculty*. [online]. [cit. 2016-05-01]. Dostupné z: [https://droualb.faculty.mjc.edu/Course %20Materials/Elementary %20Anatomy %20and %20Physiology %2050/Lecture %20outlines/muscle_anatomy.htm](https://droualb.faculty.mjc.edu/Course%20Materials/Elementary%20Anatomy%20and%20Physiology%2050/Lecture%20outlines/muscle_anatomy.htm)
- [28] JAN, Jiří. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [29] Průměr. *Matematika.cz*. [online]. [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://www.matematika.cz/prumer>
- [30] Meidán. *Matematika.cz*. [online]. [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://www.matematika.cz/median>
- [31] CARLO I. De Luca. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *JOURNAL OF APPLIED BIOMECHANICS*. [online]. 1997 [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://delsys.com/decomp/078.pdf>
- [32] WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, c2009. ISBN 0470398183.
- [33] ŠVAJGL, Josef. Motorická lateralita. *bodybuilding.cz*. [online]. 9.6.2000 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: http://svajgl.sweb.cz/svajgl/motoricka_laterarita.html
- [34] ANACKER, Susan, DI FABIO, Richard. Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling. *APTA: Physical Therapy*. [online]. [cit. 2016-05-22]. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/72/8/575>
- [35] ČERNÁ, Lenka. UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE. *Vztah vybraných somatických a motorických ukazatelů k posturální stabilitě u dětí mladšího školního věku*. [online]. 2010 [cit. 2016-05-22]. Dostupné z: http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-544-version1-cerna_1.pdf
- [36] FEIOTVÁ, Kateřina. Ovlivnění vybraných parametrů posturální stability prostřednictvím pohybového programu powerjóga u studentů Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy v Praze. *UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE*. [online]. 2014 [cit. 2016-05-22]. Dostupné z: <http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-541-version1-feitova.pdf>
- [37] CHMELARĚ, Milan. Lékařská přístrojová technika I. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 808586763X

- [38] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika* [online]. FEKT VUT v Brně, 0193n. 1. [cit. 2016-06-25]
- [39] KOZUMPLÍK, Jiří. AABS12_EMG. [přednáška]. Brno: VUT, 2016

SEZNAM PŘÍLOH

A	Ukázka dat z dynamického chodníku Zebris	56
B	Informovaný souhlas	57
C	Protokol měření	58
D	Obsah přiloženého CD	59

B INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vysoké učení technické v Brně (VUT) – Ústav biomedicínského inženýrství (UBMI)

Informovaný souhlas s účastí na studii

Název výzkumného projektu: Měření variability rozložení tlakových sil v oblasti chodidla se spojením EMG

Období realizace: prosinec 2015

Řešitelé projektu: Nikola Semeráková, vedoucí práce: Ing. Markéta Kořová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na projektu, jehož cílem je **naměření dat pro moji bakalářskou práci. Data budou snímána pomocí chodníku Zebris a pomocí 16ti kanálového systému EMG se zabudovanými akcelerometry.** Jednotlivé testy jsou pohybově nenáročné, účastník je opakovaně testován pomocí přístrojové techniky, která je bezpečná, bez rizika způsobení úrazu.

Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, datum podpisu a datum konání měření, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelé projektu mne informovali o podstatě výzkumu a seznámili mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a pro mne za podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba a druhý řešitel projektu.

Jména, příjmení a podpisy osob provádějících měření:

Nikola Semeráková: _____

V Brně dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

V Brně dne: _____

C PROTOKOL MĚŘENÍ

	[s]	
Měření č. 1: stoj na šířku ramen	30	30
Měření č. 2: stoj na šířku ramen - pootočení hlavy	20	20
pootočení hlavy doprava	5	
vrácení do původ polohy	5	
pootočení hlavy doleva	5	
vrácení do původ polohy	5	
Měření č. 3: stoj spojný	30	30
Měření č. 4: stoj spojný - zavřené oči	30	30
Měření č. 5: stoj zvednutá pravá noha - pootočení hlavy	20	20
pootočení hlavy doprava	5	
vrácení do původ polohy	5	
pootočení hlavy doleva	5	
vrácení do původ polohy	5	
Měření č. 6: stoj zvednutý levá noha - pootočení hlavy	20	20
pootočení hlavy doprava	5	
vrácení do původ polohy	5	
pootočení hlavy doleva	5	
vrácení do původ polohy	5	
Měření č. 7: stoj střídavě zvednutá pravá a levá noha - zavřené oči	45	45
stoj na obou nohách	5	
stoj pouze na levé noze	5	
stoj na obou nohách	5	
stoj pouze na pravé noze	5	
stoj na obou nohách	5	
stoj pouze na levé noze	5	
stoj na obou nohách	5	
stoj pouze na pravé noze	5	
stoj na obou nohách	5	

D OBSAH PŘILOŽENÉHO CD

Přiložené CD obsahuje:

- Elektronickou verzi práce ve formátu PDF pod názvem *Nikola_Semerakova_BP.pdf*
- Funkce použité ke zpracování dat z elektromyografu (*mereni_1*, *mereni_2*, *mereni_3*, *mereni_4*, *mereni_5*, *mereni_6* a *mereni_7*) jsou volány ve skriptu *emg*. Tento skript i funkce se nacházejí ve složce *EMG*, kde jsou rozříděny do složek pro jednotlivé subjekty (např. *subjekt_1*)
- Naměřená data z elektromyografu, které jsou obsaženy ve složce *EMG*, kde jsou rozříděny do složek pro jednotlivé subjekty (např. *subjekt_1*)
- Funkce použité ke zpracování dat z dynamického chodníku (*mereni_1*, *mereni_2*, *mereni_3*, *mereni_4*, *mereni_5*, *mereni_6* a *mereni_7*) jsou volány ve skriptu *chodnik*. Tento skript i funkce se nacházejí ve složce *chodnik*, kde jsou rozříděny do složek pro jednotlivé subjekty (např. *subjekt_1*)
- Naměřená data z dynamického chodníku, které jsou obsaženy ve složce *chodnik*, kde jsou rozříděny do složek pro jednotlivé subjekty (např. *subjekt_1*)
- Informace ke spuštění jednotlivých funkcí, které jsou sepsány v textovém dokumentu s názvem *readme*