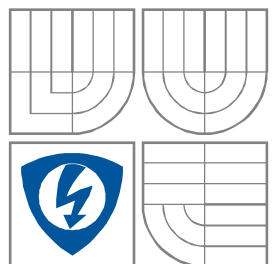


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA CHŮZE POMOCÍ EMG SIGNÁLŮ

GAIT ANALYSIS USING EMG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

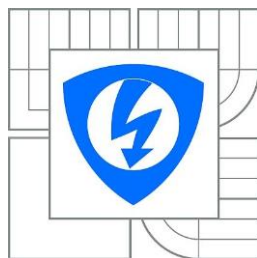
IVONA KORČÁKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

BRNO, 2015

Ing. MARKÉTA KOŤOVÁ



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Ivona Korčáková

ID: 155585

Ročník: 3

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Analýza chůze pomocí EMG signálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s fyziologií svalů a prostudujte fyziologii chůze. 2) Nastudujte problematiku měření EMG signálů a seznamte se se základními typy vyšetření. 3) Seznamte se s možnostmi využití měření EMG signálů v analýze chůze. 4) Navrhněte protokol měření a pro vhodnou skupinu osob proveďte měření. 5) Naměřené signály 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, Version 1.0 April 2005, Noraxon INC. USA.
[2] SASAKI, K., et al. Differences in muscle function during walking and running at the same speed. Journal of Biomechanics, 2005, vol. 39, no. 2006, p. 2005–2013.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 29.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Markéta Koťová

Konzultanti semestrální práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor semestrální práce nesmí při vytváření semestrální 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 analýzu chůze pomocí EMG signálů. Součástí práce je fyziologie svalové soustavy, se zaměřením se na dolní končetiny. Bipedální chůze se skládá z krokových cyklů, které jsou popsány a vysvětleny spolu s prací kloubů. Další kapitola se věnuje elektromyografii a její aplikaci při analýze chůze. Součástí práce je navržení vlastního programu umožňujícího zpracování naměřených dat. Závěrečná kapitola se zaměřuje na analýzu dat a jejich vyhodnocení.

KLÍČOVÁ SLOVA

Bipedální chůze, krokový cyklus, svaly dolní končetiny, svalová aktivita, elektromyografie (EMG)

ABSTRACT

This bachelors thesis is focused on the analysis of gait using EMG signals. It includes the physiology of a muscular system, with a focus on the lower limb. Bipedal walking consist of ste system that are described and explained also with the movements of the joints. Another chapter is dedicated of Electromyography and this application to the walk analysis. This thesis also includes designing a custom program enabling dataprocessing. Thi final chapter focuses od the data processing. The final chapter focuses on the data analysis and its evaluation.

KEYWORDS

Bipedal walking stepping cycle, muscles of the lower limb, muscle aktivita, electromyography (EMG)

KORČÁKOVÁ, I. *Analýza chůze pomocí EMG signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 47 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Markéta Koťová.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Analýza chůze pomocí EMG signálů jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka 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 jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucí bakalářské práce paní Ing. Markétě Koťové za odborné vedení, vstřícnost a trpělivost při konzultacích, ochotu a strávený čas při měření a za účinnou pedagogickou a odbornou pomoc při zpracování mé bakalářské práce.

Dále bych poděkovala paní Mgr. Olze Vallové, za odbornou fyzioterapeutickou konzultaci a velmi užitečné rady pro měření.

Mé díky patří i všem dobrovolníkům, kteří se nezalekli a poskytli mi tak zdroj dat. Dále fakultě, která mi umožnila měření v prostorách svých laboratoří.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Obsah

ÚVOD.....	- 1 -
1 FYZIOLOGIE SVALOVÉ SOUSTAVY	- 2 -
1.1 Svalová soustava	- 2 -
1.2 Stavba svalové soustavy.....	- 2 -
1.2.1 Sval	- 2 -
1.2.2 Svalová kontrakce.....	- 3 -
1.2.3 Funkce svalů	- 4 -
1.2.4 Svaly dolní končetiny	- 5 -
2 CHŮZE.....	- 9 -
2.1 Vývoj chůze	- 9 -
2.1.1 Fylogeneze chůze.....	- 10 -
2.1.2 Ontogeneze chůze	- 10 -
2.2 Řízení chůze.....	- 11 -
2.3 Typy chůze	- 11 -
2.4 Krokový cyklus	- 12 -
2.4.1 Fáze stojná (fáze opory).....	- 13 -
2.4.2 Fáze švihová (fáze kročná)	- 14 -
2.5 Zapojení svalů a aktivita kloubů při krokovém cyklu.....	- 14 -
3 ELEKTROMYOGRAFIE	- 18 -
3.1 Historie.....	- 18 -
3.2 Typy vyšetření EMG.....	- 19 -
3.2.1 Jehlová elektromyografie.....	- 19 -
3.2.2 Povrchová elektromyografie.....	- 20 -
3.3 Typy elektrod	- 20 -
3.4 Umístění elektrod.....	- 21 -

3.5	Vlastnosti EMG signálu	- 21 -
3.6	EMG pro vlastní měření	- 22 -
3.7	Využití měření EMG při analýze chůze	- 22 -
4	PROTOKOL MĚŘENÍ	- 24 -
4.1	Navržený protokol	- 24 -
4.2	Vybrané svaly pro měření	- 24 -
4.3	Popis měření	- 25 -
4.4	Postup měření	- 26 -
4.5	Umístění elektrod, příprava dobrovolníka	- 27 -
5	ZPRACOVÁNÍ DAT	- 29 -
5.1	Popis programu	- 29 -
5.1.1	Analýza v časové oblasti	- 30 -
5.1.2	Spektrální analýza	- 33 -
6	STATISTICKÁ ANALÝZA	- 35 -
6.1	Statistický T-test	- 35 -
6.1.1	Rozdíl v chůzi u mužů a žen	- 37 -
6.1.2	Rozdíl krokových cyklů u jednoho subjektu v jednom typu chůze	- 39 -
6.1.3	Rozdíl mezi jednotlivými typy chůze u jednoho subjektu	- 39 -
7	ZÁVĚR	- 40 -
8	LITERATURA	- 42 -
9	SEZNAM PŘEVZATÝCH OBRÁZKŮ	- 45 -
10	SEZNAM PŘÍLOH	- 46 -
	A Obsah přiloženého CD	- 47 -

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Části svalu: origo, venter, insertio, převzato z [36].....	- 3 -
Obrázek 2: Stavba kosterního svalu, převzato z [37]	- 3 -
Obrázek 3: Kontrakce svalového vlákna [42].....	- 4 -
Obrázek 4: Svaly dolní končetiny: a) přední pohled, b) zadní pohled, převzato z [38] .-	8 -
Obrázek 5: Krokový cyklus, převzato z [39].....	- 12 -
Obrázek 6: Fáze krokového cyklu, převzato z [40]	- 13 -
Obrázek 7: Krokový cyklus, převzato z [40].....	- 14 -
Obrázek 8: Umístění elektrod, převzato z [41].....	- 21 -
Obrázek 9: Umístění elektrod na subjektu: a) zezadu, b) zleva.....	- 28 -
Obrázek 10: umístění elektrod na subjektu: a) zepředu, b) zleva.....	- 28 -
Obrázek 11: Čelní panel programu	- 29 -
Obrázek 12: Práce svalů v jednom krokovém cyklu	- 32 -
Obrázek 13: Histogram pro určení dominantní dolní končetiny	- 32 -
Obrázek 14: Spektrální hustota dvou signálů pro:.....	- 34 -
Obrázek 15: Normální rozložení pomocí Q- Q grafu	- 35 -
Obrázek 16: Graf rozdílů chůze u mužů a žen.....	- 38 -

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Svaly dolní končetiny: svaly kyčelního kloubu.....	- 5 -
Tabulka 2: Svaly dolní končetiny: svaly stehenní	- 6 -
Tabulka 3: Svaly dolní končetiny: svaly bérce	- 6 -
Tabulka 4: Svaly dolní končetiny: svaly nohy.....	- 7 -
Tabulka 5: Charakteristika vývoje chůze.....	- 11 -
Tabulka 6: Stojná fáze krokového cyklu: pohyby v kloubech a zapojující se svaly .	- 16 -
Tabulka 7: Švihová fáze krokového cyklu: pohyby v kloubech a zapojující se svaly-	17 -
Tabulka 8: Zaznamenané údaje od subjektů ženského pohlaví.....	- 27 -
Tabulka 9: Zaznamenané údaje od subjektů mužského pohlaví.....	- 27 -
Tabulka 10: Zaznamenávání časů při změně typu chůze u jednoho subjektu	- 30 -
Tabulka 11: Tabulka výsledků porovnání dominantní horní a dolní končetiny	- 33 -
Tabulka 12: Výsledek analýzy chůze u mužů a žen	- 38 -
Tabulka 13: Výsledek analýzy krokových cyklů ženy	- 39 -
Tabulka 14: Výsledek analýzy krokových cyklů muži.....	- 39 -

ÚVOD

Chůze je jednoduchý, základní a nevědomě prováděný pohyb, který se stal automatickou součástí života. Zdánlivá triviálnost tohoto procesu by mohla svádět k pochybnostem jeho významu. Opak je však pravdou. Chůze jako přirozená lidská činnost přispívá k dobré kondici celého organismu a dlouhověkosti.

Chůze je založena na periodickém pohybu obou chodidel z jednoho místa opory k dalšímu. V základní rovině můžeme chůzi chápat jako prostředek k přemísťování. Neslouží ale jen k přesunu z místa na místo, je to prostředek k poznávání okolního světa, a tak přispívá k sociální integraci.

V životě člověka dochází k vývoji tohoto pohybového stereotypu a ke změnám jeho významu. Od prvních kroků a poznávání nejbližšího okolí, přes životní výkony například v rodině či při sportu, až po postupné omezování pohybových aktivit vlivem nemoci, úrazu či vysokého věku, který v nejzazší rovině může vést až k nedostatku podnětů a deprivaci.

Tato práce se snaží potvrdit teorii, že chůze je periodický pohyb složený z jednotlivých dvojkroků. Nejprve je rozebrána fyziologie svalové soustavy, problematika chůze a měření chůze pomocí EMG. Jednak z hlediska popisu samotného svalu a následně popisu funkce celé soustavy. Následně je popsána chůze. Její ontogenetický i fylogenetický vývoj, řízení, typy a krokový cyklus. Krokový cyklus je základní stavební kámen chůze. Krokový cyklus každého jedince je jedinečný, v práci jsou hodnoceny změny krokového cyklu vlivem různých parametrů (změna typu chůze, pohlaví, BMI...).

V praktické části se práce věnuje měření svalové aktivity při chůzi pomocí elektromyografie. Princip a teorie jsou shrnuty v kapitole 4. Prostřednictvím naměřených dat je snaha dokázat, že chůze je u každého jedinečná. Skládá se z jednotlivých krokových cyklů, které si jsou podobné a pravidelně se v nich zapojují svaly v určitém sledu. V teoretické části jsou rozebrány parametry, které mohou mít vliv na krokový cyklus jedince, tyto parametry jsou ověřeny a statisticky vyhodnoceny v praktické části práce.

Pomocí analýzy chůze můžeme objevit onemocnění dolních končetin či zad, proto je důležité chůzi studovat a rozvíjet základní charakteristiky chůze.

1 FYZIOLOGIE SVALOVÉ SOUSTAVY

Tato kapitola je zaměřena na fyziologii svalové soustavy. Svalová a kosterní soustava umožňuje lokomoci. Nejprve jsou shrnuty obecné informace o svalové soustavě, dále je nastíněna stavba svalu a svalová kontrakce. Následuje popis funkcí, které mohou svaly vykonávat.

1.1 Svalová soustava

Svalová soustava, skládající se z 600 svalů, spolu s opěrnou soustavou tvoří aktivní pohybový aparát. Zajišťuje nejen polohu těla a vnitřních orgánů, ale i vlastní pohyb (lokomoce). Je řízena nervově pomocí centrálního nervového systému. Hmotnost svalů dosahuje u mužů 36 % tělesné hmotnosti, u žen 32 %. Svalová činnost je zdrojem tepla v organismu. Funkční jednotkou svalové soustavy jsou svaly. [1], [2]

1.2 Stavba svalové soustavy

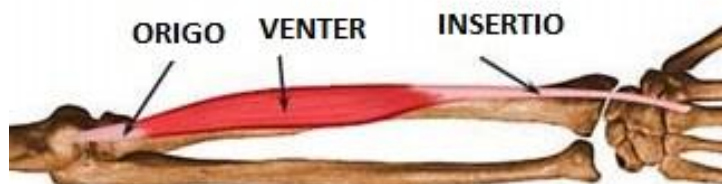
Svalová vlákna příčně pruhovaná jsou základní stavební jednotkou svalové soustavy. Obalem svalového vlákna je vazivo, které spojuje svalové skupiny a vytváří úpony svalů šlachy. Šlacha je zvláště uspořádaný pruh tuhého fibrózního vaziva. [1]

1.2.1 Sval

Na svalu rozeznáváme 3 části (obr. 1). První je začátek (*origo*), touto částí je sval připojen ke kosti pomocí šlachy. Druhá část je svalové břicho (*venter*), které je nejširším úsekem svalu. Třetí část je úpon (*insertio*), ten připojuje svalu ke kosti pomocí šlachy. [1]

Anatomickou a fyziologickou jednotku svalu představují svalová vlákna, složená z velkého množství mnohоядерných buněk, která jsou vazivem spojena ve svalové snopce. Na povrchu svalu je vazivo zhuštěno a přechází ve vazivovou blánu - svalovou fascii. (obr. 2) Jako celek tvoří šlachovitý úpon, kterým se svaly upínají ke kosti. Vazivo zpevňuje sval a vymezuje rozsah jeho pohyblivosti. Sval, který pracuje za omezeného rozsahu pohybu, není schopen vyvinout maximální úsilí a dochází k poklesu jeho výkonnosti. Po obnovení původního rozsahu pohybu u dosud zkráceného svalu se jeho výkon zvýší. Svalová vlákna se liší řadou histologických a fyziologických charakteristik. V rámci motorických jednotek je vždy zastoupen pouze jeden typ svalových vláken. Svalová vlákna se dělí na bílá a červená. Bílá vlákna jsou vlákna

rychlostní a umožňují rychlou a frekvenčně častou kontrakci, ale pouze krátkodobou. Červená vlákna se nazývají vytrvalostní a umožňují pomalou a frekvenčně málo častou kontrakci, ale po dlouhou dobu. Převaha jednoho typu vláken pak umožňuje jednotlivé druhy pohybu například chůze, běh nebo skok. [1] [3]



