

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV VĚKU NA VZTAH SVALOVÉ SÍLY
DOLNÍCH KONČETIN A STABILITY CHŮZE

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Marie Dreiseitelová, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Lucia Bizovská

Olomouc 2019

Jméno a příjmení autora: Bc. Marie Dreiseitelová

Název magisterské práce: Vliv věku na vztah svalové síly dolních končetin a stability chůze

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí práce: Mgr. Lucia Bizovská

Rok obhajoby diplomové práce: 2019

Abstrakt: Tato práce se zabývá vztahem jednotlivých svalových skupin dolních končetin a stabilitou chůze u mladých dospělých jedinců a jedinců seniorského věku. Dále u těchto skupin hodnotí i vztah mezi svalovou silou dolních končetin a rychlostí chůze. V teoretické části jsou popsány jednotlivé fáze chůze společně se zapojením jednotlivých svalových skupin. Další část je věnována kinematice trupu a svalové síle. Na závěr je zde kapitola shrnující poznatky o vlivu svalové síly dolních končetin na dynamickou rovnováhu. Výzkumný soubor tvořilo 24 mladých dospělých jedinců (22 ± 2 let) a 24 jedinců seniorského věku (69 ± 7 let). U každého jedince byla testována svalová síla deseti svalových skupin dolních končetin izokinetickým dynamometrem. Stabilita a rychlost chůze byla hodnocena pomocí signálu z 3D akcelerometru umístěného v oblasti pátého bederního obratle. K posouzení vztahu svalové síly dolních končetin a stability chůze i svalové síly a rychlosti chůze byl použit Pearsonův korelační koeficient. Tato studie poukázala, že na stabilitu chůze má svalová síla dolních končetin u obou skupin malý vliv. U mladých dospělých jedinců se ukázal tento vztah statisticky významný pouze u plantárních flexorů hlezna a flexorů kolenního kloubu ve vertikálním směru. U jedinců seniorského věku byl tento vztah signifikantní pouze u extenzorů kolenního kloubu v anterio-posteriorním směru. Větší vliv měla svalová síla dolních končetin na rychlost chůze u jedinců seniorského věku, kdy se prokázal statisticky významný vztah u šesti svalových skupin. U mladých jedinců tento vztah nebyl statisticky významný.

Klíčová slova: stabilita chůze, svalová síla, mladí dospělí jedinci, senioři, akcelerometrie, rychlost chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name and surname: Marie Dreiseitelová

Title of the master thesis: The influence of age on the relationship between lower limb muscle strength and gait stability

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc

Supervisor: Mgr. Lucia Bizovská

The year of presentation: 2019

Abstract: This master's thesis deals with the relationship of lower limb muscle groups and stability in young and elderly adults. Furthermore, in these groups, we also evaluate the relationship between muscle strength of the lower limb and the speed of gait. In the theoretical part, there are individual phases of walking together with the involvement of individual muscle groups described. The next part is focused on the trunk kinematics and muscle strength. The last chapter is summarizing the knowledge of the relationship between muscle strength of lower limb and the dynamic stability. The research group consisted of 24 young adults (22 ± 2 years) and 24 elderly (69 ± 7 years). For each individual, the muscle strength of the ten muscle groups of the lower limbs was tested by an isokinetic dynamometer. Stability and speed of gait were evaluated using a signal from a 3D accelerometer placed on the lower trunk at the level of the fifth lumbar vertebra. Pearson's correlation coefficient was used to assess the relationship between lower limb muscle strength and gait, and muscle strength and gait speed. This study showed that the muscle strength of the lower limbs in both groups had small effect on gait stability. In young adults, this relationship has been shown to be statistically significant only in the ankle plantar flexors in the vertical direction. In the group of elderly, this relationship was significant only in the knee extensors in the anterior-posterior direction. The strength of the lower extremity muscles had a greater influence on the gait speed in group of elderly. It was statistically significant in six muscle groups. In the group of young adults, this relationship was not statistically significant.

Key words: gait stability, muscle strength, young adults, elderly, accelerometry, gait speed

I agree the thesis to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem tuto závěrečnou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí Mgr. Lucie Bizovské, uvedla všechny použité odborné a literární zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Diplomová práce byla zpracovaná v rámci projektu GAČR „Postural stability and its relationship to the muscle strength of selected muscle groups“ (NO.18-16107Y).

Ráda bych poděkovala vedoucí mé práce Mgr. Lucii Bizovské za odborné vedení, připomínky a trpělivost při zpracování. Dále bych chtěla poděkovat všem, kteří asistovali při průběhu měření a zároveň všem testovaným osobám za jejich čas. V neposlední řadě bych ráda poděkovala mým nejbližším za podporu při psaní práce a po dobu celého studia.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	10
2.1 Chůze	10
2.1.1 Řízení chůze	10
2.1.2 Chůzový cyklus	11
2.1.3 Svalové zapojení a biomechanika chůze	12
2.1.3.1 Počáteční kontakt	12
2.1.3.2 Postupné zatěžování	13
2.1.3.3 Střední stoj	14
2.1.3.4 Konečný stoj	14
2.1.3.5 Předšvih	15
2.1.3.6 Počáteční švih	15
2.1.3.7 Mezišvih	15
2.1.3.8 Konečný švih	16
2.1.4 Časoprostorové charakteristiky chůze	17
2.1.5 Analýza pánve a trupu během chůze	18
2.1.6 Zrychlení těla při chůzi	24
2.1.6.1 Změna zrychlení v závislosti na věku	27
2.1.7 Hodnocení chůze	28
2.1.7.1 Akcelerometrie	28
2.1.7.2 Harmonický poměr	29
2.2 Svalová síla	30
2.2.1 Kosterní svalstvo	30
2.2.2 Druhy svalové síly	32
2.2.3 Anatomické parametry síly svalu	33
2.2.4 Izokinetická dynamometrie	34

2.2.5 Změny svalové tkáně v závislosti na věku.....	35
2.3 Vliv svalové síly na dynamickou rovnováhu.....	36
3 CÍLE, HYPOTÉZY A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	42
3.1 Hlavní cíl	42
3.2 Dílčí cíle.....	42
3.3 Hypotézy.....	42
3.4 Výzkumné otázky	43
4 METODIKA	44
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	44
4.2 Metodika sběru dat	44
4.3.1 Postup měření svalové síly dolních končetin.....	45
4.3.2 Postup měření stability chůze	46
4.4 Statistická analýza dat.....	47
5 VÝSLEDKY	48
5.1 Výsledek k hypotéze H1	48
5.2 Výsledek k hypotéze H2.....	49
5.3 Výsledky k hypotéze H3.....	51
5.4 Výsledky k hypotéze H4.....	52
5.5 Výsledky k výzkumné otázce V1	52
5.6 Výsledky k výzkumné otázce V2	53
5.7 Výsledky k výzkumné otázce V3	54
5.8 Výsledky k výzkumné otázce V4	55
5.9 Výsledky k výzkumné otázce V5	56
5.10 Výsledky k výzkumné otázce V6	58
6 DISKUZE	60
6.1 Diskuze k hypotézám H1 a H2	60
6.2 Diskuze k hypotéze H3	61

6.3 Diskuze k hypotéze H4	62
6.4 Diskuze k výzkumným otázkám V1 a V2	62
6.5 Diskuze k výzkumným otázkám V3 a V4	63
6.6 Diskuze k výzkumným otázkám V5 a V6	64
6.7 Klinické shrnutí	65
6.8 Limity studie	66
7 ZÁVĚR.....	67
8 SOUHRN	68
9 SUMMARY	70
11 REFERENČNÍ SEZNAM	72
12 SEZNAM PŘÍLOH	85

1 ÚVOD

Chůze je jedna z nejdůležitějších každodenních činností člověka, která neslouží pouze jako prostředek k lokomoci, ale je jedním ze základních atributů člověka a důležitým faktorem osobní integrity a sociální integrace (Mayer, 2000). Na první pohled se může zdát chůze jako banální pohyb. Nicméně tato pohybová aktivita zahrnuje komplexní spolupráci muskuloskeletálního, vestibulárního, zrakového, proprioreceptivního a neurologického systému.

Chůze se řadí do hodnocení dynamické rovnováhy. Poruchy rovnováhy se negativně mohou promítnout v uskutečnění pohybu, ale především jsou spojovány se zvýšeným rizikem pádů. Uvádí se, že jedním z mnoha faktorů, které ovlivňují stabilitu chůze, je svalová síla dolních končetin (Moxley Scarborough, Krebs, & Harris, 1999). Množství studií zkoumá tento vztah u zdravých jedinců napříč věkovým spektrem. Ukazuje se, že svalová síla určitých svalových skupin má vliv nejen na dynamickou stabilitu, ale i na jiné, časoprostorové parametry chůze.

Komplexní posouzení všech svalových skupin dolních končetin v těchto studiích chybí. Rozhodli jsme se tudíž tento vztah posoudit pomocí maximální svalové síly deseti všech svalových skupin na dolní končetině měřené pomocí izokinetické dynamometrie. Pro hodnocení chůze jsme využili data získaná z 3D akcelerometru.