Obrázek 1: Části svalu: origo, venter, insertio, převzato z [36]

Na povrchu svalového vlákna se nachází semipermeabilní membrána sarkolema. Svalové vlákno je složeno z myofibril (sarkomer). Myofibrily vytváří světlé a tmavé pruhy, které odpovídají uspořádání myozinu a aktinu. Svalová buňka je vyplněna cytoplazmou (sarkoplazma) a obsahuje mitochondrie (sarkozómy) a sarkoplazmatické retikulum. Z chemického hlediska je sval složený z vody, myoglobinu, fosfátů a aktinu s myozinem (obr. 2). [3]

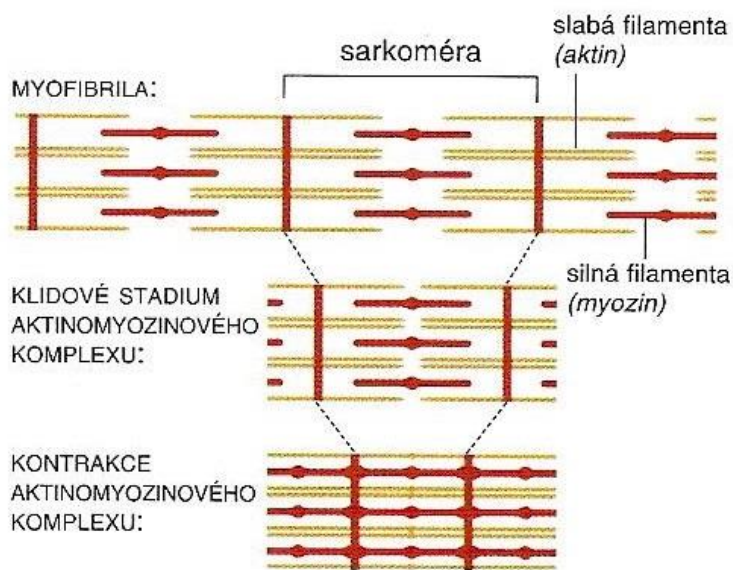


Obrázek 2: Stavba kosterního svalu, převzato z [37]

1.2.2 Svalová kontrakce

Charakteristickou vlastností svalového vlákna je jeho kontraktilita, která umožňuje vyvinout sílu. Uskutečňuje se na podkladě rytmického stahování motorických jednotek. Svalová kontrakce (stah) je založena na posunu aktinových vláken mezi myozinová (obr. 3). Následkem posunu vláken dojde ke zkrácení svalu, ke kontrakci. Kontrakci

umožňuje motorické nervové vlákno, které vyšle nervový impulz. Díky impulzu dojde k vylití mediátoru do štěrbiny nervosvalové ploténky. Na svalovém vláknu vzniká akční potenciál a dochází k depolarizaci. Při depolarizaci se ze sarkoplazmatického retikula uvolní ionty Ca^{2+} . Dojde k reakci mezi aktinem a myozinem a to způsobí svalovou kontrakci. Při kontrakci se štěpí APT (energie). Po kontrakci nastává doba relaxace svalu. Při relaxaci se ionty Ca^{2+} vrací zpět do extracelulární tekutiny. K uvolnění stahu dochází pouze při obnovení původního množství ATP. Po smrti nastává tzv. posmrtná ztuhlost, ta je způsobena tím, že nedojde k obnovení původního množství ATP. Základní klidové napětí ve svalu je označováno jako tonus. [3]



Obrázek 3: Kontrakce svalového vlákna [42]

1.2.3 Funkce svalů

Svaly jsou kolem kloubů rozloženy v určitých skupinách a působí v různých směrech. Agonisté jsou svaly vykonávající pohyb v určitém směru. Antagonisté patří mezi hlavní vykonavatele pohybu. Synergisté jsou svaly, které se účastní stejného pohybu jako agonisté a jejich funkce je napomáhat agonistům. Antagonista je sval vykonávající opačný pohyb jako agonista. Souhra agonistů a antagonistů je pro samotný pohyb velice významná. Je nutné, aby působení těchto dvou skupin svalů bylo vyvážené. Dále existují svaly fixační. Tyto svaly se přímo nepodílejí na pohybu, ale zpevňují části těla, odkud pohyb vychází. [2] [4]

Podle funkce se svaly dělí na ohybače (flexor), natahovače (extensor), přitahovače (adduktor), odtahovače (abduktor), svěrače (sfinkter) a rozvěrače (dilatátor). Otáčení dlaně umožňuje pronátor a supinátor. [4]

1.2.4 Svaly dolní končetiny

Dolní končetinu tvoří pletence dolní končetiny a kostra volné končetiny. Pletenec je část, která spojuje dolní končetinou s trupem. Celá dolní končetina se skládá z 19 svalů a 107 vazů. Svaly dolní končetiny jsou zobrazeny na obrázku 4. Rozdělení svalů popisují tabulky 1, 2, 3 a 4. [5]

První skupinou jsou svaly kyčelního kloubu. Tyto svaly se uplatňují při ohybu v kyčelním kloubu a způsobují přednožení. Jejich funkce je významná v prvním období fáze švihové. Částečně také působí při vnější rotaci nohy. Upínají se na kost stehenní. [4]

Tabulka 1: Svaly dolní končetiny: svaly kyčelního kloubu

Svaly kyčelního kloubu	Přední skupina	Musculus iliopsoas				
	Zadní skupina	Musculus gluteus maximus	Musculus gluteus medius	Musculus gluteus minimus	Musculus tensor fascie late	Tractus iliotibialis
	Začínající na kyčli	Musculus piriformis	Musculus gemellus superior	Musculus obturatorius internus	Musculus quadratus femoris	

Svaly stehenní napomáhají při přednožení a unožení v kyčelním kloubu. Více se však uplatňují při ohnutí a rotaci v kloubu kolenním. Díky tomu může končetina přecházet z fáze švihové do fáze stojné. [4] [5]

Tabulka 2: Svaly dolní končetiny: svaly stehenní

Svaly stehenní	Přední skupina	Musculus sartorius	Musculus quadriceps femoris				
	Střední skupina	Musculus obturatorius externus	Musculus pectineus	Musculus adductor longus	Musculus adductor brevis	Tractus adductor magnus	Musculus gracilis
	Zadní skupina	Musculus biceps femoris	Musculus semitendinosus	Musculus semimembranosus			

Svaly bérce provádějí ohnutí nohy a prstů. Dělí se na povrchové a hloubkové. Povrchové svaly, například *musculus triceps surae* a *musculus peroneus longus*, provádí pohyb nohy špičkou dolů a nahoru. Také zdvihají tělo při chůzi. Svaly uložené v hloubce se funkčně uplatňují při aktivaci kolenního kloubu. Ovlivňují pohyb menisku při ohybu kolene. *Musculus tibialis posterior* přechází přes kloub hlezenní a umožňuje zvedání nohy za palcem. Také podporuje podélnou klenbu nožní. Sval *musculus flexor digitorum longus* provádí flexi nohy a prstů. Tiskne prsty k zemi při odvíjení plosky za chůze. [4] [5]

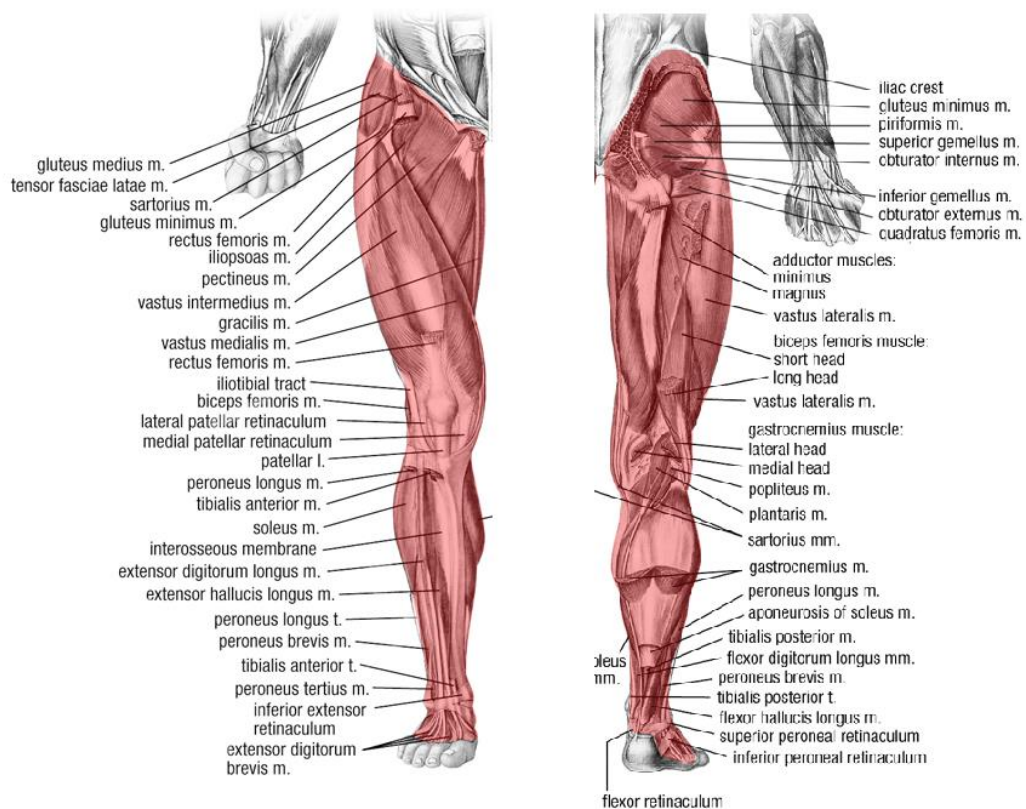
Tabulka 3: Svaly dolní končetiny: svaly bérce

Svaly bérce	Přední skupina	Musculus extensor digitorum longus	Musculus extensor hallucis longus				
	Střední skupina (boční)	Musculus peroneus longus	Musculus peroneus brevis				
	Zadní skupina	Musculus triceps surae	Musculus plantaris	Musculus popliteus	Musculus tibialis posterior	Musculus digitorum longus	Musculus hallucis longus

Svaly nohy se uplatňují u dynamiky chůze a také adaptují tělo vůči povrchu podložky a tlakovým nárazům. [5]

Tabulka 4: Svaly dolní končetiny: svaly nohy

Svaly nohy	Přední skupina (na hřbetu)	Musculus extensor digitorum brevis	Musculus extensor hallucis brevis				
	Střední skupina (svaly v plantě)	Musculus abductor hallucis	Musculus flexor hallucis brevis	Musculus adductor hallucis	Musculus flexor digitorum brevis	Musculus lumbricales	Musculus quadratus plantae
	Střední skupina (svaly v plantě)	Musculus interossei plantares et dorsales	Musculus abductor digiti minimi	Musculus flexor digiti minimi	Musculus opponens digiti minimi		



Obrázek 4: Svaly dolní končetiny: a) přední pohled, b) zadní pohled, převzato z [38]

2 CHŮZE

Chůze, neboli bipedální lokomoce, je jeden ze základních pohybů, pomocí kterého člověk uspokojuje některé své potřeby. Probíhá pomocí fyzikálních zákonů a je řízena nervovou soustavou. Chůze je individuální a každý člověk ji má specifickou. Podle chůze lze každého jedince charakterizovat. Z fyzikálního hlediska se jedná o mechanický pohyb. Z anatomického hlediska je umožněna díky svalové a kosterní soustavě. Chůze se skládá ze jednotlivých kroků. Jednotlivé kroky vytváří spolupráce těchto soustav a ta musí být přesně načasovaná. Běžná chůze je charakterizovaná tím, že alespoň jedno chodidlo je v kontaktu s podložkou. Modalitou chůze je běh nebo skok. [6]

Do kosterní soustavy se řadí klouby, které jsou pro chůzi velice důležité. Právě onemocnění kloubů je nejčastější příčinou muskuloskeletární neschopnosti populace. S degenerativním postižením kloubů se projevují i neuromuskulární změny svalů, jako je snížení svalové síly, disbalance mezi flexory a extenzory a inhibice motorických jednotek. Znalost jak a kdy k těmto změnám dochází, by mohla v budoucnu přispět k porozumění a následnému předcházení tomuto onemocnění. [6] [7]

Definice chůze je rozdílná. Z biomechanického hlediska se setkáváme s dvěma důležitými pojmy. Tyto pojmy osvětlí ekonomizaci chůze jako lokomoce. První pojem je „*Centre of Gravity*“ (COG), který značí průmět společného těžiště těla do roviny oporné báze. Druhý pojem je „*Centre of Pressure*“ (COP), který znamená působíště vektoru reakční síly podložky. Tyto dva pojmy lze použít v případě, že je tělo dokonale tuhé. Ve skutečnosti lidské tělo tuhé není. Proto je vytvořen model obráceného kyvadla. Říká nám, že oscilace COP uvnitř oporné báze jsou výrazně větší než oscilace COG. Podílí se na nich vliv kolísající aktivity bérce nohy, zvýšená aktivita plantárních flexorů posunuje COP dopředu a zvýšená aktivita supinátorů nohy se posunuje laterálně. Svalová aktivita je ale řízena tak, aby těžnice COG zůstala v oporné bázi. COP a COG nám udávají, jak moc je chůze ekonomická. [8] [9]

2.1 Vývoj chůze

Vývoj chůze má dvě roviny. První z nich je rovina vývoje v rámci celého lidstva, které postupně dospělo až k bipedální lokomoci. Tomuto vývoji říkáme vývoj fylogenetický. Druhá rovina vývoje je v rámci života jednoho člověka. Jedinec se k bipedální chůzi dostává postupně přes jiné druhy lokomoce. Tento vývoj nazýváme ontogeneze. Obou rovinám jsou věnovány samostatné podkapitoly 2.1.1. a 2.1.2. [10]