Zhoršenou stabilitu lze převážně očekávat u starší populace, přesto jsme se rozhodli zařadit do studie nejen seniory, ale i skupinu mladých dospělých jedinců. Zajímalo nás, zda proces stárnutí ovlivní tento vztah, případně které svalové skupiny mohou mít na něj největší vliv.

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1 Chůze

Chůze se řadí mezi nejběžnější typ lokomoce, který nám slouží k základním životním potřebám v rámci sebeobsluhy. Je to složitý zautomatizovaný proces, který je natolik individuální, že ho lze využít i k identifikaci jedince (Véle, 2006). Charakteristiky chůze jsou dány biomechanickými parametry lidského těla, které jsou podmíněny zdravotním stavem jedince, psychickými faktory a dále vnějšími podmínkami (Gúth, 2004). V odborné literatuře nacházíme řadu definic chůze, které vypovídají o přístupu autorů k analýze této pohybové činnosti. Jedna z nejčastějších zní, že je to způsob pohybu těla z jednoho místa na druhé za střídavé a opakující se výměny polohy dolních končetin a to za podmínky, že alespoň jedno chodidlo zůstává v kontaktu s podložkou. Další definice charakterizuje chůzi jako kontrolovaný pád, při kterém se tělo vychyluje z pozice stabilní, zajištěné stojnou dolní končetinou na druhostrannou dolní končetinu (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015).

Základní biomechanické předpoklady pro uskutečnění chůze zahrnují schopnost udržet vzpřímenou pozici a zároveň zahájit a udržet rytmický krokový mechanismus vpřed pomocí dolních končetin. Naopak při nesplnění těchto podmínek se stává vzor fyziologické chůze vzorem patologickým, který je energeticky náročnější (Neumannová et al., 2015).

Dle Vařeky a Vařekové (2009) má chůze tři fáze: zahajovací, cyklickou a ukončovací. V rámci cyklické fáze vykonávají dolní končetiny opakované pohyby, které lze popsat v rámci chůzového cyklu.

2.1.1 Řízení chůze

Chůze je výsledkem složitého zapojení regulačních mechanismů, do kterých je zároveň zapojena mícha, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, thalamus a mozková kůra. Zpětná vazba je poskytována skrz všechny proprioreceptory a exteroceptory pohybového systému. Fyziologický průběh chůze závisí na integrované aktivitě výše uvedených regulačních okruhů (Kolář, 2009).

Králíček (2011) uvádí, že lokomoční pohyb je výsledkem předem připraveného vzorce neuronální aktivity, který označujeme jako centrální motorický program. Ten je zakódován v paměti neuronální sítě a nazýváme ho jako generátor vzorce pohybu.

Generátory vzorce lokomočního pohybu jsou umístěny ve spinální míše pro každou končetinu zvlášť. V situaci, kdy jsou v pohybu všechny končetiny, je aktivita všech generátorů koordinována. Uvažuje se, že generátor vzorce lokomočního pohybu je aktivován signálem vycházející z oblasti retikulární formace středního mozku (mezencefalická lokomoční oblast). Ačkoliv lokomoce není primárně reflexního původu, aferentní informace z končetin je velmi důležitá. Pokud je eliminována, dochází k ovlivnění normálního chůzového mechanismu a k zpomalení. Předpokládá se, že jejím úkolem je reflexně upravovat motorický program generátorů pohybového vzorce tak, aby výsledná chůze byla sladěna s terénem, po kterém se uskutečňuje.

Pohyb je vždy doprovázen multisenzorickou kontrolou a to zrakem, vestibulárním aparátem a již zmíněnými proprioreceptory a exteroceptory. Každá vstupní informace je zpracována v centrální nervové soustavě. Skrz pyramidovou a mimopyramidovou dráhu je vedena informace pro vytvoření motorické aktivity (Trojan, Votava, Druga, & Pfeiffer, 2005).

2.1.2 Chůzový cyklus

Chůzový cyklus je definován jako opakující se děj pohybu končetin a těla za podmínek zachování stability. Počátek cyklu je v okamžiku, kdy se chodidlo dolní končetiny dotkne země a ukončen je s opětovným dotykem stejné dolní končetiny (Trew & Everett, 1997).

Chůzový cyklus (dvojkrok) (Obrázek 1) se skládá ze střídání dvou fází: stojné a švihové. Stojná fáze je zahájena v době, kdy chodidlo je v kontaktu s podložkou. Naopak ve švihové fázi se pohybuje chodidlo ve vzduchu směrem vpřed a nemá tak žádný kontakt s podložkou (Whittle, 2007). Přejídné období mezi stojnou a švihovou fází se nazývá fáze dvojí opory (Véle, 2006). Poměr těchto dvou fází při průměrné rychlosti chůze je zhruba 60:40 (Gage, 1991; Rose & Gamble, 2006). Délka těchto fází však závisí na rychlosti chůze. Se zvyšující se rychlostí se prodlužuje fáze švihová, zatímco fáze stojná se zkracuje (Murray, 1967).

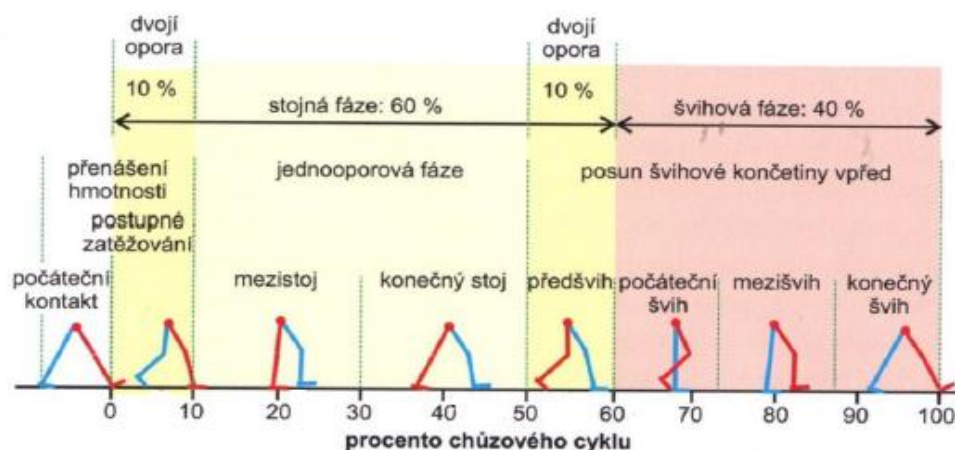
Pro lepší identifikaci a analýzu chůze se jednotlivé fáze dále dělí. Nejčastěji se v odborné literatuře objevuje dělení dle Perryho a Burnfielda (2010).

Stojná fáze:

- Počáteční kontakt (0 – 2 %)
- Postupné zatěžování (2 – 12 %)
- Střední stoj (12 – 31 %)
- Konečný stoj (31 – 50 %)
- Předšvih (50 – 62 %)

Švihová fáze:

- Počáteční švih (62 – 75 %)
- Mezišvih (75 – 87 %)
- Konečný švih (87 – 100 %) (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 1. Chůzový cyklus. Převzato od Neumannová et.al. (2015).

2.1.3 Svalové zapojení a biomechanika chůze

Chůzi reprezentují série pohybových vzorců a svalové kontroly na úrovni trupu a dolních končetin pro posun těla vpřed (Obrázek 2). Během stojné fáze dochází k náhlému zatížení, zachování stability a udržení pohybu vpřed. Při švihové fázi se odehrává sled událostí, které zajišťují uvolnění nohy a maximalizují pohybový postup (Perry & Burnfield, 2010).

2.1.3.1 Počáteční kontakt

Stojnou fázi zahajuje počáteční kontakt, také někdy nazývaný jako „úder paty“, „úder chodidla“ nebo „kontakt paty“ (Neumanová et al., 2015). Dochází tím k přesunu hmotnosti těla. Středem otáčení pro pohyb tibie a jednotlivých částí chodidla se stává pata, kolem které probíhá pohyb (Bastlová, 2013).

Hlezenní kloub se nachází v neutrální pozici mezi plantární a dorzální flexí nohy. Pronace zánoží v subtalárním kloubu má za následek supinaci v transverzotarzálním kloubu, ke které přispívá i aktivita svalů brzdící následnou pasivní plantární flexi: m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Pronace v subtalárním kloubu vyvolává addukci talu a vnitřní rotaci bérce (Vařeka & Vařeková, 2009). Všechny tyto mechanismy probíhají společně s flekčním pohybem kolene, který byl před dopadem paty v téměř plné extenzi díky kontrakci m. quadriceps femoris. Hyperextenzi v kolenním kloubu brání aktivita ischiokrurálních svalů (Whittle, 2007). Kyčelní kloub je ve flexi okolo 30°. Působením reakční síly podložky vzniká flekční moment, který je kompenzován koncentrickou kontrakcí extenzorů kyčelního kloubu: m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. Kyčelní kloub se tak pohybuje ve směru extenze. V kolenním kloubu působí flekční moment v důsledku koncentrické kontrakce hamstringů (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Dopadem paty se skrz měkké tkáně nohy absorbuje energie, která je jen ve velmi malém množství využita v následné fázi chůze (Whittle, 2007).

2.1.3.2 Postupné zatěžování

Fáze postupného zatěžování je období dvojí opory mezi počátečním kontaktem a odrazem kontralaterálního palce. Vzniká adaptace na vrůstající zatížení, stabilizaci pánve a zpomalení pohybu. Pomocí 20° – 25° flexe kolene je absorbována kinetická energie těla (Whittle, 2007). V hlezenním kloubu se dostává bérce nad fixovanou patní kost a dochází k tzv. prvnímu zhoupnutí (Bastlová, 2013).

Na podložku je pasivní plantární flexí pokládáno chodidlo za současné excentrické kontrakce m. tibialis anterior. Pohyb do plantární flexe je doprovázen pronací chodidla a vnitřní rotací tibie (Vařeka & Vařeková, 2009). Flexe v kolenním kloubu je bržděna excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Dochází k zmenšení flexe v kyčelním kloubu a zrychlení pohybu trupu vpřed koncentrickou kontrakcí m. gluteus maximus a hamstringů. Pánev rotuje na stranu nové oporné dolní končetiny (vnitřní rotace v kyčelním kloubu) a posouvá se o 5° vpřed působením m. adductor magnus. Pánev ve frontální rovině stabilizuje excentrická kontrakce m. gluteus medius, která brání kontralaterálnímu poklesu pánve (Perry & Burnfield, 2010) Souhyby horních končetin dosahují maximálního rozsahu pohybu (Whittle, 2007).

2.1.3.3 Střední stoj

Fáze středního stoje začíná odrazem palce protějšší končetiny a končí zdvihem stejnostranné paty (Whittle, 2007).

Přenos zatížení je umožněn skrz zamknutý Chopartův kloub. Střed otáčení se přesouvá z paty na střed hlezenního kloubu. V subtalárním kloubu dochází k supinaci. Maximum zatížení je na laterální straně chodidla (Vařeka & Vařeková, 2009). Při položení celé plochy nohy na zem, dochází k tzv. druhému zhoupnutí (Bastlová, 2013). Ustává excentrická kontrakce m. tibialis anterior. Navazuje na ní dorzální flexe v hlezenním kloubu, která je brzděna aktivitou plantárních flexorů: m. soleus, m. gastrocnemius a m. flexor hallucis longus (Vařeka & Vařeková, 2009). Kolenní kloub ve flexi je stabilizován koncentrickou kontrakcí m. vastus medialis et lateralis do té doby, než se vektor reakční síly podložky dostane před něj. Kyčelní kloub je v době odrazu palce druhostranné končetiny ve flexi 20° – 25°. Díky aktivitě m. gluteus maximus a hamstringů se pohybuje směrem do extenze (do neutrální pozice). Na straně švihové končetiny dochází k poklesu pánve o 5° ve frontální rovině, ale i tak je pozice pánve nadále udržována koncentrickou kontrakcí m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

2.1.3.4 Konečný stoj

Konečný stoj začíná odvíjením paty stojné dolní končetiny a pokračuje do doby, než se kontralaterální noha dotkne podložky (Whittle, 2007).

V hlezenním kloubu dochází koncentrickou aktivací m. soleus k omezení dorzální flexe a následuje elevace paty. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, která zajistí stabilitu nohy uzamčením v Chopartově kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009). M. tibialis posterior zajišťuje inverzi chodidla a stabilizuje hlezenní kloub proti everzním silám mm. peronei (Bastlová, 2013). V metatarzofalangeálních kloubech nastává extenze. Plantární fascie se napíná a přitahuje patní kost k předonoží. Mediálně dopředu se přesouvá zatížení nohy a osa otáčení. Prsty jsou stále pevně v kontaktu s podložkou. M. flexor hallucis longus stabilizuje I. metatarz a zajišťuje tak oporu palce. Vektor reakční síly podložky se posouvá před kolenní kloub. Následuje zvětšení flexe v kolenním kloubu aktivitou m. gastrocnemius, která současně brání kloub před hyperextenzí. Excentrická kontrakce m. iliopsoas brzdí extenzi v kyčelním

kloubu. Nutná je stálá stabilizace pánve pomocí abduktorů kyčelního kloubu (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

2.1.3.5 Předšvih

Poslední část stojné fáze je předšvih. Tato fáze započíná v době, kdy dojde ke kontaktu nohy kontralaterální končetiny s podložkou. Nastává druhé období fáze dvojí opory. Ta končí, jakmile se palec odlepí od podložky. Pro zvednutí končetiny a posunutí vpřed se aktivují svaly: m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. sartorius a m. tensor fasciae latae.

V hlezenním kloubu dochází k maximální plantární flexi skrz aktivitu plantárních flexorů, která se postupně zmenšuje. Vektor reakční síly podložky se dostává za kolenní kloub a společně s kontrakcí m. triceps surae koná flexi v kolenním kloubu. Rychlost pohybu do flexe kontroluje excentrickou kontrakcí m. rectus femoris. Během přenesení hmotnosti na kontralaterální končetinu nastává abdukce v kyčelním kloubu na ipsilaterální straně, která je kontrolována aktivitou m. adductor longus. Vektor reakční síly prochází před kyčelním kloubem a vytváří tak flekční moment, který skrze aktivitu m. adductor longus a m. rectus femoris zvětšuje flexi v kyčelním kloubu (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

2.1.3.6 Počáteční švih

Švihová fáze začíná počátečním švihem v okamžiku, kdy noha opustí podložku a trvá do okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu (Whittle, 2007).

V hlezenním kloubu dochází k zahájení dorzální flexe skrz utlumení aktivity m. triceps surae a zahájení kontrakce m. tibialis anterior. Podíl na flexi v kolenním kloubu má setrvačná síla, aktivace m. biceps femoris a aktivita flexorů kyčle: m. rectus femoris, m. adductor longus a m. iliacus. (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Dle Vařeky a Vařekové (2009) flexory kyčle udávají dolní končetině zrychlení. Nesouhlasí s tezí, že by švih dolní končetiny probíhal pouze volným kyvadlovým pohybem, protože by nebylo možné měnit frekvenci kroků a rychlost chůze.

2.1.3.7 Mezišvih

Perioda fáze mezišvihu trvá od maximální flexe v kolenním kloubu po chvíli, kdy se tibie dostává do vertikálního postavení. V rámci této fáze dochází k přechodu mezi zrychlením a zpomalením pohybu (Neumannová et al., 2015).

V hlezenním kloubu se uskutečňuje pohyb směrem do dorzální flexe pomocí svalů *m. tibialis anterior*, *m. extensor hallucis longus*, *m. extensor digitorum longus* a tím se kloub dostává do neutrální pozice. V kolenním kloubu začíná částečně pasivní extenze podpořená aktivitou *m. quadriceps femoris* (Vařeka & Vařeková, 2009). V kyčelním kloubu nastává mírná addukce, vnitřní rotace a flexe kontrakcí *m. iliopsoas*. Na konci fáze mezišvihů se začínají aktivovat hamstringy, které jsou důležité pro zahájení flexe v konečném švihů (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

2.1.3.8 Konečný švih

Závěrečnou fází krokového cyklu tvoří konečná fáze, během které se končetina připravuje na dotyk nohy s podložkou.

Hlezenní kloub je držen v neutrální pozici díky přetrvávající kontrakci *m. tibialis anterior*, *m. extensor hallucis longus* a *m. digitorum longus*. Extenzi v kolenním kloubu dokončuje aktivita *m. quadriceps femoris*. Hamstringy brání excentrickou kontrakcí hyperextenzi kolene a zároveň spolu s *m. gluteus maximus* zpomalují pohyb končetiny (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007).



	Stance phase						Swing phase		
	Double support	Simple support			Double support				
		Initial	Middle	Terminal		Initial	Middle	Ter.	
ILIACUS						█	█		
SARTORIUS						█	█		
GRACILIS	█					█	█		
RECTUS FEMORIS	█	█			█	█		█	
ADDUCTOR LONGUS			█	█					
VASTI	█	█							
GLUTEUS MAXIMUS	█	█						█	
GLUTEUS MEDIUS	█	█	█					█	
BICEPS FEMORIS	█	█						█	
TIBIALIS ANTERIOR	█	█				█	█	█	
EXTENSOR DIGITRUM LONGUS	█	█			█	█	█	█	
GASTROCNEMIUS		█	█	█					
SOLEUS		█	█	█					
FLEXOR HALLUCIS LONGUS			█	█					
TIBIALIS POSTERIOR		█	█	█					
PERONEUS LONGUS			█	█					

Obrázek 2. Znáornuje svalovou aktivitu během chůzového cyklu. Šedá barva reprezentuje období svalové aktivity konkrétních svalů během chůze. Převzato od (Bonney-Mazure & Stéphane, 2015).