2.1.1 Fylogeneze chůze

Vývoj lidstva trvá asi 22. miliónů let. V průběhu této doby se forma lokomoce mnohokrát změnila. Vývoj obratlovců, a tím i člověka, byl závislý na prostředí, v němž jedinci žili. Původním životním prostředím obratlovců byla voda, kde jako prostředek lokomoce sloužily ploutve a pravolevé vlnění trupu. Revoluce ve vývoji proběhla v období, kdy se lalokoploutvé ryby přesunuly na souš a tak vznikli obojživelníci. Obojživelníci nově využili oporu pevné země a díky tomu došlo k transformaci ploutví na končetiny. Pohyb po pevné zemi se nejprve děl po čtyřech končetinách. Chůze po čtyřech končetinách je označována jako kvadrupedie. Řadí se mezi základní typy lokomoce. Díky vývoji lidstva a jeho potřebám, jako bylo obstarání potravy, lov a úchop předmětů, došlo k chůzi po dvou končetinách, která se nazývá bipedální lokomoce. Z dřívější organizace kvadrupedálního pohybu zůstal člověku při chůzi doprovodný pohyb horních končetin. Tento pohyb slouží k vyrovnávání kroutících momentů a otáčivých pohybů pánve k nimž při bipedální lokomoci dochází. [10] [11]

2.1.2 Ontogeneze chůze

Samotnou chůzi se musí každý jedinec naučit a osvojit. Pro vývoj chůze jsou důležitá určitá období, uvedena v tabulce 5. Chůze se začíná vyvíjet hned po narození dítěte. Během prvních 5 měsíců dochází u dítěte spíše k poznávání a zkoušení různých pohybů. Již v 5 měsících dítě začne vnímat funkci kloubů a je schopno namísto střídavého kopání kopat oběma nohama zároveň. Postupně se dítěti začne zpevňovat trup a díky tomu dojde k vytvoření celkového těžiště. Poté už je schopné vlastní chůze. Dítě začíná chodit okolo 10. měsíce věku, kdy už má vyvinutou oporu. Kolem 12. -14. měsíce je vývoj chůze úplný a dítě při chůzi nevyužívá oporu a nemá propnutá kolena. Jeho chůze se podobá dospělé. Ve 3. roku má dítě plně vyvinutou koordinaci rovnováhy a integraci těla do pohybu. K úplné zralosti chůze, která patří mezi dospělou, dochází kolem 8. roku věku. Tímto je vývoj chůze završen a lze každého jedince charakterizovat podle jeho stylu chůze. Chůze se v průběhu života mění a je závislá na mnoha faktorech, jako je například inervace, kosterní a svalový systém, pohlaví a patologické změny. Vývoj chůze je součástí celkového motorického vývoje a je chápán jako vyžívání hierarchicky uspořádaného neuronového modelu. [10] [11]

Tabulka 5: Charakteristika vývoje chůze

Měsíc	Charakteristika
3	Vytvoření opěrné báze
4-5	Diferenciace funkce končetin, rotabilita páteře po Th/L
6-8	Rotabilita celé páteře, šikmý sed
9	Zkřížený vzor kvadrupedální lokomoce
10-12	Lokomoce ve vertikále
14-16	Úplná bipedální lokomoce

2.2 Řízení chůze

Obecně jsou pohyby řízeny centrální nervovou soustavou. Hybný systém řídí dva bazální okruhy: vertikální a horizontální. Pohyb a jemné řízení svalů se řídí horizontálními okruhy. Vertikální okruh, složený z 5 částí (míchy, vestibula, mozečku, podkoří a kůry mozkové) zajišťuje vnímání polohy těla, základní svalové napětí a postavení trupu během chůze. Mozeček slouží přímo k formování základních hybných stereotypů, bez nichž není možné provádět koordinovaný pohyb. Kůra mozková rozhoduje o provedení pohybu z hlediska funkce svalů. U různých typů pohybu se jednotlivé části účastní odlišně a jsou závislé na jednotlivých fázích pohybu. U běžného pohybu, je v mozkové kůře vytvářen motorický plán, který následně zpracuje centrální nervový systém a dodá vzruch svalům, které vykonají pohyb. Ze svalů a zrakového ústrojí vychází rampové pohyby. Při uchopovacích pohybech jsou zesíleny korové odpovědi na dotek konečků prstů. Při přibližovacích pohybech se uplatňuje zejména zadní parietální a premotorická kůra. [12]

2.3 Typy chůze

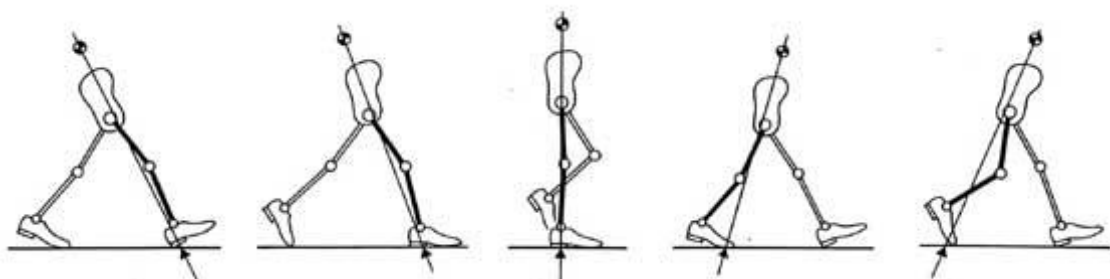
Prvním typem chůze je *proximální* (kyčelní) chůze. Hlavním mechanismem lokomoce je pohyb v kyčelních kloubech. Dominantními svalovými skupinami jsou flexory kyčelního kloubu, které jsou často zkrácené a přetížené. Současně jsou oslabeny svaly gluteální. U této chůze dochází jen k malému odvinování chodidla. Tento typ vykazuje určitou těžkopádnost. [6]

Dalším typem chůze je *akrální* chůze. Zde převládá výrazné odvinování chodidla. Dochází ke zdůrazněnému odvíjení planty od podložky a zvýšené plantární flexi nohy ve stojné fázi. Hlavním svalem je m. triceps surae a současně je přetíženo hlezno. Při tomto typu je nápadný vertikální posun těžiště. [6]

Posledním typem chůze je *peroneální* chůze. U tohoto typu dochází k pomalé flexi v kyčelním kloubu a zvýšené flexi v kolenním kloubu. Dále k vnitřní rotaci v kyčelním kloubu a everzi nohy. [6]

2.4 Krokový cyklus

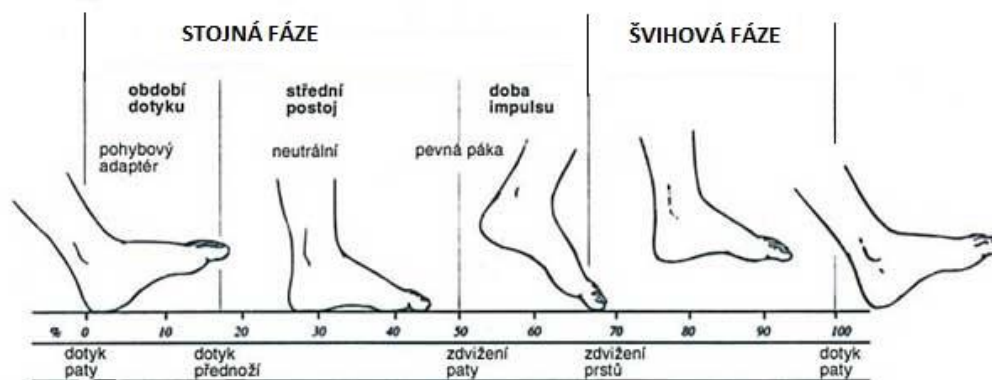
Základní stavební jednotkou chůze je krokový cyklus (dvojkrok). Krok je vzdálenost mezi místem dopadu paty pravé a levé nohy. Dvojkrok je vzdálenost mezi místy dopadu paty jedné dolní končetiny na začátku a na konci daného krokového cyklu. Jako časový interval je dvojkrok počítán od kontaktu nohy s podložkou do dalšího kontaktu nohy s podložkou. Vzdálenost dvojkroku je u zdravého a průměrně vysokého jedince 1,46 metrů u mužů a 1,28 metrů u žen. Délka kroku pravé a levé nohy je u zdravého jedince shodná. [12] [13] [14]



Obrázek 5: Krokový cyklus, převzato z [39]

Při dvojkroku je nutné splnit tři funkční úkony (obr. 5), a to přenést tělesnou hmotnost, překonat dobu, kdy je v kontaktu s podložkou jen jedna končetina a posunout dolní končetinu vpřed. Krokový cyklus ovlivňuje stabilita ve stojné fázi, adekvátní délka kroku, dostatečná výška chodidla nad podložkou a vhodné nastavení chodidla ve švihové fázi. U běžné populace je tempo chůze - 100 kroků za minutu u mužů a u žen 116 kroků za minutu. Pokud tempo přesáhne 180 kroků za minutu, jedná se o běh. Těžiště těla se během cyklu chová jako obrácené kyvadlo. To znamená, že stoupá v jednooporovém postavení a klesá vždy ve dvouoporovém postavení. Průběh křivky, která zachycuje pohyb, by měl být ve tvaru pravidelné sinusoidy. [12] [13] [14]

Krokový cyklus, který je vidět na obrázku 6 je složený ze dvou fází, fáze stojné popsané v podkapitole 3.4.1 a fáze švihové popsané v podkapitole 3.4.2.

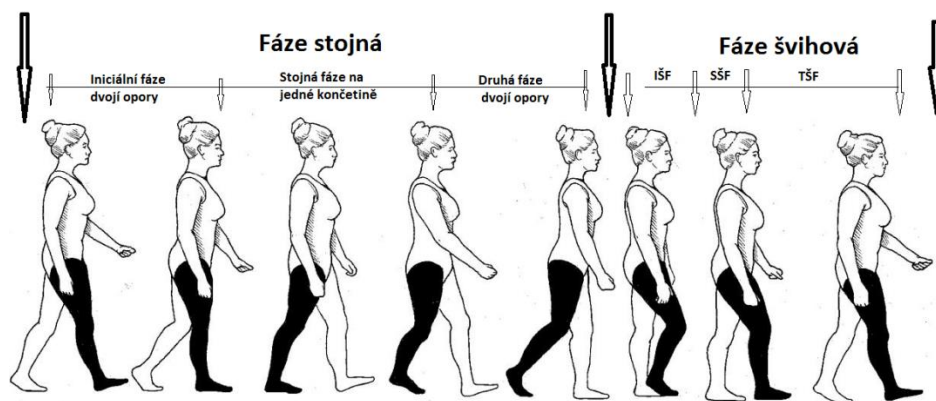


Obrázek 6: Fáze krokového cyklu, převzato z [40]

2.4.1 Fáze stojná (fáze opory)

Stojná fáze tvoří 60 % krokového cyklu a dále se dělí na 3 období. Na začátku je iniciální fáze dvojí opory, kdy dojde ke kontaktu paty s podložkou, postupnému zatěžování, až je ploska nohy položena na podložku. Následuje období stojné fáze, které končí ve chvíli odlepení paty od podložky. Následuje druhá fáze dvojí opory, ta je velice důležitá pro pohyb člověka vpřed, tzv. období aktivního odrazu končící zvednutím špičky. (obr. 7), [12] [13] [14]

Při této fázi probíhá odraz z plného chodidla do výponu, chodec získává rovnováhu a jednooporové postavení. Od kontaktu paty až k odvinutí palce je kyčel extendována. V kolenu dochází k flexi, která umožní zdvih těžiště a tím ekonomizaci chůze. Hlezenní kloub a noha se nachází v plantární flexi, která je zdrojem propnutí a následuje mírná dorziflexe. Na konci stojné fáze přilne noha k podložce a tím zajistí pevnou a spolehlivou oporu. Nyní dochází ke střídavé pronaci a supinaci nohy, které přizpůsobí nohu danému povrchu. [9] [12] [13] [14]



Obrázek 7: Krokový cyklus, převzato z [40]

2.4.2 Fáze švihová (fáze kročná)

Švihová fáze tvoří zbylých 40 % krokového cyklu. Tato fáze zabezpečí přesun těla. Při švihové fázi se končetina ohýbá v kyčli a koleni a poté se vrací zpět do fáze stojné. Ke konci švihové fáze dojde k dorzální flexi hlezenního kloubu, aby se pata opět mohla dotknout podložky a začít stojnou fází (obr. 7). [12] [13]

Tato fáze se také dělí na 3 období: iniciační, střední a terminační fáze. Iniciační fáze začíná v okamžiku, kdy noha opustila podložku a tělo je v jednooporovém postavení. Hlezenní kloub umožní odlepení paty od podložky. Následně dochází ke kyvu celé končetiny (v koleni ohnuté) a kyvu bérce, označované jako střední období. Zde dochází k flexi v kyčelním kloubu a neutrálnímu postavení kotníku. Pokračuje posun dolní končetiny dopředu, chodidlo není v kontaktu s podložkou. Je nezbytná extenze v koleni a dorzální flexe v hlezenním kloubu. V závěrečném období této fáze, terminačním švihu, je koleno plně extendováno, zůstává flexe v kyčli. Flexe v kyčli je ukončena aktivací *hamistringů*. Hybnost *m. quadriceps femoris* vrátí koleno do neutrální pozice. Dojde k aktivování svalů *m. gluteus maximus* v rámci přípravy na další cyklus. [9] [13] [14]

2.5 Zapojení svalů a aktivita kloubů při krokovém cyklu

Během chůze dochází k flexi v kyčelním kloubu (přednožení). Zajišťují ho dvě funkční skupiny svalů, snopce *m. gluteus medius* spolu s *m. tensor fasciae latae* a *m. iliopsoas*. Déle k extenzi (zanožení) pomocí *m. gluteus maximus*. Při překřížení nohou se jedná o hyperaddukci. Ze skupiny adduktorů je hlavním svalem *m. adductor magnus*. Další pohyby v kyčelním kloubu jsou vnitřní a zevní rotace. Tyto pohyby jsou zajištěné pomocí skupiny rotátorů. [10] [11] [15] [16]