2.1.4 Časoprostorové charakteristiky chůze

Časoprostorové charakteristiky jsou parametry měřené v rámci chůzového cyklu. Jsou to ukazatele, které se využívají pro hodnocení dynamické stability, vlivu terapeutické intervence, kondice jedince apod. Řadí se mezi ně **délka kroku** (step length), která je určena vzdáleností mezi počátečními kontakty kontralaterálních dolních končetin ve fázi dvojí opory. **Dvojkrok** (stride length) udává vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími kontakty chodidla samé nohy (Janura et al., 2012). Další parametr je **úhel chodidla** (foot angle), což je velikost úhlu, který je svírán mezi linií chodidla a přímoúhelníkem v kontaktu s podložkou (Whittle, 2007). Laterální vzdálenost mezi chodidly určuje **šířku kroku** (walking base). Tato je obvykle měřena od středu pat (Janura et al., 2012). Whittle (2007) uvádí, že šířka kroku má úzkou spojitost se stabilitou člověka. Čím širší báze, tím stabilnější je člověk. **Rytmus a frekvence** (cadence) udává počet kroků za minutu. Přirozená kadence je něco málo pod 120 kroků za minutu, kdy vliv na frekvenci kroku má délka dolních končetin. Čím jsou delší, tím je nižší frekvence.

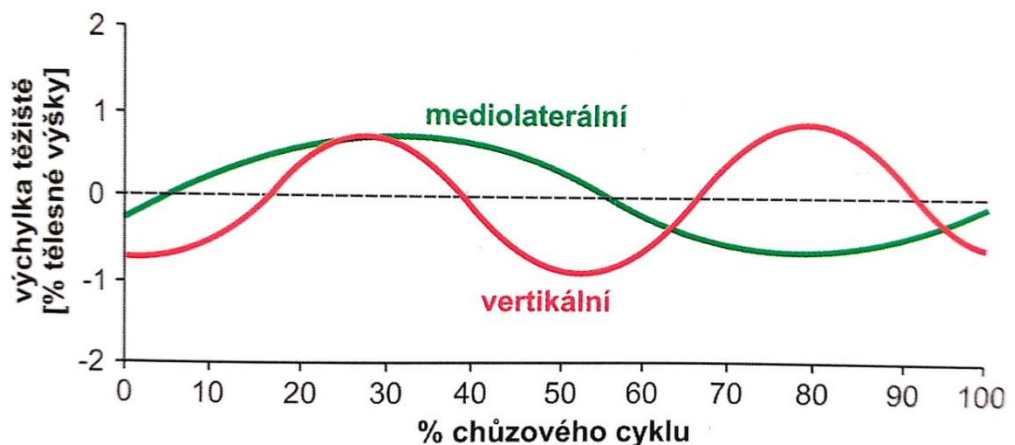
Poslední charakteristikou je **rychlost chůze**. Lze ji vypočítat tak, že uraženou vzdálenost člověkem vydělíme časem. Vyjadřuje se v metrech za sekundu. I když máme každý určitou přirozenou rychlost chůze, tak aktuální rychlost přizpůsobujeme dle vnějších i vnitřních podmínek (Kirtley, 2006).

2.1.5 Analýza pánve a trupu během chůze

Analýza pohybu pánve se týká všech tří základních anatomických rovin. V sagitální rovině se jedná o náklon, ve frontální rovině o úklon a v transverzální rovině jde o rotaci. Pohyb pánve v sagitální rovině je minimální během chůzového cyklu s rozsahem pohybu kolem 5° (Bonnetoy-Mazure & Stéphane, 2015). Maximální hodnota antevertze pánve v sagitální rovině nastává v konečném stoji i v konečném švihů. Naopak minimální hodnoty jsou ve fázi postupného zatěžování a ve fázi předšvihů (Perry & Burnfield, 2010). Během první dvojité opory je pozorován posteriorní pohyb pánve. Po něm následuje anteriorní pohyb pánve během fáze opory jedné dolní končetiny. Během druhé dvojité opory je opět pozorován mírný pohyb posteriorním směrem. Během švihové fáze se pánev pohybuje z posteriorní pozice anteriorním směrem a zpět (Bonnetoy-Mazure & Stéphane, 2015). Ve frontální rovině je rozsah pohybu kolem 8° . Úklon pánve redukuje energetickou náročnost chůze a zmenšuje vertikální pohyb trupu. Ve fázi zatěžování dojde k poklesu pánve na straně odlehčené kontralaterální dolní končetiny. Ve fázi středního stoje se pánev vrací do neutrální polohy a ve fázi předšvihů klesá na stranu končetiny, která se připravuje na odraz. Během cyklu chůze je pánev dvakrát v neutrální poloze (Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006). V transverzální rovině se pánev pohybuje do rotace s rozsahem pohybu kolem $8^\circ - 10^\circ$ v závislosti na rychlosti chůze (Bonnetoy-Mazure & Stéphane, 2015). Rose a Gamble (2006) uvádí rozsah kolem 4° na každou stranu. S počátečním kontaktem je pánev v maximální dopředné rotaci. Ve fázi středního stoje se vrací do neutrální pozice. V dalších fázích chůze pokračuje rotace pánve směrem vzad. Rotace v konečné fázi stoje je obdobná s velikostí při fázi počátečního kontaktu. Úlohou tohoto pohybu je napomáhat dopřednému posunu švihové dolní končetiny (Bonnetoy-Mazure & Stéphane, 2015).

Role trupu v chůzi je velmi důležitá, je zde koncentrováno víc jak 50 % tělesné hmotnosti. Nachází se zde těžiště těla a trup tak udržuje dynamickou stabilitu jednotlivce. Analýza těžiště těla úhlu trupu se týká dopředného sklonu dlouhé osy trupu. Pokud jde o kinematiku trupu v sagitální rovině, jeho rozsah pohybu činí kolem 3° .

Trup stejně jako pánev se pohybuje antero-posteriorním směrem během cyklu chůze. Během fyziologické chůze těžiště těla opisuje trajektorii ve tvaru sinusoidy. V maximální výšce se těžiště nachází přibližně ve středu fáze středního stoje. V době dvojí opory těžiště klesá do nejnižší polohy. Vertikální vychýlení těžiště u chůze dospělého člověka může být až 5 cm a to při průměrné rychlosti chůze. V období dvojí opory těžiště dál klesá do nejnižší polohy (Kirtley, 2006; Neumanová et al., 2015). Velikost výchylky těžiště vertikálním směrem je důležitým faktorem pro energeticky výhodné provedení chůze (Soderberg, 1997; Trew & Everett, 1997). Pro její minimalizaci slouží náklon pánve, rotace pánve směrem ke švihové dolní končetině, flexe kolenního kloubu ve stejné fázi chůzového cyklu a zúžení opěrné báze při chůzi (Neumannová et al., 2015). Ve frontální rovině je poloha trupu kolem 0° a rozsah pohybu zanedbatelný. V transverzální rovině má trup podobný pohyb jako pánev (Bonnefoy-Mazure & Stéphane, 2015). Trajektorie těžiště má opět tvar sinusoidy, ale s dvojnásobnou velikostí periody v porovnání s vertikální exkurzí těžiště. Maximální výchylka těžiště laterálním směrem je při ukončení fáze středního stoje (Obrázek 3). Koordinace pohybu mezi pánví a trupem závisí na rychlosti chůze. Pokud je rychlost chůze nízká, pohyby trupu jsou stejné s pánví. Pokud je rychlost chůze vysoká, pohyby trupu jsou opačné oproti pohybu pánve (Perry & Burnfield, 2010). Trup navíc hraje hlavní roli v posturální kontrole (Bonnefoy-Mazure & Stéphane, 2015).

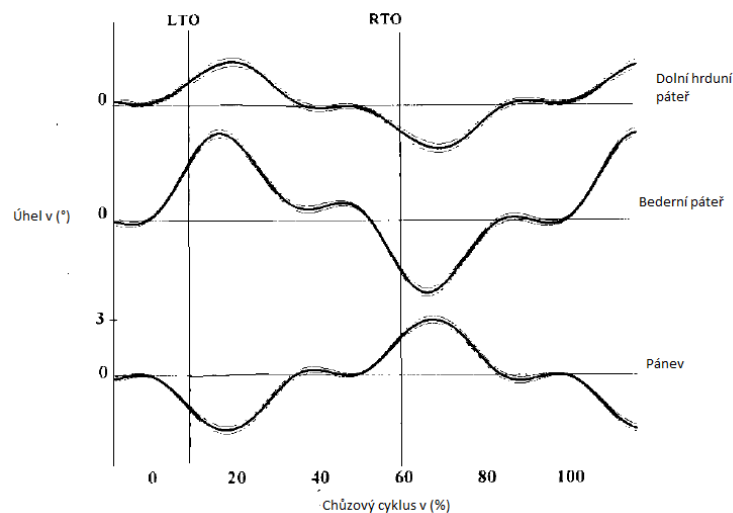


Obrázek 3. Trajektorie těžiště těla ve vertikálním a medio-laterálním směru. Převzato od Neumannová et.al. (2015).

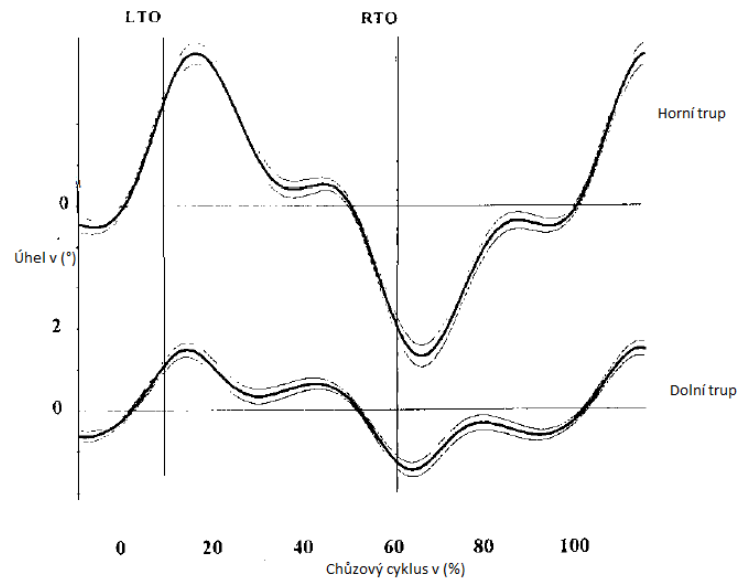
Kinematikou trupu během chůze se zabývala studie autorů Crosbie, Vachalathiti a Smith (1997) u zdravé populace ve věkové rozpětí 20 – 82 let. V rámci své studie

rozdělili trup na horní a dolní trup. Horní trup charakterizovali jako segment od šestého hrudního obratle kranálně a dolní trup od dvanáctého hrudního obratle kaudálně. Dle rovin popsali a graficky znázornili pohyby trupu. Dále popsali i jednotlivě kinematiku segmentů pánve, bederní a dolní hrudní páteře.

Ve frontální rovině dochází k maximálnímu vychýlení ve fázi krokového cyklu mezi 10 – 65 %, což zahrnuje i počátek části fáze švihové. Segment dolní hrudní a bederní páteře se vychyluje směrem k stojné dolní končetině, zatímco pánev opačným směrem k švihové dolní končetině. Pánev a trup je stabilizovaný okolo neutrální pozice po dobu 15 – 20 % času chůzového cyklu, což odpovídá fázi konečného švihu a počátku dvojí opory (Obrázek 4). Pohyby dolního trupu v této rovině jsou se srovnáním nižšího rozsahu pohybu ostatních segmentů minimální. Horní trup doplňuje pohyb pánve (Obrázek 5) (Crosbie et al., 1997).

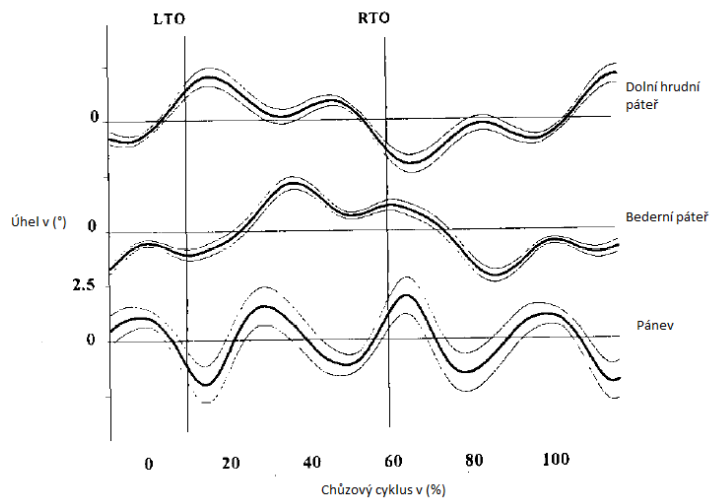


Obrázek 4. Kinematika dolní hrudní páteře, bederní páteře a pánve ve frontální rovině při chůzi. LTO je okamžik odlepení levého palce nohy od podložky. RTO je okamžik odlepení pravého palce nohy od podložky. Převzato a upraveno od Crosbie et al. (1997).

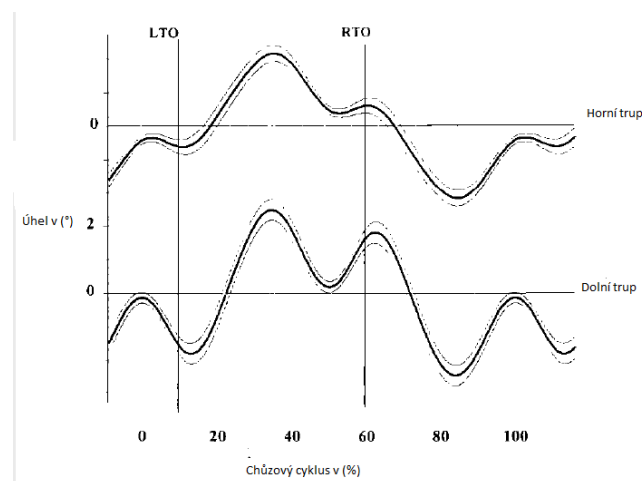


Obrázek 5. Kinematika horního a dolního trupu ve frontální rovině při chůzi. LTO je okamžik odlepení levého palce nohy od podložky. RTO je okamžik odlepení pravého palce nohy od podložky. Převzato a upraveno od Crosbie et al. (1997).

V transverzální rovině u měřených segmentů nedocházelo k velkému výkyvu hodnot a to do 2° na každou stranu. Pánev se vychylovala okolo neutrální pozice celkem třikrát a s větším rozptylem než ostatní segmenty. Dolní část hrudníku rotovala směrem k švihové končetině na začátku stojné fáze. Následně se vrátila do neutrální pozice ve fázi středního stoje. Nakonec rotovala k opačné straně při dotyku paty druhostranné končetiny. Bederní páteř rotovala ve stejném směru jako dolní část trupu (Obrázek 6). V transverzální rovině horní i dolní trup byly přibližně v neutrální pozici během fáze počátečního kontaktu. Následně při stojné fázi rotovaly k straně švihové dolní končetiny (Obrázek 7) (Crosbie et al., 1997).



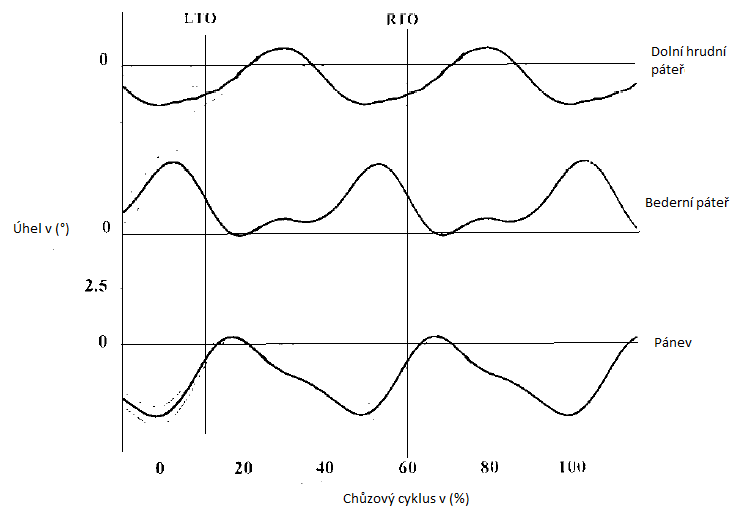
Obrázek 6. Kinematika dolní hrudní páteře, bederní páteře a pánve v transverzální rovině při chůzi. LTO je okamžik odlepení levého palce nohy od podložky. RTO je okamžik odlepení pravého palce nohy od podložky. Převzato a upraveno od Crosbie et al. (1997).



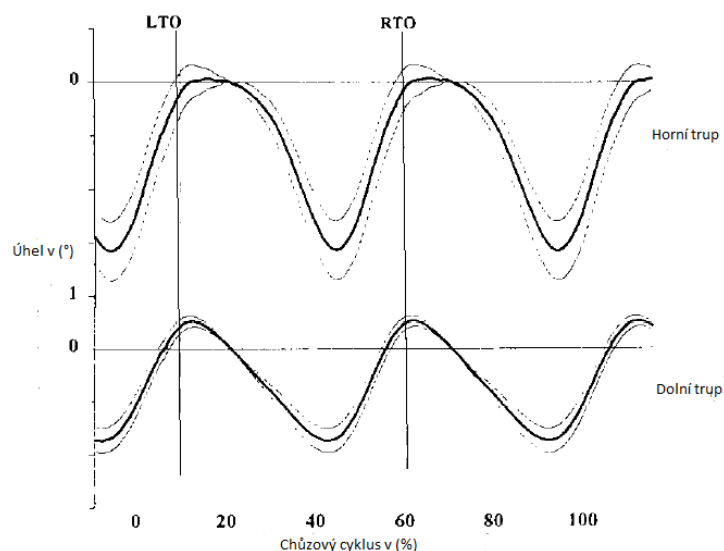
Obrázek 7. Kinematika horního a dolního trupu v transverzální rovině při chůzi. LTO je okamžik odlepení levého palce nohy od podložky. RTO je okamžik odlepení pravého palce nohy od podložky. Převzato a upraveno od Crosbie et al. (1997).

Fáze flexe a extenze v sagitální rovině tvoří bifázický pohyb. Pánev na straně švihové dolní končetiny klesá během dotyku paty. Maximální hodnota poklesu pánve je při počátku stojné fáze kroku. Segment dolní hrudní páteře je v maximální extenzi při dopadu paty na podložku a do neutrální pozice se vrací ve fázi středního stoje. Při fázi konečného stoje se opět vychyluje do extenze. Kinematika segmentu bederní páteře následuje stejné pohyby pánve (Obrázek 8).