Kolenní kloub je pro chůzi velice důležitý. Zajišťuje stabilitu a mobilitu jedince. Jeho funkce je flexe, kterou zajišťuje *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* a *m. gastrocnemius*. [10] [11] [15]

Pohyb v hlezenním kloubu zajišťují plentární flexory nohy. Na počátku je aktivní *m. tibialis anterior* a *m. peronei*, kteří zabraňují pádu špičky. *M. triceps surae* se uplatní při odvíjení paty až po odvíjení špičky. Svaly palce nohy, z nichž je dominantní *m. hallucis longus* se zapojují stejně jako vnitřní svaly nohy v závislosti vyvinutého tlaku na nohu. Při odvíjení nohy je jejich aktivace značná a závisí na podložce, po které se jedinec pohybuje. [16] [17]

Pánev během stojné fáze rotuje vpřed, následně přechází do neutrálního postavení a ve fázi švihové rotuje vzad. Během rotace pánve dochází k natočení horní poloviny těla a horní končetiny se pohybují vždy opačně vzhledem k poloze dolních končetin. Dochází k rozšvihu paží a efektivnějšímu pohybu chůze. Při rychlejší chůzi se zvýší aktivita *m. sartorius*, *m. rectus femoris* a *m. tensor fasciae latae*. Pohyby kloubů a zapojení svalů v obou fázích krokového cyklu popisuje tabulka 6 a 7. [16] [17]

Tabulka 6: Stojná fáze krokového cyklu: pohyby v kloubech a zapojující se svaly

Stojná fáze	Mechanický cíl	Aktivní svalové skupiny	Konkrétní svaly
Iniciální kontakt	Začátek brždění flexe v kyčelním kloubu. Uložení končetiny na podložku	Dorsální flexory Extenzory kyčle Flexory kolene	m. tibialis anterior m. gluteus maximus hamstringy
Stojná fáze na jedné končetině - postupné zatížení	Přenesení váhy těla Stabilizace pánve Brždění pohybu vpřed	Extenzory kolene Abduktory kyčle Plantární flexory	mm. vasti m. gluteus medius m. gastrocnemius
Stojná fáze na jedné končetině - plné zatížení	Stabilizace kolene Ploska tvoří střed otáčení pro setrvačný pohyb vpřed	Plantární flexory (izomericky)	m. gastrocnemius m. soleus
Druhá fáze opory	Akcelerace pohybu	Plantární flexory (koncentricky)	m. gastrocnemius m. soleus
Druhá fáze opory - přešvih	Příprava na švihovou fázi	Flexory kyčle	m. iliopsoas m. rectus femoris

Tabulka 7: Švihová fáze krokového cyklu: pohyby v kloubech a zapojující se svaly

Švihová fáze	Mechanický cíl	Aktivní svalové skupiny	Konkrétní svaly
Iniciální švih	Ploska odlepena od podložky Pohyb vpřed Různý individuální rytmus	Dorzální flexory Flexory kyčle	m. tibialis anterior m. iliopsoas m. rectus femoris
Střední švih	Ploska od podložky	Dorzální flexory	m. tibialis anterior
Terminační švih	Bržděn pohyb bérce vpřed Nastavení na přípravu kontaktu plosky s podložkou	Flexory kolene Extenzory kyčle Dorziflexory hlezna Extenzory kolene	Hamistřiny m. gluteus maximus m. tibialis anterior mm. vastii

3 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která je založena na snímání svalové aktivity. Zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalové aktivaci. Základním principem je snímání elektrických projevů svalové tkáně pomocí elektrod, které slouží jako anténa. Elektrody snímají sumu potenciálů mnoha svalových vláken pod nimi a umožňují tak získání komplexní informace o činnosti celého svalového vlákna. Sval je z fyziologického hlediska generátor elektrické aktivity. Tato aktivita koresponduje s výstupní svalovou silou. Vztah není lineární a je ovlivněn řadou fyziologických a elektrických změn. [18]

3.1 Historie

V minulosti lékaři používali k vyšetření pohybového ústrojí člověka velice primitivní klinické nástroje, například kladívko, špendlík či pouze pohled odborníka. První zmínka o EMG je z roku 1666, kdy Italský lékař Redi vyřkl myšlenku, že svaly vykazují elektrickou aktivitu. Tuto teorii vysvětlil na rejnokovi, kdy tento jev pouze logicky odvodil. V 18. století byl popsán vztah mezi elektřinou a svalovou kontrakcí. Tento vztah popsal Luigi Galvani, který na základě tohoto vztahu objevil galvanometr. Je to přístroj pro měření malých elektrických napětí a proudů. První záznam EMG byl proveden německým fyziologem Raymodem v roce 1851. Raymond zaznamenal elektrickou aktivitu svalu pomocí registrační elektrody, baňky s elektrolytem. Použití registračních elektrod se označuje jako počátek elektromyografie. Gasser a Erlanger použili v roce 1922 osciloskop k získávání elektrické aktivity svalu. Teprve ve 40. a 50. letech 20. století se plně vyvinuly elektrody pro lepší snímání, což vedlo k velkému rozvoji této technologie. Samotné klinické využití se datuje až od 60. let 20. století. [18] [20]

První povrchová elektromyografická metoda byla aplikována Hardym v roce 1966. V letech 1973 – 1982 došlo k rozvoji na digitální systémy s možností off-line zpracování. V roce 1993 byly systémy dovybaveny komunikací s osobním počítačem. Rok 2001 přinesl systémy přenosné a wireless. V současné době je k dispozici řada komerčně vyráběných zařízení. V posledních letech došlo k lepšímu pochopení všech vlastností EMG. Dnes se již používá v mnoha laboratořích a oborech. Například v biomechanice, biomedicíně, fyziologii, sportovní medicíně, ortopedii, fyzioterapii, zoologii, ergonomii a neurologii. [18][20]

3.2 Typy vyšetření EMG

EMG je označení pro skupinu metod, díky kterým lze vyšetřit stav periferního nervového systému, nebo kosterního svalstva. Tyto metody zaznamenávají elektrickou aktivitu svalů nebo nervů. Lze je dělit podle použití v diagnostice a terapii. [21]

Metody pro diagnostiku:

- Kondukční studie periferních nervů - vyšetřuje vodivost nervů
- Jehlová a povrchová elektromyografie

Metody pro terapii:

- Myofeedback - měří elektrickou aktivitu svalu v reálném čase
- IMF terapie - integrovaný způsob mentálního cvičení EMG svodu a zpětné vazby svalových funkcí s použitím elektronického rehabilitačního přístroje

Diagnostická EMG je skupina elektrofyziologických metod, která se zabývá diagnostikou poruch periferního nervstva, nervosvalového přenosu a kosterního svalstva. Zahrnuje jehlovou a povrchovou elektromyografii a neurografii. Klinická EMG snímá bioelektrický signál pomocí jehlových nebo povrchových elektrod. Tento signál je veden do předzesilovače. Zde je signál digitalizován. Následuje monitor a paměťové médium. [18] [20]

Snímání aktivity svalů je možné provádět dvěma způsoby, podle nichž dělíme EMG svalů na jehlovou (3.2.1) a povrchovou (3.2.2). [18] [20] [21]

3.2.1 Jehlová elektromyografie

Jehlová EMG je invazivní metoda. Používá se modifikovaná injekční jehla, v níž jsou alokované izolované drátové elektrody. Po zavedení elektrody do svalu zjišťuje vyšetřující odezvu na posun jehly ve svalu. Sleduje se, zda sval vykazuje nějakou aktivitu, pokud je v klidu. Aktivita svalu v klidu je patologickým jevem. Poranění svalu při aplikaci jehly není větší než při jiné nitrosvalové injekci. Tato metoda je mezi lékaři používána častěji. Hlavním rozdílem mezi jehlovým a povrchovým EMG je to, že povrchová elektromyografie neumožňuje rozeznat akční potenciály jednotlivých motorických jednotek. Principem této metody je vpíchnutí elektrod do určitého svalu a sledování odezvy. Pokud je sval ve stádiu relaxace, nenastane žádná odezva. Až dojde ke kontrakci svalu, objeví se průběh signálu. Na tomto signálu se hodnotí amplituda, tvar, doba trvání, počet fází a stabilita akčního potenciálu. Při patologickém stavu bývá aktivita i při relaxaci. [19]

Dělení:

- SFEMG (single fiber elektromyography): zaznamenává se potenciál dvou svalových vláken stejné motorické jednotky při aktivaci elektrodami.
- Makro EMG
- STEMG (stimulační elektromyografie): měří rychlost vedení motorickými nervy.
- Kvalitativné elektromyografie: analyzuje se průměrná délka trvání aktivity svalových jednotek.

3.2.2 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie je neinvazivní metoda, prováděna pomocí monopolárních, bipolárních elektrod a multielektrod. Multielektrody mají větší počet elektrod s minimální vzdáleností. Tyto elektrody umožňují sledovat přímou i nepřímou excitabilitu svalu. Elektrody se umísťují na kůži. Pro zlepšení vodivosti se využívají speciální gely. Zdrojem signálu je změna membránového potenciálu, po němž dojde k návratu na původní hodnotu. Sekvence těchto změn je zaznamenávána jako akční potenciál. Záznam se nazývá elektromyogram. Snímání v praxi probíhá pomocí dvou snímacích elektrod, tzv. bipolární snímání. Každá z elektrod snímá různé potenciály vzhledem k referenční elektrodě. [20] [22]

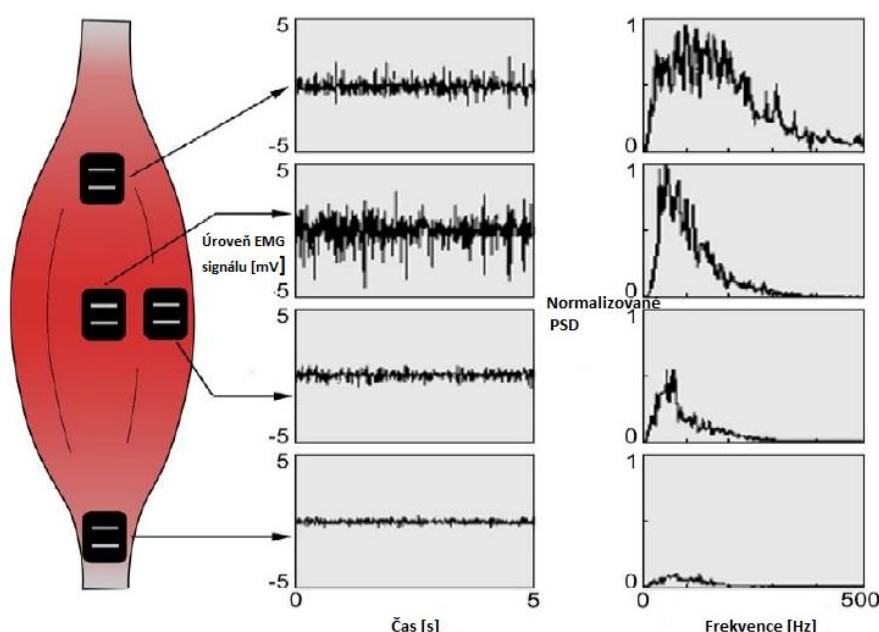
3.3 Typy elektrod

Pro analýzu chůze se využívá povrchová elektromyografie. Pro tuto metodu existují dva typy elektrod:

- Suché povrchové elektrody: umožňují přímý kontakt s kůží. Jsou vyrobeny z ušlechtilých kovů, jako je zlato a stříbro. Výhodou je jejich použití v místě, kde velikost svalu neumožňuje aplikaci vodivého gelu. Nevýhodou je velký odpor, který vzniká mezi kůží a elektrodou. Z tohoto důvodu je nutné použít předzesilovač. [22]
- Gelové povrchové elektrody: pro přímý kontakt se používají speciální gely (Ag, AgCl). Výhodou těchto elektrod je nízká hladina šumu. Tyto elektrody není možné použít, pokud vyšetřujeme malou plochu, kde se nachází větší počet svalů blízko u sebe, což by se dalo považovat za jedinou nevýhodu. [22]

3.4 Umístění elektrod

Správné umístění elektrod je zásadní pro správné zaznamenání signálu. Má vliv na vlastnosti daného signálu. Místem snímání je možné ovlivnit amplitudu a frekvenci signálu (obr. 8). Největší velikost snímaného signálu je uprostřed svalového snopce, protože se zde nachází nejvíce svalových vláken. Elektrody by se neměly umísťovat do oblasti úponů. Při umístění na okraji svalu hrozí snímání sousedního svalu. Referenční elektroda se umísťuje nad šlachou, kde se nachází místo s nejmenší aktivitou. Referenční elektroda by měla mít malý odpor. Díky tomu bude dosaženo co nejnižšího rušení. [22] [23] [24]



Obrázek 8: Umístění elektrod, převzato z [41]

3.5 Vlastnosti EMG signálu

Výsledný signál má amplitudu od 20 μV až jednotky mV. Frekvenční oblast se nachází v rozmezí jednotek Hz až 500 Hz. Hlavní oblast je mezi 50 – 150 Hz. Šířka spektra je závislá na velikosti svalů. Pokud je signál snímán pomocí povrchového EMG, je signál značně poznamenán šumem. Šum může být dvojího charakteru. První vzniká nejčastěji v komunikačních přístrojích a rozvodné síti, tzv. síťová padesátka. Druhý je vysokofrekvenční šum. Ten lze odstranit pomocí diferenčního zesilovače. V nízkých frekvencích může vznikat šum způsobený pohybem, tzv. pohybové artefakty. Pohybují

se v rozmezí frekvencí 0 – 25 Hz. Elektrická vodivost tkáně je závislá na tloušťce dané tkáně, jejímu typu, teplotě a fyziologických změnách.[21] [22] [23]

Vznik samotného signálu je výsledkem depolarizace a následné repolarizace v cyklu. Je nutné transformovat spojitý analogový signál na digitální diskretní, který umožní rychlou vizualizaci získaných dat a další zpracování v počítači. Vzorkovací frekvence je doporučovaná na hodnotu 1000 vzorků za vteřinu a více. Je zde platný Nyquistův teorém. Ten udává optimální velikost vzorkovací frekvence, která je dvojnásobná k maximální frekvenci. Pokud je použita nižší vzorkovací frekvence, dochází k aliasingu. [23] [25]