V rovině sagitální horní trup vykazuje větší oscilaci. Během fáze počátečního švihu se nachází téměř v neutrální pozici. Při doteku paty podložky se trup vychyluje do extenze (Obrázek 9) (Crosbie et al., 1997).



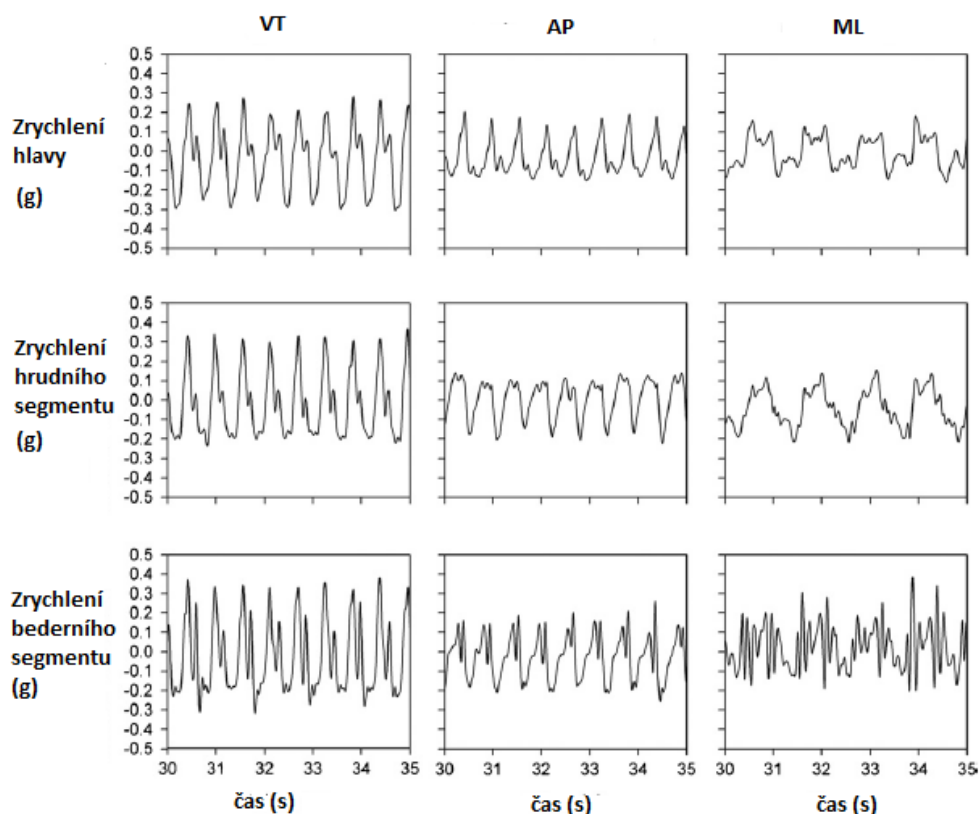
Obrázek 8. Kinematika dolní hrudní páteře, bederní páteře a pánve v sagitální rovině při chůzi. LTO je okamžik odlepení levého palce nohy od podložky. RTO je okamžik odlepení pravého palce nohy od podložky. Převzato a upraveno od Crosbie et al. (1997).



Obrázek 9. Kinematika horního a dolního trupu v sagitální rovině při chůzi. LTO je okamžik odlepení levého palce nohy od podložky. RTO je okamžik odlepení pravého palce nohy od podložky. Převzato a upraveno od Crosbie et al. (1997).

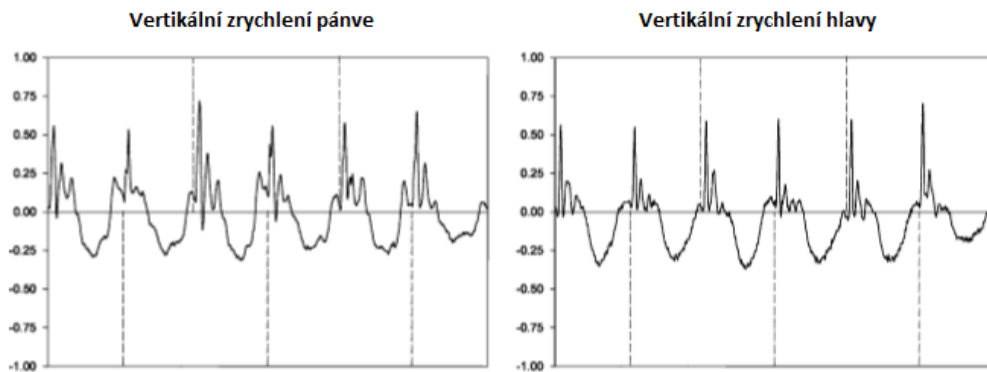
2.1.6 Zrychlení těla při chůzi

Obecně platí, že zrychlení horní poloviny těla měřené v úrovni hlavy je nižší než u nižších segmentů těla. Existují však patrné rozdíly z hlediska směru zrychlení. Směr zrychlení vertikální a antero-posteriorní na úrovni hlavy, krku a trupu jsou charakterizovány bifázickým vzorem během krokového cyklu. Medio-laterální směr se vyznačuje jako monofázický (Obrázek 10), zatímco pro medio-laterální a antero-posteriorní je charakteristické zmenšení amplitudy v závislosti na výšce měřeného segmentu, kdy na vyšší úrovni je menší oproti nižšímu segmentu. Studie ukazují, že segment trupu hraje hlavní roli při stabilitě chůze a zároveň je dominantní pro stabilitu krku i hlavy při chůzi (Kavanagh, Barrett, & Morrison, 2005).



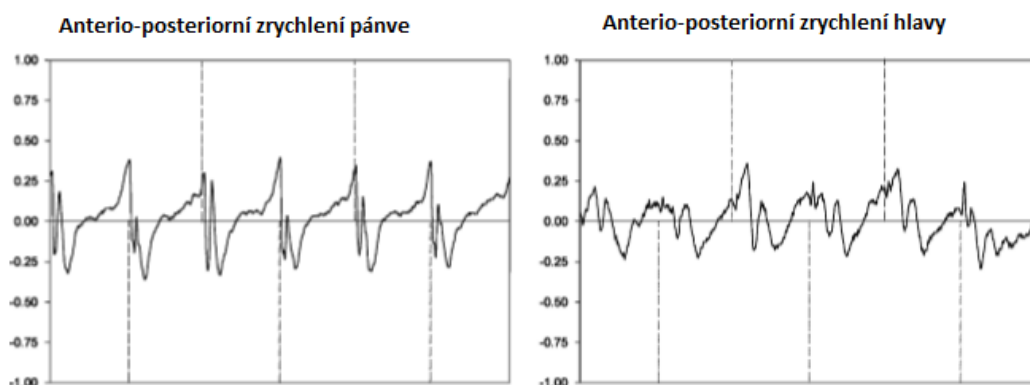
Obrázek 10. Grafy zobrazují příklad dat zrychlení měřené v úrovni hlavy, hrudního segmentu (Th 6) a bederního segmentu (L3). Data byla získána při měření chůze zdravých mladých mužů preferovanou rychlostí chůze. VT: vertikální směr, AP: anterio-posteriorní směr, ML: medio-laterální směr. Upraveno a převzato od (Kavanagh & Menz, 2008).

Zrychlení pánve a hlavy na nerovném povrchu popisuje studie autorů Hylton, Stephen a Richard (2003). Během prvního kontaktu paty dochází ve vertikálním směru k rychlému zrychlení vzhůru, které dosahuje maxima a trvá přibližně 10 % chůzového cyklu. Pak dochází ke snížení při fázi postupného zatěžování. Po této fázi následuje opět vzestupný vrchol zrychlení. Od pozdní fáze středního stoje do konečné fáze amplituda zrychlení klesá do minima. Při švihové fázi zrychlení opět stoupá. V pozdní švihové fázi dochází k postupnému zrychlení směrem dolů pro přípravu na další kontakt s patou. Vertikální zrychlení hlavy se řídí obecným vzorem zrychlení pánve, avšak amplituda zrychlení během fáze kontaktu paty a postupného zatížení je menší (Obrázek 11) (Hylton et al., 2003).



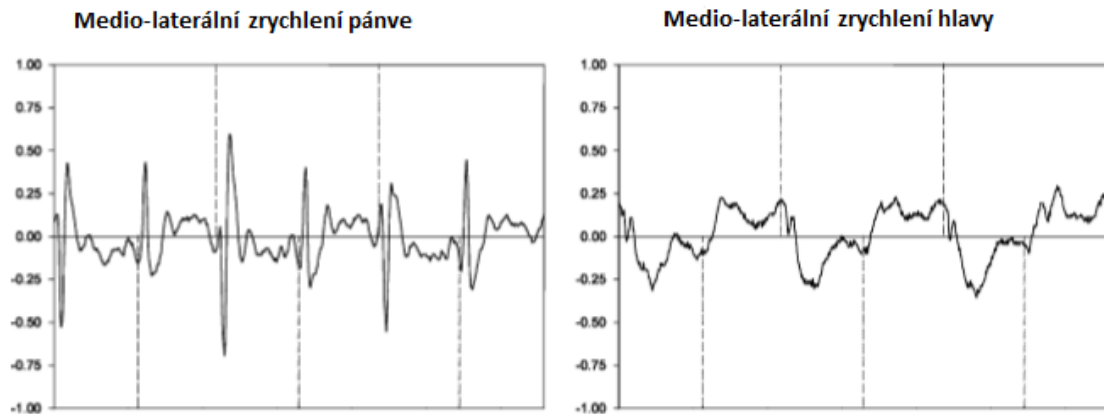
Obrázek 11. Grafy zrychlení pánve a hlavy ve vertikálním směru během tří kroků. Přerušované čáry představují úder paty. Měřítko na svislé ose je v jednotkách tíhového zrychlení. Převzato od Hylton et al. (2003).

Antero-posteriorní zrychlení pánve je obecně menší než vertikální zrychlení. Před kontaktem s patou se pánev zrychluje v anteriorním směru, avšak síla při kontaktu paty způsobuje krátké a rychlé zrychlení dozadu. Při nadcházející fázi se pánev opět zrychluje v předním směru až do ukončení fáze postupného zatěžování, kdy dochází k rychlému zrychlení dozadu do doby, než se odlepí pata. Po zvednutí paty je postupné zrychlení dopředu v rámci švihové fáze, kdy je tělo poháněno dopředu. Antero-posteriorní zrychlení hlavy se téměř shoduje s pávní, avšak špičky zrychlení dozadu při kontaktu s patou mají menší velikost a nejsou tak jasně definované (Obrázek 12).



Obrázek 12. Grafy zrychlení pánve a hlavy v antero-posteriorním směru během tří kroků. Přerušované čáry představují úder paty. Měřítko na svislé ose je v jednotkách tíhového zrychlení. Převzato od Hylton et al. (2003).

Při medio-laterálním zrychlení pánve během úderu paty dochází k rychlému zrychlení v kontralaterálním směru. Ve fázi středního stoje se směr otáčí. Mezi fází středního stoje a následnou fází úderu paty druhé končetiny je zrychlení bez nějakých větších výkyvů. Medio-laterální zrychlení hlavy je značně menší. I když je základní monofázický vzor podobný, záporný vrchol při dotyku paty s podložkou oproti pánvi je opožděn (Obrázek 13) (Hylton et al., 2003).



Obrázek 13. Grafy zrychlení pánve a hlavy v medio-laterálním směru během tří kroků. Prerušované čáry představují úder paty. Měřítka na svislé ose je v jednotkách tíhového zrychlení. Převzato od Hylton et al. (2003).

2.1.6.1 Změna zrychlení v závislosti na věku

Se zvyšujícím se věkem je u starších jedinců sníženo zrychlení hlavy i trupu, snížena rychlost chůze a kratší délka kroku ve srovnání se zdravými mladými jedinci. Tyto změny souvisí s procesem stárnutí, kdy dochází k zhoršení zraku, propriorecepce a zmenšení svalové síly dolních končetin (Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003). Vzor zrychlení hlavy a trupu během chůzového cyklu naznačuje, že straší populace během chůze redukuje pohyby horní části těla. Tím je menší i zrychlení trupu během počátečního kontaktu paty s podložkou (Kavanagh, Barrett, & Morrison, 2004). Spektrální analýza zrychlení horní části těla během chůze se důsledkem stárnutí odráží v motorickém výkonu. Zrychlení ve vertikálním směru klesá v šestém a sedmém deceniu. Tato změna je nezávislá na pohlaví, nicméně může být způsobena i sníženou rychlostí chůze vlivem vyššího věku (Auvinet et al., 2002). Variabilita parametrů chůze může ukazovat na zhoršení lokomoce. Variabilita chůze může být klasifikována jako projev přizpůsobení. To může být bráno jako podmínka pro úspěšnou lokomoci nebo naopak jako nežádoucí projev poruchy rovnováhy. Pojem variabilita není tedy

jednoznačně dána. Odlišnost parametrů chůze byly navrženy pro ukazatele rovnováhy. Nejčastěji jsou hodnoceny časoprostorové parametry krokového cyklu, čas švihové a stojné fáze (Grabiner, Biswas, & Grabiner, 2001). Poslední dobou se studie zaměřily i na hodnocení variability pohybu trupu nebo hlavy (Menz et al., 2003; Moe-Nilssen & Helbostad, 2005).

Moe-Nilssen a Helbostad (2005) byli schopni rozlišit chůzi zdravých jedinců a jedinců s vyšším rizikem pádu na základě akcelerace trupu. Zjistili, že jedinci s rizikem k pádu mají nižší variabilitu v medio-laterálním směru. To potvrzuje i tvrzení, že medio-laterální variabilita se snižuje s věkem.

Studie naznačují určitý rys procesu stárnutí, kdy se stereotyp chůze stává více rigidní. Chůze je více „opatrná“ než u mladých jedinců. Starší jedinci tak mají větší kontrolu nad pohybem trupu, aby zamezili zvýšené oscilaci trupu při chůzi (Kavanagh & Menz, 2008).

2.1.7 Hodnocení chůze

Nejjednodušší formou je **aspekční** vyšetření chůze. Pro toto kvalitativní hodnocení je předpoklad dobré znalosti jednotlivých fází chůze (Kolář, 2009). Dle Opavského (2003) při aspekci hodnotíme rytmus chůze, délku a šířku kroku, souhyb horních končetin a celkovou koordinaci při chůzi. Pro kompletní vyšetření volíme tedy i variantu s úžnou bází kroku, chůzi po špičkách a patách. Pro objektivnější hodnocení se využívá laboratorní vyšetření chůze pomocí biomechanických metod. Jedna z nich je **kinetická analýza**, která skrze tenzometrické plošiny měří velikost a směr vektorů reakční síly chodidla během stojné fáze. Další snímá a měří **rozložení tlakových sil** při zatížení chodidla nohy na kontaktním koberci. Nejčastěji využívanou je **kinematická analýza**, která hodnotí změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru. Podrobně tak lze hodnotit velikosti úhlových změn mezi segmenty, které odpovídají lineární a úhlové rychlosti a zrychlení segmentu těla. K hodnocení chůze je možné využít i časoprostorových parametrů (Kolář, 2009; Neumannová et al., 2015).

Na základě hodnocení stability chůze akcelerometry, bude následující kapitola věnována této metodě.

2.1.7.1 Akcelerometrie

Řadí se na pomezí mezi kinematické a kinetické metody měření. Akcelerometr měří zrychlení, které je na konci řetězce kinematických veličin, kdy ze znalosti

závislosti dráhy na čase postupně odvodíme průběh rychlosti a zrychlení. Znalost závislosti zrychlení na čase umožní odvození velikosti síly a dynamických veličin (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

Využití akcelerometrů pro analýzu pohybu těla během chůze vzrůstá v posledních letech. Je prokázáno, že získaná data jsou dostatečně reliabilní pro měření časoprostorových parametrů a zrychlení segmentů těla při chůzi. Poskytují tak užitečná data pro hodnocení motorického řízení chůze, dynamické posturální kontroly a stereotypy chůze u osob s poruchou motoriky (Kavanagh & Menz, 2008). Akcelerometry obsahují senzory pro měření statického nebo dynamického zrychlení, odstředivých a setrvačných sil. Základní principem akcelerometru je určení odchylky způsobené pohybem hmotného tělesa (setrvačnost hmoty) v akcelerometru. Změny odchylek se pak převádí na výstupní signál (Janura et al., 2012).

Výhody použití akcelerometrů ve srovnání s tradičními nástroji pro analýzu chůze zahrnují nízké náklady. Testování není totiž omezeno pouze na laboratorní prostředí a může být uskutečněno i v domácím prostředí. Akcelerometry jsou malé senzory, které výrazně neovlivňují chůzi. Navíc umožňují shromažďování velkého množství dat, potenciálně až tisíce cyklů chůze (Kobsar et al., 2014). Další výhodou je i relativně krátká doba mezi vlastním měřením, zpracováním a vyhodnocením signálu (Culhane, O'Connor, Lyons, & Lyons, 2005). Jako jednu z nevýhod použití akcelerometrů pro měření je, že zrychlení je závislé na pozici akcelerometru na segmentu (Janura et al., 2012). Při rychlých pohybech spojených s odrazy tak může způsobovat hmotnost akcelerometru vznik artefaktů v signálu.

2.1.7.2 Harmonický poměr

Harmonický poměr (HR) je jeden z parametrů, který se dá získat z naměřených dat z akcelerometrů. Analýza chůze pomocí harmonického poměru není zaměřena pouze na dolní končetiny (jak se vyskytuje ve většině technik analýzy chůze), ale spíše je zobecněna na pohyb celého těla prostřednictvím hodnocení zrychlení těžiště těla (Cimolin et al., 2019).