3.6 EMG pro vlastní měření

Pro potřeby této bakalářské práce bylo využito zařízení Cometa WAVE PLUS EMG. Toto EMG je bezdrátové a je považováno za jedno z nejlepších na světě, protože přináší nové funkce. Nejpodstatnější je zabudované zrychlení v sondách tohoto zařízení. Dále toto zařízení umožňuje výstup v reálném čase ze všech kanálů. Toto zařízení je 16-ti kanálové. Je určeno pro snímání na nohou. Každé snímací zařízení má zabudovaný akcelerometr. Kontrola impedance na každé elektrodě posoudí, zda je daná úroveň impedance dostatečně nízká. To umožní získání vysoce kvalitních dat. Životnost baterie je garantována na 12 hodin nepřetržitého provozu. Analogové zpoždění okolo 14 milisekund. Dále přístroj hlásí stav baterie, vypnutí a zapnutí přístroje a LED. [26]

3.7 Využití měření EMG při analýze chůze

Sledování funkce svalů v čase. Jedná se o pozorování posloupnosti zapojení vybraných svalů v dané pohybové činnosti. Je pozorován začátek, průběh a konec aktivity. Lze využít při měření ve sportu, při terapii a u konkrétních patologických stavů. [27] [28] [29]

K běžným vyšetřením patří pozorování stereotypu cyklických aktivit, jako je chůze a jízda na bicyklovém ergometru. [27]

Dále lze měřit rychlost reakce na daný podnět. Speciálním vyšetřením je sledování „timingu“ v souvislosti s nástupem síly. Mezi elektrickou aktivitou a mechanickou odpovědí dochází ke zpoždění. Mezi faktory ovlivňující zpoždění patří například převaha typu vláken ve složení svalu, rychlost pálení motorické jednotky a viskoelastické vlastnosti svalu. [28] [29]

Sledování velikosti aktivace svalů. Sleduje se míra aktivace svalů pomocí klasifikace amplitudy signálu. Velikost amplitudy je odrazem množství aktivovaných

motorických jednotek. Je značně ovlivněna řadou vnitřních i vnějších faktorů, jako jsou prostorová filtrace, lokalizace a orientace svalů. [27] [28]

Sledování únavy svalu. Objeví se až při dlouhodobé nebo opakované kontrakci pokud svalová tkáň nemůže metabolicky zásobit kontraktilní elementy. [29]

Přístrojová analýza chůze je jedinečné funkční a dynamické vyšetření. Umožňuje pochopit biomechaniku a centrální řízení chůze. Využívá se u dětí s dětskou obrnou. Tato analýza zahrnuje vyšetření svalového tonu, reflexů, rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech, svalové síly a zjištění abnormalit rostoucího skeletu. Existují 4 metody, které dohromady dávají ucelený popis chůze pro toto vyšetření. Kinematika a kinetika pohybu se vyšetřuje společně pomocí speciálních infračervených kamer. Dynamická poly-elektromyografie umožňuje zjistit a charakterizovat aktivitu svalů během krokového cyklu. Zátěžový spirometr, který stanoví energetickou náročnost. [27] [28] [29] [34]

Dále lze EMG kombinovat s kamerami a chodeckými a běžeckými trenažery. [29] [34] [35]

4 PROTOKOL MĚŘENÍ

Cílem měření je zjistit a porovnat u více subjektů jak se zapojují jednotlivé svaly během chůze. A zda lze z naměřených signálů zpětně vyhodnotit jednotlivé fáze chůze. Pro tento účel byl navržen vlastní experiment, který umožnil naměřit potřebná data a následně je zpracovat. K záznamu dat bude použit systém COMETA WAVES, konkrétně WAVE PLUS EMG. Zařízení zaznamenává svalovou aktivitu v reálném čase. Umožňuje využít 16 kanálů pro záznam. Skupina 16 subjektů bude podrobena měření podle navrženého protokolu. Výsledkem jsou jednotlivé elektromyogramy.

Po konzultaci s fyzioterapeutkou je pro měření chůze vybráno 8 svalů na každé končetině. Poloha těchto svalů byla podrobně nastudována, protože elektrodu je nutné umístit vždy na stejném místě, aby bylo možné naměřené hodnoty porovnávat.

4.1 Navržený protokol

V této kapitole je popsán postup měření a svaly na kterých měření probíhalo.

- 1) Vymezení dráhy pro daný experiment (rovný povrch ve vnitřní prostředí o délce 10 m)
- 2) Určení svalů pro vlastní měření
- 3) Určení 6 typů chůze u mužů a 8 typů u žen
- 4) Oslovení 16 subjektů (8 mužů a 8 žen)
- 5) Vlastní měření
- 6) Zpracování dat
- 7) Analýza signálů

4.2 Vybrané svaly pro měření

Bylo nutné určit svaly povrchové, u nich lze správně určit jejich polohu a nedochází k záměně svalu. U každého jedince jsou vybrané svaly pro experiment jinak velké, ale bříško, na kterém měříme, se pohybuje v rozmezí 5 – 10 cm. Vybrané svaly pro experiment:

- 1) *Gluteus maximus* (Velký sval hýžd'ový) - Jedná se o velký a masivní sval. Začíná na kosti kyčelní, křížové a kostrči, sestupuje dolů a připojuje se na stehenní kost. Hlavní funkcí tohoto svalu je narovnání stehna. Při chůzi zabraňuje pádu trupu vpřed a udržuje vzpřímený postoj. [30] [31] [32]
- 2) *Gluteus medius* (Střední sval hýžd'ový) - Nachází se pod velkým hýžd'ovým svalem. Při měření je nutné přesně určit jeho polohu. Začíná na kosti kyčelní,

sbíhá se a připojuje se na kost stehenní. Hlavní funkce je zvedání stehna. Při poruchách tohoto svalu, dochází ke kolísavosti během chůze. Ve fázi opory zajišťuje fixaci kyčelního kloubu. [30] [31] [32]

- 3) *Iliopsoas* (Velký sval bederní) - Začíná v oblasti pánve a bederní páteře. Upíná se na kost stehenní. Zapojuje se při pohybech kyčelního kloubu. Zahajuje vykročení. [30] [31] [32]
- 4) *Hamstringy* (Svaly zadní části stehna – ischiokrurární svaly) - Do této skupiny svalů se řadí *musculus semitendinosus*, *musculus semimembranosus* a *musculus biceps femoris*. Tyto svaly odstupují od pánevní kosti. Leží na zadní straně stehna. Končí na koncích kosti bérce. Jejich hlavním úkolem je extenze v kyčelním kloubu a flexe v kloubu kolenním. [30] [31] [32]
- 5) *Quadriceps femoris* (Čtyřhlavý sval stehenní) - Je to nejmohutnější sval lidského těla. Skládá se ze čtyř hlav. Všechny začínají na kosti stehenní. V polovině stehna se všechny hlavy spojují do jednoho velkého svalu. A ten se upíná do kloubu kolenního. Tento sval umožňuje extenzi v kolenním kloubu. [30] [31] [32]
- 6) *Triceps surae* (Trojhavý sval lýtkový) - Nachází se mezi kolenem a kotníkem. Dělí se na dvojhlavý sval lýtkový a hlouběji uložený šikmý sval lýtkový. Upíná se na vnější část stehenní kosti. Druhou částí se upíná Achillovou šlachou na patní kost. Tento sval má velký význam pro běh, chůzi a skok. [30] [31] [32]
- 7) *Tibialis anterior* (Přední sval holenní) - Sval je uložen povrchově v přední části bérce. Začíná na kloubním hrbolu a na dvou třetinách holenní kosti. Upíná se šlachou na spodní část kosti klínové a kosti nártní. Jeho funkce při chůzi je důležitá. Má za úkol hýbat s celým chodidlem. Tudiž je potřebný jak ve švihové, tak stojné fázi. [30] [31] [32]
- 8) *Peroneus longus* (Bércový sval) - Tento sval můžeme najít na horní části kosti lýtkové a stáčí se šlachou za zevní kotník. Končí na vnitřní (palcové) straně chodidla. Také má za úkol hýbat chodidlem, udržuje klenbu nožní a vytáčí nohu. [30] [31] [32]

4.3 Popis měření

Měření se zúčastnilo 16 subjektů ve věku 20 – 30 let. Z toho je 8 žen a 8 mužů.

U všech subjektů je zaznamenána výška, váha, BMI, pohlaví, věk a dominantní horní končetina. U žen navíc výška podpatku. (viz tab. 8, 9). Při měření byla vždy

zaznamenána teplota vzduchu v místnosti, protože teplota má vliv na kontrakci svalů. Teplota v místnosti, kde probíhal experiment, se pohybovala v rozmezí 20 – 22 °C.

Pro analýzu je vybráno 6 typů chůze pro muže a 8 typů chůze pro ženy. Jednotlivé typy chůze jsou běžná chůze dopředu, běžná chůze dozadu, chůze se zavřenýma očima dopředu, chůze se zavřenýma očima dozadu, chůze po schodech nahoru a chůze po schodech dolů. U žen je navíc chůze na podpatku dopředu a chůze na podpatku dozadu. Velikost podpatku byla stanovena v rozmezí 5 – 10 cm.

Měření bylo provedeno ve vnitřním prostředí na rovném úseku dlouhém 10 m a na schodišti, také ve vnitřním prostředí na úseku jednoho patra, které tvoří 20 schodů.

4.4 Postup měření

Před prvním měřením byl v měřicím programu vytvořen protokol, kde byl jednotlivým snímacím zařízením přiřazen název určitého svalu. Tento protokol zůstal uložen pro následná měření. Tím bylo eliminováno rozdílné umístění jednotlivých snímacích zařízení na jiný sval u každé osoby.

Pro každý subjekt byl připraven dotazník, do kterého byly vyplněny informace o pohlaví, výšce, váze, BMI, věku, dominantní horní končetině a u žen i výšce podpatku (tab. 8, 9). Poté následovalo nalepení potřebných elektrod a umístění všech snímacích zařízení. Bylo nutné dodržet umístění elektrod na obou končetinách stejně. Dále byl subjekt seznámen s přesným postupem měření a jak budou následovat jednotlivé typy chůze za sebou.

Celé měření probíhalo následujícím způsobem. Bylo nutné umožnit subjektu rozhodit se, aby byla chůze přirozená. K tomuto účelu byla vymezena dráha 6 x 10 m. Následovalo naměření jednotlivých typů chůze. U těchto typů chůze se chodilo bez bot, aby nedocházelo k fixaci chodidla. Dále si ženy nazuly boty na podpatku a opět následovalo rozchození na úseku 4 x 10 m. Poté měření chůze na podpatku dopředu a chůze na podpatku dozadu.

Muži i ženy dále podstoupili měření na schodišti. Zde bylo také nutné nechat subjekt projít si schodiště a to jednou nahoru a dolů v rozsahu jednoho patra. Následovalo měření chůze po schodech nahoru a chůze po schodech dolů bez obuvi.

Tabulka 8: Zaznamenané údaje od subjektů ženského pohlaví

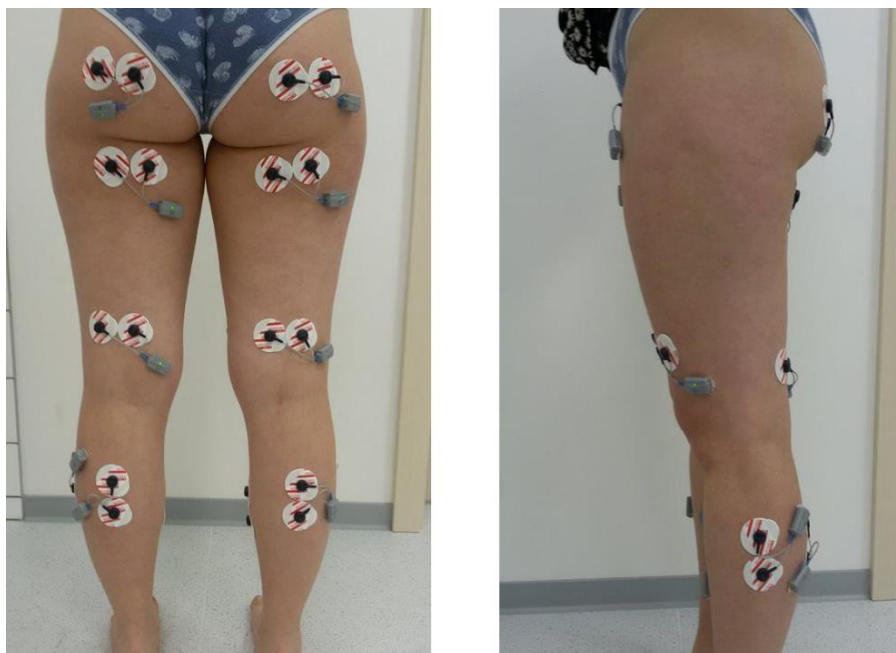
	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 4	Sub. 6	Sub. 8	Sub. 9	Sub. 10	Sub. 13
Pohlaví	žena	žena	žena	žena	žena	žena	žena	žena
Věk	22	21	22	23	27	22	20	22
Výška [m]	1,82	1,7	1,76	1,76	1,58	1,75	1,68	1,68
Váha [kg]	69	66	73	73	48	64	61	65
BMI	20,8	22,8	23,5	23,5	19,2	20	21,6	23
Končetina	pravá	pravá	pravá	pravá	levá	pravá	pravá	pravá
Podpatek [cm]	6	7	8	8	8	8	8	6

Tabulka 9: Zaznamenané údaje od subjektů mužského pohlaví

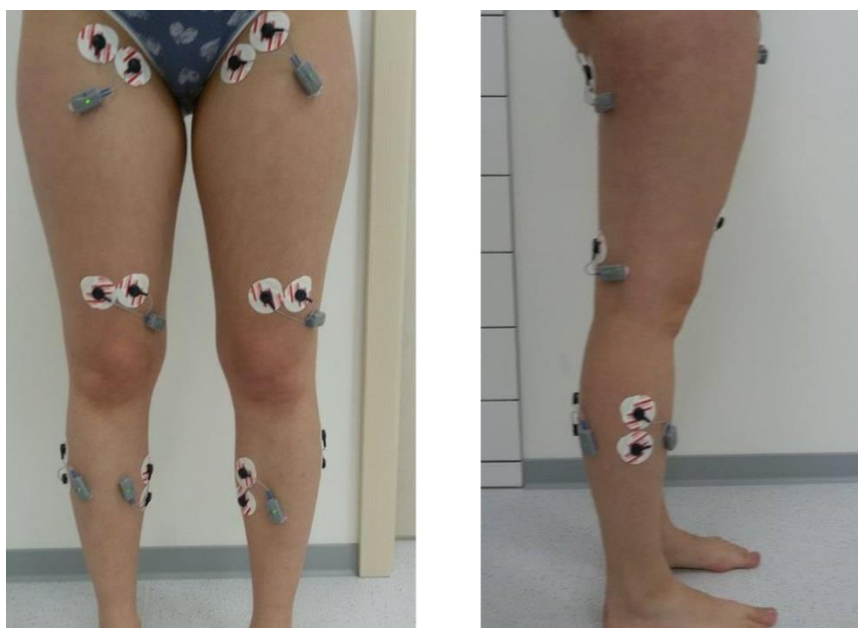
	Sub. 3	Sub. 5	Sub. 7	Sub. 11	Sub. 12	Sub. 14	Sub. 15	Sub. 16
Pohlaví	Muž	Muž	Muž	Muž	Muž	Muž	Muž	Muž
Věk	20	24	21	22	23	21	21	21
Výška [m]	1,84	1,86	1,7	1,78	1,9	1,71	1,8	1,8
Váha [kg]	110	105	62	87	80	63	65	65
BMI	32,4	30,3	21,4	27,4	22,1	21,5	20,0	20,0
Končetina	pravá	pravá	pravá	pravá	pravá	pravá	pravá	pravá

4.5 Umístění elektrod, příprava dobrovolníka

Pro měření bylo zvoleno 8 svalů na každé končetině. Subjekt se oblékl do volných krátkých kalhot, nebo sukně. Poté byly nalepeny jednotlivé elektrody a měřící zařízení (viz obr. 9 a 10). Místo nalepení elektrod bylo na bříško svalu, které bylo očištěno. Pro měření byly použity standardní gelové elektrody.



Obrázek 9: Umístění elektrod na subjektu: a) zezadu, b) zleva



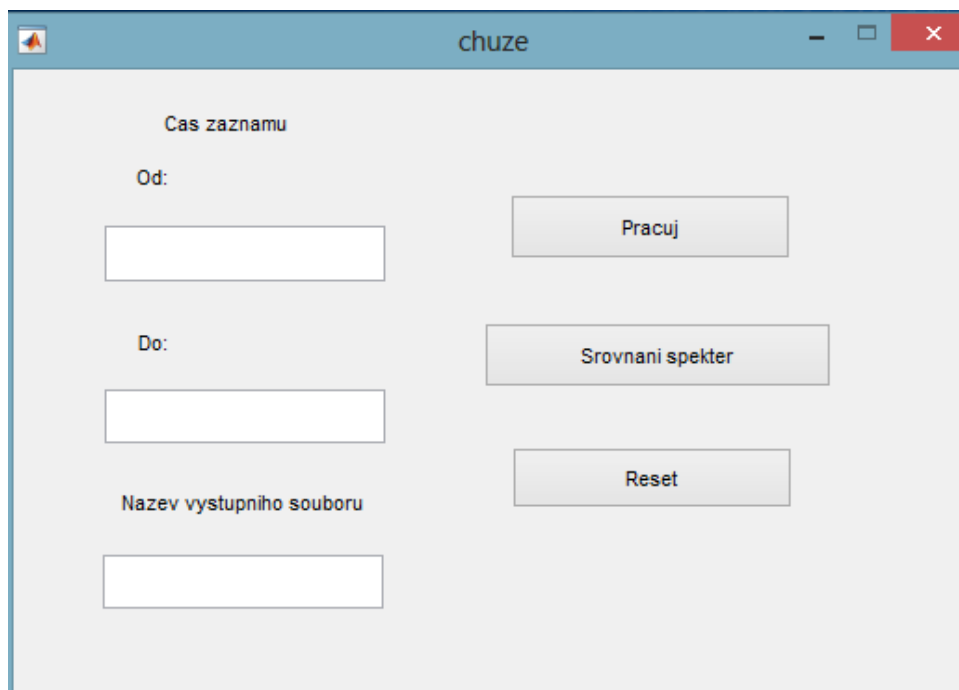
Obrázek 10: umístění elektrod na subjektu: a) zepředu, b) zleva

5 ZPRACOVÁNÍ DAT

Naměřená data jsou zpracována v programovacím prostředí Matlab R 2015 pomocí vlastních skriptů. Dále jsou hodnocena v časové a frekvenční oblasti. V časové oblasti je hodnocena doba krokového cyklu, zapojení jednotlivých svalů v časovém sledu za sebou, určení pravidelného střídání svalů na pravé a levé končetině, velikost aktivity svalu a porovnání mezi pravou a levou končetinou. Dále určení, zda je dominantní dolní končetina stejná jako horní, podle aktivity svalu v %. Ve frekvenční oblasti je hodnoceno spektrum. Dále jsou hodnoceny rozdíly mezi jednotlivými skupinami. Vše je hodnoceno pro každý typ chůze.

5.1 Popis programu

Pro zpracování výsledků v rámci této bakalářské práce byl napsán program v programovacím prostředí Matlab. Tento program je určen pro analýzu naměřených dat.



Obrázek 11: Čelní panel programu

Na obrázku 8 je znázorněn čelní panel grafického uživatelského rozhraní programu (GUIDE). Do políček *od a do* se zadává čas úseku měření, který bude analyzován. Měření bylo kontinuální, a proto byly zaznamenány časy změn typů chůze (viz tab. 10). Dále uživatel zadá název výstupního souboru. Tento soubor je ve formátu

.xlsx a používá se pro spektrální analýzu. Po zadání časů a názvu výstupního souboru je nutné potvrzení tlačítkem *pracuj*. Následně se program zeptá, u kterých dat chce uživatel provést analýzu. Uživatel vybere požadovaná data z nabídky. Data jsou pojmenována obecně *S_číslo subjektu*. Měření na schodišti je pojmenované *S_číslo subjektu_schody*. Za číslo subjektu dosazujeme číslo uvedené v tabulce 8 a tabulce 9. Následně program zpracuje zadaná data a vykreslí všechny průběhy signálů u jednotlivých svalů. Rektifikované signály u všech svalů. Zapojení svalů v nalezených krokových cyklech a histogram aktivity svalů ze všech krokových cyklů dohromady. Tento histogram slouží pro určení dominantní dolní končetiny. Pokud uživatel chce provést spektrální analýzu, kliknete na tlačítko *srovnání spekter*. Program se zeptá, které .xlsx soubory budou srovnány. Výsledkem je 16 grafů, kde je srovnána spektrální hustota dvou signálů. Tlačítko *reset* souží k zavření všech vykreslených obrázků.

Tabulka 10: Zaznamenávání časů při změně typu chůze u jednoho subjektu

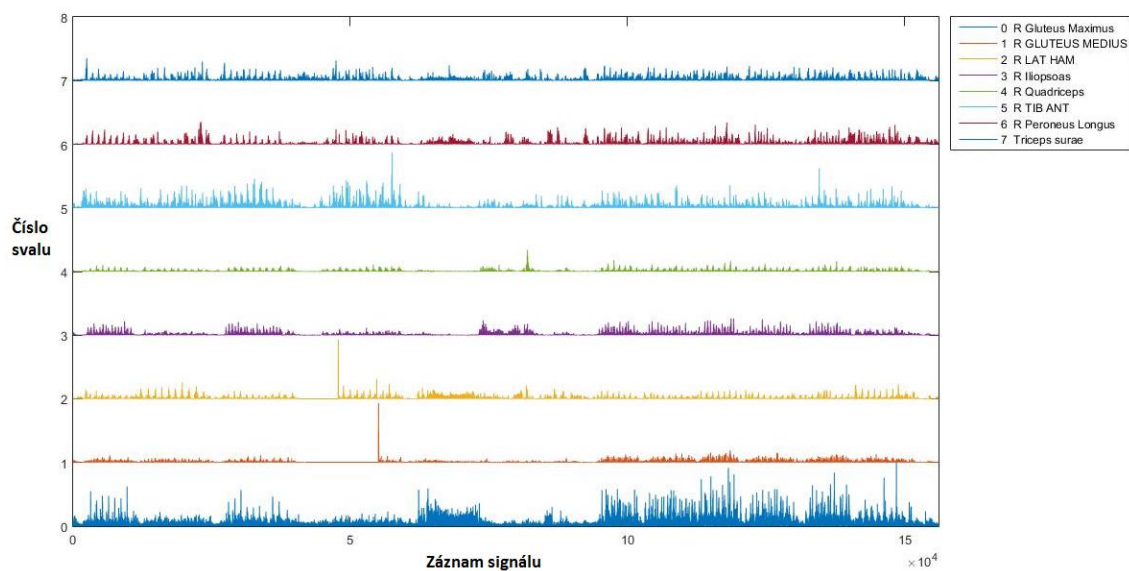
Subjekt 8		
Typ chůze	Čas začátku	Čas konce
Rozchození 6x	0	12
Měření běžná chůze dopředu	12	20
Běžná chůze dozadu	21	31
Zavřené oči	32	40
Zavřené oči dozadu	42	52
Podpatek – rozchození 4x	75	113
Podpatek – měření dopředu	115	124
Podpatek dozadu	125	135
Schody nahoru	12	23
Schody dolů	24	37

5.1.1 Analýza v časové oblasti

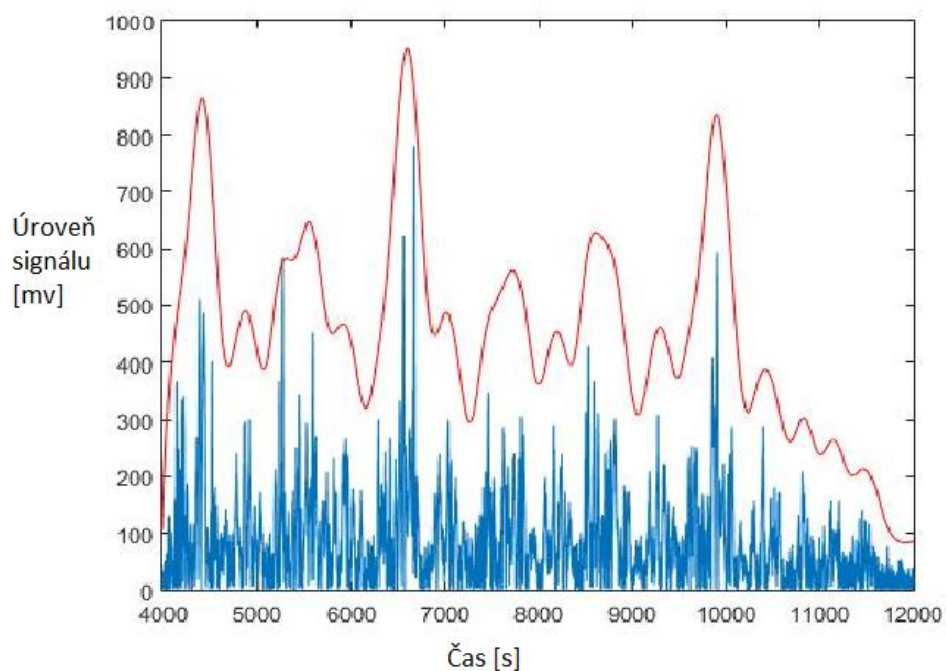
Pro hodnocení aktivity svalů byl vybrán ukazatel, který říká, že pokud se daný sval zapojuje alespoň ze 40 %, je možné ho považovat za aktivní. [32]

Všechny signály jsou rektifikovány a jednotlivě vykresleny (viz obr. 11). Na obrázku 12 je znázorněna obálka signálu. Obálka pracuje tak, že nejprve je signál

podvzorkován, dále je signál umocněn na druhou následuje filtr dolní propust (20 Hz), odmocnění a vynásobení x 2. Násobení je z toho důvodu, že signál během operací ztratí část amplitudy.

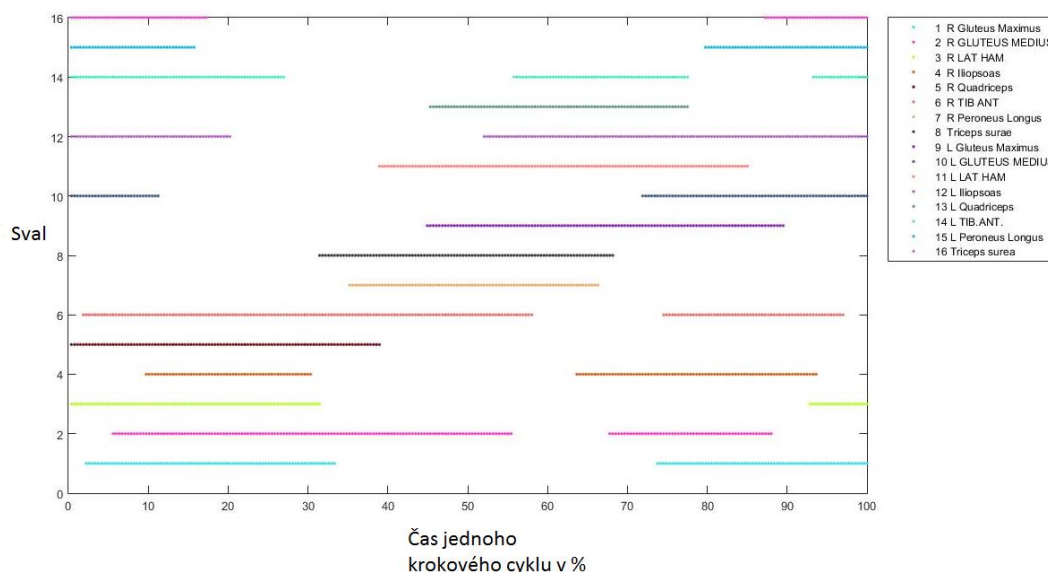


Obr. 11: Načtení všech signálů z 1 končetiny



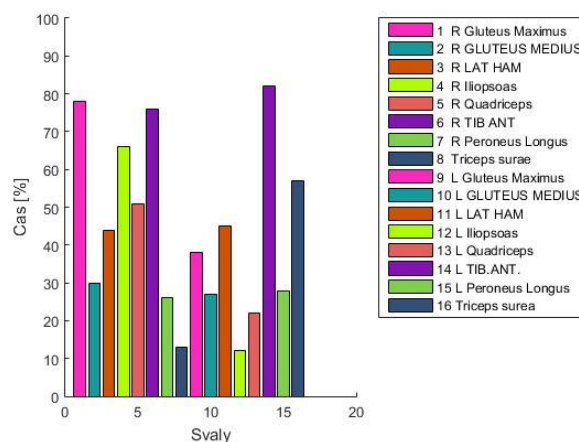
Obr. 12: Obálka signálu

Následně je signál rozdělen na jednotlivé krokové cykly. Začátek krokového cyklu se určí podle svalu *quadriceps femoris*, který se zapojuje jako první v krokovém cyklu (viz kapitola 2. 4). U každého svalu v jednotlivých krokových cyklech dojde k určení plochy pod obálkou, čímž se zjistí práce svalu. Pokud je práce svalu nad 40 %, je tento úsek zaznamenán do grafu (obr. 12) a velikost obsahu plochy zapsána do souboru v programu EXCEL 2010. Práce svalů v jednotlivých krokových cyklech je vykreslena do grafu (viz obr. 13). Ze všech krokových cyklů je vytvořen průměr ploch pod křivkou a tato hodnota je následně statisticky zpracována.



Obrázek 12: Práce svalů v jednom krokovém cyklu

U všech subjektů byla zjištěna dominantní horní končetina, která byla porovnána s aktivitou svalů v krokových cyklech. (obr. 13)



Obrázek 13: Histogram pro určení dominantní dolní končetiny

Tabulka 11: Tabulka výsledků porovnání dominantní horní a dolní končetiny

	Dominantní HK	Dominantní DK
Subjekt1	pravá	pravá
Subjekt2	pravá	pravá
Subjekt3	pravá	pravá
Subjekt4	pravá	pravá
Subjekt5	pravá	pravá
Subjekt6	pravá	levá
Subjekt7	pravá	levá
Subjekt8	levá	pravá
Subjekt9	levá	levá
Subjekt10	pravá	levá
Subjekt11	pravá	levá
Subjekt12	pravá	levá
Subjekt13	pravá	pravá
Subjekt14	pravá	levá
Subjekt15	pravá	pravá
Subjekt16	pravá	levá

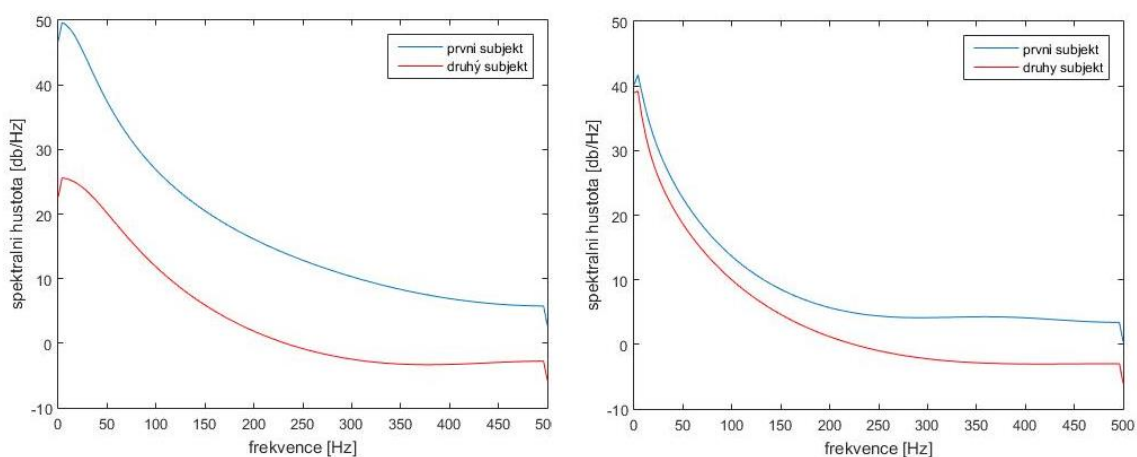
Z tabulky 14 je zřejmé, že shoda v dominantní horní a dolní končetině se potvrdila u 8 subjektů. U zbylých subjektů shoda nenastala, což mohlo být způsobeno přeučením dominantní končetiny v dětství, či přizpůsobením končetiny na sportovní disciplíny. V dotazníku, který subjekt vyplňoval, nebyly všechny potřebné informace k tomu, aby bylo možné výsledek analýzy dominantní končetiny použít na celou populaci.

5.1.2 Spektrální analýza

Pro spektrální analýzu byla vybrána výkonová spektrální hustota, která určuje výkon signálu odpovídající dané frekvenci. Z této analýzy lze zjistit, jak je výkon signálu rozložen mezi jednotlivými frekvencemi.

Na obrázku 14 jsou znázorněny výkonové spektrální hustoty pro sval *quadriceps femoris* na pravé a levé končetině. Je porovnán subjekt první se subjektem druhým. Z obrázku 14 je patrné, že první subjekt (muž) zapojoval pravý *quadriceps* více než levý a druhý subjekt (žena) opačně. Dále lze říci, podle toho, že modré křivky jsou vykresleny nad červenými, že první subjekt (muž) zapojoval pravý i levý *quadriceps* více než druhý subjekt (žena). Tímto způsobem byly vyhodnoceny všechny svaly u každé varianty chůze.

Díky spektrální analýze byla ověřena statistika popsána v podkapitole 6.1.1 a 6.1.3. Výsledek spektrální analýzy je, že jednak se liší chůze u mužů a u žen a to v 87 %. Dále se liší zvolené typy dvojic chůze ve 100 %.



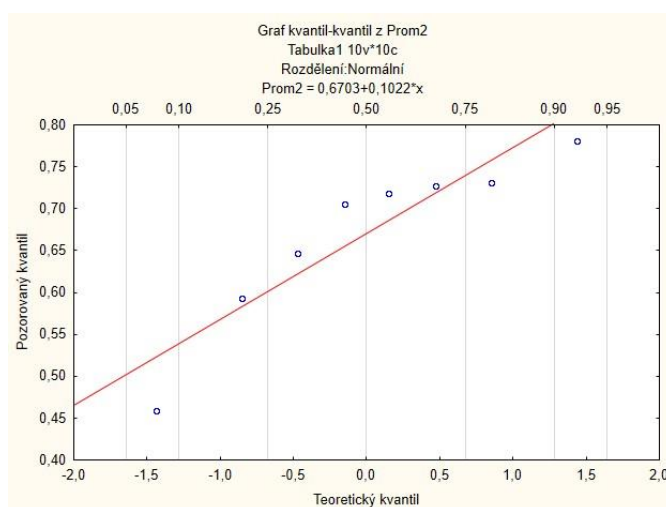
Obrázek 14: Spektrální hustota dvou signálů pro:

a) pravý a b) levý *quadriceps femoris*

6 STATISTICKÁ ANALÝZA

Analýza byla provedena v programu STATISTICA 12. Zde bude sledováno, zda aktivita daného svalu byla ve všech krokových cyklech stejná jak v rámci jednoho subjektu, tak v rámci porovnání mezi jednotlivými subjekty. Dále rozdíly mezi muži a ženami. Rozdíly mezi jednotlivými typy chůze. Určení dominantní dolní končetiny a srovnání s dominantní horní končetinou.

Ke zjištění normalizace dat byl využit Q-Q graf (kvantil – kvantilový graf). V tomto grafu byla zvolena normální distribuce. Z grafu bylo zjištěno, že data se vyskytují okolo přímky, což znamená, že pochází z normálního rozložení (viz obr. 15).



Obrázek 15: Normální rozložení pomocí Q- Q grafu

6.1 Statistický T-test

Pro analýzu byl použit dvouvýběrový nepárový T-test. T-test je základní metodou statistiky, která porovnává data tvořená dvěma nezávislými výběry. Lze porovnávat, zda se výsledky měření u jedné skupiny významně liší od výsledků u druhé skupiny. T- test předpokládá, že data pochází z normálního rozložení. Pokud ano, je možné ověřit nebo zamítnout nulovou hypotézu. Při realizaci T-testu se nejprve stanovují výběrové průměry a směrodatné odchylky pro obě dvě analyzované skupiny. Výběrový průměr pro první skupinu se vypočítá podle vzorce (1) a druhý výběr podle vzorce (2).

$$\bar{x}_1 = \frac{1}{n} * \sum_{i=1}^{n_1} x_{1i} \quad (1)$$

$$\bar{x}_2 = \frac{1}{n} * \sum_{i=1}^{n_2} x_{2i} \quad (2)$$

Směrodatné odchylky se vypočítají podle vzorce (3) pro první skupinu a podle vzorce (4) pro druhou skupinu.

$$s_1 = \sqrt{s_1^2} \quad (3)$$

$$s_2 = \sqrt{s_2^2} \quad (4)$$

Dále se určí, zda testované soubory mají shodný nebo rozdílný rozptyl. Pro tento účel se použije F-test (7), jehož nulová hypotéza ověřuje, zda se rozptyl z prvního výběru (8) rovná rozptylu z druhého výběru (9). Následně se stanoví počet stupňů volnosti u obou výběrů (5), (6) a vypočte se testovací kritérium *F_{krit}*, jehož hladina významnosti je $\alpha = 0,05$. *F_{krit}* je tabulková hodnota. Pokud je výsledek F- testu větší nebo rovno *F_{krit}* mají oba výběry shodný rozptyl. Pokud je výsledek F- testu menší než *F_{krit}* jedná se o různé rozptyly.

$$v_1 = n_1 - 1 \quad (5)$$

$$v_2 = 2 - 1 \quad (6)$$

$$F = \frac{\text{větší z rozptylů}}{\text{menší z rozptylů}} \quad (7)$$

$$\sigma = s_1^2 \quad (8)$$

$$\sigma = s_2^2 \quad (9)$$

Následuje nepárový T- test. Podle výsledků F- testu se zvolí postup pro nepárový T- test, u kterého se určí stupeň volnosti T (10), tabulková hodnota a porovná se s výsledkem T-testu. Pokud soubory mají stejný rozptyl, platí vzorec (11). U různých

rozptýlů pak vzorec (12). Nulová hypotéza se zamítá v případě, že výsledek T-testu překročí kritickou hodnotu T o uvedený počet stupňů volnosti (t).

$$t = n_1 + n_2 - 2 \quad (10)$$

$$T = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{s_1^2 + s_2^2}{n}}} \quad (11)$$

$$T = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \quad (12)$$

Pro vyhodnocení výsledků nebyl žádný subjekt vyřazen. U některých měření nastala situace, že vypadla měřicí elektroda. Zde nebylo možné vybrat požadované úseky dvojkroku. V tomto případě požadované údaje chybí a statistické testy byly tomuto problému přizpůsobeny.

6.1.1 Rozdíl v chůzi u mužů a žen

Příklad je uveden pro sval *gluteus maximus* v běžné chůzi. Pro tento test byla stanovena nulová hypotéza H_0 : Chůze u mužů a u žen není rozdílná a alternativní hypotéza H_1 : Chůze u mužů a u žen je rozdílná. Ze vzorce (1) byl vypočítán výběrový průměr pro muže, jehož hodnota vyšla 0,65395 a ze vzorce (2) výběrový průměr pro ženy, jehož hodnota vyšla 0,67035 a směrodatné odchylky podle vzorce (3) a (4). Hodnota $s_1 = 0,007518$, $s_2 = 0,00925$. Následoval F- test, který potvrdil, že oba výběry mají shodný rozptyl.

Stupeň volnosti pro tento případ byl vypočítán ze vzorce (10). Jeho hodnota = 2,145. Podle výsledku F-testu byl využit vzorec (11) pro shodné rozptyly. Výsledek T- testu = 3,9205. Po porovnání hodnot T_{krit} a T byla zamítnuta nulová hypotéza.

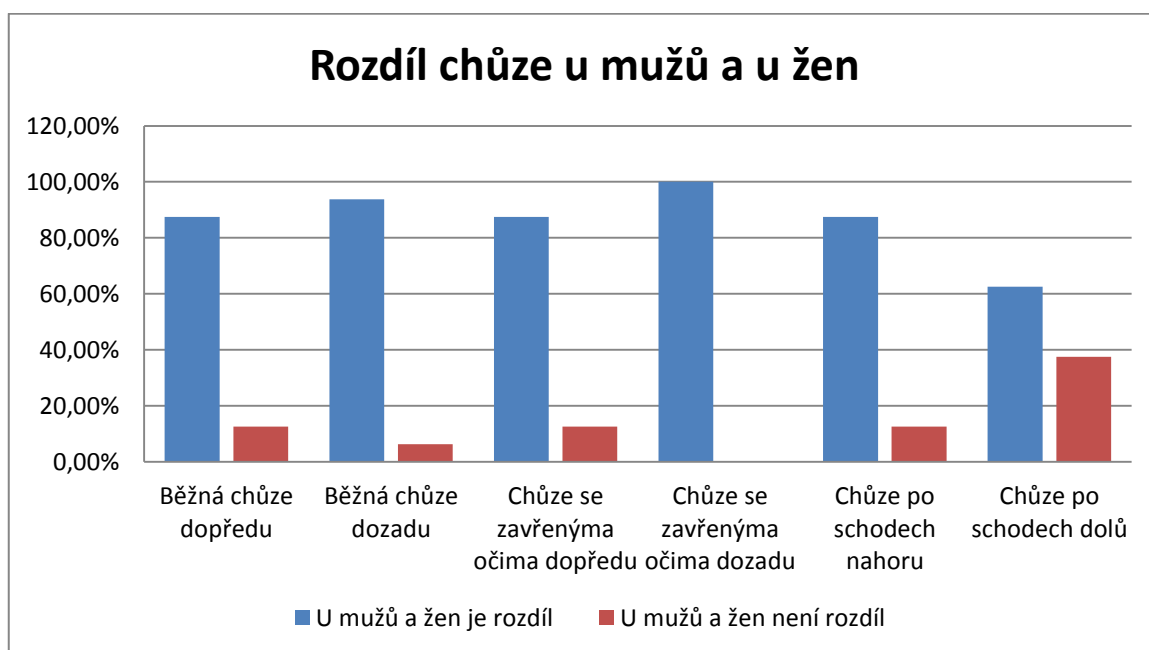
Výsledky testu:

Z tabulky 12 vyplývá, že chůze u mužů a u žen je rozdílná. Pro všechny subjekty byl zajištěn stejný úsek pro měření na jednotném povrchu. Při experimentu nedocházelo

k žádné fyzické zátěži. Na základě těchto předpokladů lze říci, že nejvíce se liší chůze se zavřenýma očima pozpátku a to u všech měřených subjektů. Důvodem největší odlišnosti u tohoto typu chůze je koordinace stability a pohybu, která musí při chůzi se zavřenýma očima pozpátku nastat. Stabilita a koordinace se odráží v rozdílném zapojení svalových skupin. Z grafu 1 vyplývá, že největší shoda nastala u chůze po schodech dolů a to v 37,5 %. Při chůzi ze schodů se nejvíce zapojují svaly na lýtku jak u mužů tak u žen, a proto je zde zřejmý nejmenší rozdíl. Z výsledků dále vyplývá, že běžná chůze a chůze se zavřenýma očima se liší v 87,5 %.

Tabulka 12: Výsledek analýzy chůze u mužů a žen

Typ chůze	Zamítáme H_0	Potvrzujeme H_0	Zamítáme H_0 v %	Potvrzujeme H_0 v %
Běžná chůze	14	2	87,5 %	12,5 %
Běžná chůze zpět	15	1	93,75 %	6,25 %
Chůze se zavřenýma očima	14	2	87,5 %	12,5 %
Chůze se zavřenýma očima zpět	16	0	100 %	0 %
Chůze po schodech nahoru	14	2	87,5 %	12,5 %
Chůze po schodech dolů	10	6	62,5 %	37,5 %



Obrázek 16: Graf rozdílů chůze u mužů a žen

6.1.2 Rozdíl krokových cyklů u jednoho subjektu v jednom typu chůze

Předpoklad pro analýzy cyklů zní: mezi krokovými cykly není rozdíl. Pro test byla stanovena nulová hypotéza H_0 : mezi jednotlivými krokovými cykly u subjektu 1 není rozdíl a alternativní hypotéza H_1 : mezi jednotlivými krokovými cykly u subjektu 1 je rozdíl. Pro tento účel byl využit stejný statistický test, který je popsán v kapitole 8.1.

Výsledky testu:

Z analýzy krokových cyklů bylo zjištěno, že v 68,75 % se nulová hypotéza zamítá. V 31,25 % se nulová hypotéza potvrzuje. To znamená, že mezi jednotlivými krokovými cykly u jednoho subjektu je významný statistický rozdíl. Předpoklad nebyl potvrzen.

Tabulka 13: Výsledek analýzy krokových cyklů ženy

Ženy	Sub. 1	Sub. 2	Sub. 4	Sub. 6	Sub. 8	Sub. 9	Sub. 10	Sub. 13
Potvrzujeme H_0	3	0	4	2	0	4	3	3
Zamítáme H_0	5	8	4	6	8	4	5	5

Tabulka 14: Výsledek analýzy krokových cyklů muži

Muži	Sub. 3	Sub. 5	Sub. 7	Sub. 11	Sub. 12	Sub. 14	Sub. 15	Sub. 16
Potvrzujeme H_0	3	0	4	2	0	4	3	3
Zamítáme H_0	5	8	4	6	8	4	5	5

6.1.3 Rozdíl mezi jednotlivými typy chůze u jednoho subjektu

Nulová hypotéza H_0 : mezi jednotlivými typy chůze u jednoho subjektu není rozdíl. Alternativní hypotéza H_1 : mezi jednotlivými typy chůze u jednoho subjektu je rozdíl. Pro analýzu byly vybrány dvojice: chůze dopředu a chůze dozadu, chůze dopředu a chůze dozadu se zavřenými očima, chůze na podpatku dopředu a chůze na podpatku dozadu, chůze po schodech nahoru a chůze po schodech dolů. Opět byl pro tento účel použit test popsán v kapitole 6. 1.

Výsledek testu:

Pro všechny vybrané dvojice se nulová hypotéza ve 100 % zamítá, to znamená, že mezi dvojicemi nastal významný statistický rozdíl. U každého typu chůze se svaly zapojovaly rozdílně.

7 ZÁVĚR

Na začátku práce je popsána svalová soustava, její stavba a funkce. Je zde nastíněno pracování svalů neboli kontrakce samostatné svalové jednotky. Následně jsou popsány jednotlivé svaly na dolní končetině. Orientace v rozložení jednotlivých svalů je důležitá pro následná měření.

Další kapitola je zaměřena na samostatnou chůzi. Zde je popsán vývoj chůze od vzniku života na zemi až po člověka a od narození dítěte až po dospělého jedince.

Bakalářská práce se zabývá hlavně krokovým cyklem a především zapojením jednotlivých svalů v něm. V této práci je chůze chápána jako prostředek k přemísťování. Krokový cyklus je základní prvek celé chůze, který umožňuje chůzi studovat. Další část práce se zaměřuje na elektromyografii, popis základních technik využívaných při diagnostických vyšetřeních a historii EMG.

V praktické části je navržen protokol pro vlastní měření. Měření probíhalo pomocí bezdrátového EMG u 8 mužů a 8 žen ve věku 20 – 30 roků. Pro účely měření byl vybrán rovný úsek stejného povrchu o délce 10 m ve vnitřním prostředí. Bylo analyzováno 6 typů chůze u mužů a 8 typů chůze u žen. Další kapitola teoretické části se zabývá zpracováním naměřených dat a jejich vyhodnocením.

Z analýzy dat bylo dosaženo závěrů, že chůze u žen a mužů je rozdílná, a to ve všech sledovaných typech. Dále je závislá na mnoha parametrech, například výšce, váze, fyzické zátěži a zdravotním stavu jedince. Největší rozdíl mezi muži a ženami byl zjištěn při chůzi se zavřenýma očima pozpátku. Z měření vyplynulo, že tento typ chůze je u mužů i žen nejnáročnější na aktivitu svalů i celkovou koordinaci pohybu. Všechny analyzované svaly se zapojovaly mnohem více. Naopak nejnižší hodnoty měření byly zaznamenány při chůzi ze schodů jak u mužů, tak u žen. Zde se nejvíce zapojovaly svalové skupiny na lýtku a došlo k největší shodě mezi oběma skupinami. Následně byl hodnocen rozdíl v krokových cyklech. Předpoklad zněl, že se jednotlivé krokové cykly neliší, což měření nepotvrdilo.

V další části práce byla srovnávána dominantní horní a dolní končetina, a to dle údajů z dotazníků (pravák x levák). Shoda nastala u 8 subjektů, což činí 50 %. Zbýlých 50 % mohlo být v dětství přeučeno, nebo přizpůsobily končetinu na sportovní disciplíny.

Poslední statistickou analýzou bylo hodnocení rozdílu jednotlivých typů chůze u každého subjektu zvlášť. Zde bylo opět potvrzeno, že se všechny typy chůze liší u všech subjektů, tj. 100 %.

Ze všech měření vyplývá, že chůze je u každého jedince rozdílná. Bylo potvrzeno, že bezdrátové EMG je vhodné využít pro analýzu chůze, aniž by musela být použita doplňující zařízení, například kamery. S tímto přístrojem je možné provádět kontinuální měření v různých prostředích a výsledky se dají dobře analyzovat.

8 LITERATURA

- [1] HANZLOVÁ, Jitka a Jan HEMZA. *Základy anatomie pohybového ústrojí*. 1. vyd. V Brně: Masarykova univerzita, 2004, 94 s. ISBN 80-210-3580-3.
- [2] PÁČ, Libor a Ladislava HORÁČKOVÁ. *Anatomie člověka*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009, 146 s. ISBN 978-802-1049-536.
- [3] MACHÁČEK, . *HTTP://WWW.BIOMACH.CZ/BIOLOGIE-CLOVEKA/POHYBOVA-SOUSTAVA* [online]. [cit. 2015-05-27]. Dostupné z: Www.biomach.cz
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
- [5] DRUGA, Rastislav a Miloš GRIM. *Základy anatomie*. 1. vyd. Praha: Galén, c2001, 159 s. ISBN 80-726-2111-4
- [6] VALOUCH a KOLÁŘ. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2010.
- [7] VAŘEKA a VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství UP, 2009.
- [8] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. 2., přeprac. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2008, 426 s. ISBN 80-866-4247-X.
- [9] ŠKOPEK, M. *Sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking: Disertační práce*. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2012.
- [10] VELÉ, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997.
- [11] VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.
- [12] DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
- [13] ROSE a GAMBEL. *Human walking*. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins, 2006.
- [14] GROSS, Jeffrey M, Joseph FETTO a Elaine Rosen SUPNICK. *Vyšetření pohybového aparátu*. Vyd. 1. Překlad Martina Zemanová, Jan Vacek. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-725-4720-8.

- [15] HANZALOVÁ, J a J HEMZA. *Základy anatomie pohybového ústrojí*. Brno: Masarykova Univerzita, 2009.
- [16] SIMONS, David G a J HEMZA. *Travell: the trigger point manual*. 2nd ed. Baltimore: Williams, c1999, xviii, 1038 s. ISBN 978-0-683-08363-7.
- [17] BRAMBLE a D LIEBERMANN. *Endurance running and the evolution of Homo*. Nature, 2004.
- [18] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- [19] TROJAN, Stanislav. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005, 237 s. ISBN 80-247-1296-2.
- [20] KELLER. *Obecná elektromyografie*. Praha. ISBN 80-7524-047-5.
- [21] NOVOTNÝ. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky* [online]. Praha, 2003 [cit. 2014-12-02]. Dostupné z: <http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-%20Novotny4p-e.rtf>
- [22] KROBAT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2011.
- [23] DE LUCA. *The use of Surface Electromyography in Biomechanics* [online]. 1993 [cit. 2014-12-02]. Dostupné z: <http://www.delsys.com/>
- [24] OTÁHAL. *Elektromyografie* [online]. [cit. 2014-12-02]. Dostupné z: <http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=17&ved=0CFIQFjAGOAo&url=http%3A%2F%2Fbiomech.ftvs.cuni.cz%2Fkab%2Farchiv%2FElektromyografie.ppt>
- [25] OTÁHAL a ŠOFROVÁ. *Kompendium biomechanika* [online]. [cit. 2014-12-02]. Dostupné z: <http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>
- [26] Cometa Systems [online]. [cit. 2015-01-03]. Dostupné z: <http://www.cometasystems.com/cometasystems/en/>
- [27] DE LUCA, CJ. *The use of Surface Electromyography in Biomechanics*. The international Society for Biomechanics (online). 1993. Dostupné na internetu: <http://www.delsys.com/>

- [28] KRAČMAR, B. Kineziologická analýza sportovního pohybu. Studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku. Habilitační práce UK FTVS. Praha, 2002
- [29] RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. In REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ, č.4, 2001. s. 173-177
- [30] *Atlas lidského těla*. 9. vyd. Překlad Marek Plánička, Jan Kohout. Ilustrace Miquel Ferrón Geis, Myriam Ferrón. Čestlice: Rebo, 2013, 164 s. ISBN 978-802-5504-758.
- [31] SINĚLNIKOV. *Atlas anatomie člověka*. Praha: Avicenum, 1980.
- [32] DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 2., přeprac. a doplň. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-802-4743-578.
- [33] ŠPULÁK, ČMEJDA, BAČÁKOVÁ, KRČMAR a SATRAPOVÁ. *Computers in biology and medicine: Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements*. ISBN 0010-4825.
- [34] DE LUCA, CJ. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. The international Society for Biomechanics (online). 1993. Dostupné na internetu: <http://www.delsys.com/>
- [35] RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. In REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ, č.4, 2001. s. 173-177

9 SEZNAM PŘEVZATÝCH OBRÁZKŮ

[36] [online]. [cit. 2015-01-03]. Dostupné z: <http://medicina.ronnie.cz/c-1349-makroskopicka-stavba-svalu.html>

[37] [online]. [cit. 2015-01-03]. Dostupné z:
<http://vyuka.zsjarose.cz/data/swic/lessons/659.jpg>

[38] [online]. [cit. 2015-01-03]. Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/kycle.html>

[39] [online]. [cit. 2015-01-03]. Dostupné z:
<http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc1bf9e310a721.htm>

[40] *Boty hanak* [online]. [cit. 2015-01-03]. Dostupné z: <http://www.boty-hanak.cz/2009/08/moudra-priroda-a-boty-hanak/>

[41] KOLÁŘ, Radim. *Elektromyografie*. Výukový materiál z předmětu Lékařská diagnostická technika (ALDT)

[42] [online]. [cit. 2015-05-27]. Dostupné z:
<http://www.prirodopisprosmicku.estranky.cz/fotoalbum/pohybova-soustava/sval-stavba.html>

10 SEZNAM PŘÍLOH

A Obsah přiloženého CD

A Obsah přiloženého CD

Přiložené CD obsahuje:

- Elektronická verze práce – ve formátu PDF je k dispozici v přiloženém CD pod názvem *ivona_korcakova_BP.pdf*
- Realizovaný program – program v Matlabu na analýzu chůze pomocí EMG signálů. Je spustitelný pomocí souboru *chuze.mat*. Soubor se nachází ve složce *program_chuze*.
- Naměřené signály – Naměřená data ve formátu .mat jsou k dispozici ve složce *program_chuze*
- Informace ke spuštění programu – Informace ke spuštění programu jsou sepsány v textovém dokumentu pod názvem *readme*.