Harmonický poměr je index založený na spektrální analýze zrychlení dolní části trupu, který se běžně používá k posouzení kvality chůze (Pasciuto, Bergamini, Iosa, Vannozzi, & Cappozzo, 2017). Jednotliví autoři se liší, kterou vlastnost chůze tento index charakterizuje. V různých studiích se objevují termíny jako je dynamická stabilita,

plynulost chůze, rytmičnost nebo symetrie. Bellanca, Lowry, VanSwearingen, Brach a Redfern (2013) na základě analýzy chůze s asymetrickým zatížením nohou došli k závěru, že harmonický poměr charakterizuje převážně symetrii chůze. Harmonický poměr se vypočítává z hodnot zrychlení trupu v antero-posteriorním, vertikálním a medio-laterálním směru. Tento výpočet vychází z Fourierovy transformace. HR je tak definován pro bifázické (anterio-posteriorní, vertikální) zrychlení jako podíl součtu amplitud sudých harmonických vln k součtu amplitud lichých harmonických vln. Pro monofázické (medio-laterální) zrychlení je poměr převrácený. Větší hodnoty harmonického poměru odpovídají větší symetričnosti a plynulosti chůze. Jsou tak spojovány s větší dynamickou stabilitou (Bellanca et al., 2013).

Dle HR lze například rozlišit chůzi populace různého věku (Bisi, Riva, & Stagni, 2014; Kavanagh et al., 2005), chůzi lidí s větším rizikem k pádu (Howcroft, Lemaire, Kofman, & McIlroy, 2018; Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2011), chůzi zdravé populace a lidmi s Parkinsonovou nemocí (Kristin et al., 2009).

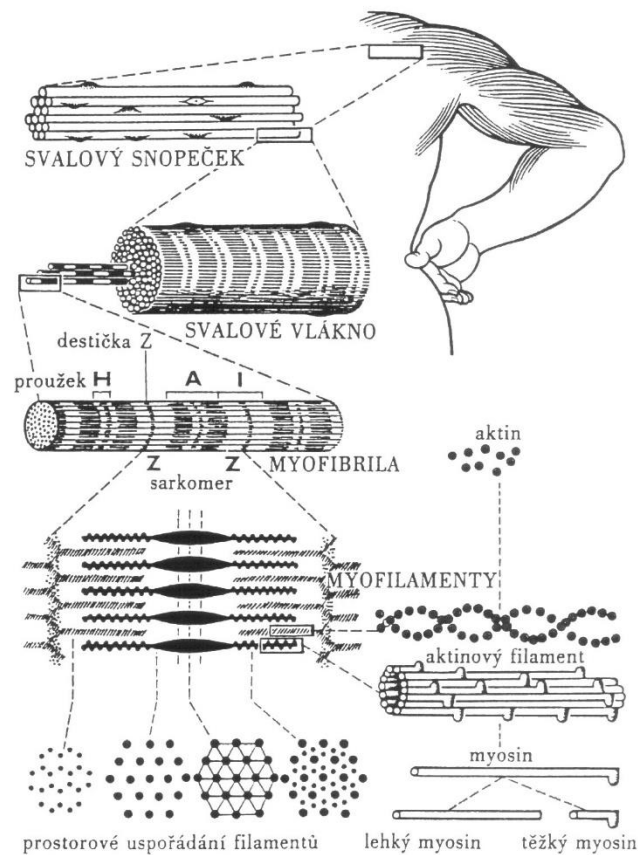
Studie autorů Lowry, Lokenvitz a Smiley-Oyen (2012) zkoumaly změny HR během pěti různých rychlostí chůze (velmi pomalá, pomalá, preferovaná, rychlá a velmi rychlá) napříč odlišnými věkovými skupinami. Byla to skupina mladších jedinců ve věku 20 – 23 let, skupina starších jedinců ve věkovém rozpětí 60 – 69 let a třetí skupina nejstarších jedinců ve věku 80 – 86 let. Mezi první a druhou skupinou byly zjištěny podobné hodnoty HR ve všech směrech při všech testovaných rychlostech. Zatímco třetí skupina vykazovala nižší hodnoty HR v antero-posteriorním a vertikálním směru. Všechny skupiny měly snížený HR při rychlostech pomalejších než preferované. Neexistoval však žádný rozdíl v HR mezi preferovanou a rychlejší rychlostí s výjimkou redukce ve vertikálním směru u třetí skupiny. HR v medio-laterálním směru se mezi skupinami nelišil a jeho hodnoty byly i méně variabilní při různých rychlostech.

2.2 Svalová síla

2.2.1 Kosterní svalstvo

Kosterní a příčně pruhovaná svalovina jsou jedna ze čtyř druhů typů svalové tkáně. Tato svalovina převážně začíná a upíná se na kostře. Tvoří funkční složku pohybového systému a reprezentuje tak 35 – 45 % hmotnosti lidského těla, přičemž přibližně 56 % připadá na svaly dolních končetin. Anatomickou jednotkou kosterního svalu jsou různě dlouhá svalová vlákna, jež jsou obalena buněčnou membránou, pod

kteřou jsou uloženy jádra. Kromě jader se v cytoplazmě svalového vlákna nacházejí buněčné orgány a podélně orientovaná vlákna – myofibrily. Na myofibrilách se střídají světlé a tmavé úseky viditelné pouze pod světelným mikroskopem. Tmavé jsou tzv. anizotropní (dvojlomné A úseky) a světlé jsou tzv. izotropní (jednolomné I úseky). Každý izotropní úsek je rozdělen tzv. Z-linií. Oddíl myofibrily mezi dvěma Z-liniemi se nazývá sarkomera. Sarkomera je kontraktilní jednotka svalového vlákna, která je tvořena molekulami aktinu a myozinu (Obrázek 14) (Rokyta, 2016).



Obrázek 14. Stavba kosterního svalu. Převzato od Dylevský (2009).

Rozlišujeme čtyři typy svalových vláken (Tabulka 1). Jejich zastoupení ve svazech je různé. Vzhledem k jejich funkční charakteristice mají zásadní význam ve svalové výkonnosti, rychlosti pohybu a vytrvalosti. Rozdílné zastoupení vláken typu I. (SO) a II. (FOG) byl pozorován u mužů a žen. U mužů dominují silnější vlákna druhého typu. Mají vyšší kapacitu anaerobních enzymů, větší sílu a rychlost kontrakce, ale také vyšší unavitelnost (Rokyta, 2016). V závislosti počtu vláken I. a II. typu na věku, je

prokázané, že po 40. roku života dochází k atrofii všech typů vláken. Dochází k poklesu maximální svalové síly o 1,5 % ročně (Vandervoort, 2002).

Tabulka 1

Typy svalových vláken. Převzato od Rokyta (2016).

Typ vlákna	Anatomická charakteristika	Funkční charakteristika
Typ I., SO	Velmi tenká a bohatě kapilarizovaná	Statické, pomalé pohyby; polohové funkce
Typ II.A, FOG	Středně silná a kapilarizovaná	Rychlý a silový pohyb
Typ II.B, FG	Velmi silná a málo kapilarizovaná	Maximální silový pohyb
Typ III.	Nediferencovaná vlákna	Není známa

2.2.2 Druhy svalové síly

Sílu jako pohybovou schopnost je nutné vnímat jako komplex schopností bez určitých daných hranic. Zejména ve sportu je důležité odlišit, jaký druh svalové síly je nutné trénovat. Rozlišujeme následující druhy svalové síly:

- **Maximální síla** je dána vyvinutím volní kontrakce nejvyšší úrovně síly při dynamické nebo statické činnosti. Jedná se o největší sílu, kterou může sval nebo svalová skupina vyvinout k provedení jednoho opakování s nejvyšším možným odporem při maximální volní koncentrické, excentrické nebo statické svalové kontrakce. Jedná se o tzv. základní silový potenciál jedince. Faktory ovlivňující maximální svalovou sílu jsou množství svalové hmoty a nervosvalová koordinace.
- **Rychlá síla** je charakterizována jako schopnost dosáhnout co největšího silového impulsu v časovém úseku, kdy musí být pohyb vykonán nebo v co nejkratším čase dosáhnout co nejvyšší síly. Rychlá síla se uplatňuje pro pohyby trvající do 250 ms, jinak se jedná o maximální sílu. Ovlivňujícími faktory této síly jsou zejména zastoupení rychlých svalových vláken, vnitřní i mezsvalová koordinace a se stoupajícím odporem i maximální síla.

- **Reaktivní síla** je definována jako vytvoření optimálního silového impulsu v cyklu kontrakce svalu. Plyometrická svalová kontrakce je její základ. Velikost této síly určuje úroveň maximální síly, rychlé síly a elasticita svalu.
- **Vytrvalostní síla** je určena schopností opakovaně překonávat nebo brzdit nemaximální odpor, případně jej udržovat bez minimalizace efektivity pohybové činnosti. Úroveň maximální svalové síly a energetické zásobení svalu určuje její hodnotu (Měkota & Novosad, 2005).

2.2.3 Anatomické parametry síly svalu

Významným parametrem svalové funkce je maximální svalová síla. Dle Rokyty (2005) z anatomického hlediska závisí svalová síla na dále zmíněných faktorech.

Je to **počet svalových vláken**, kdy s vyšším počtem vláken roste možnost vyvinutí větší svalové síly. Tento počet lze teoreticky určit pomocí tzv. fyziologického průřezu svalu, kdy průřez svalu je součtem příčných průřezů všemi vlákny daného svalu. K tomuto odhadu se používá Weberův vzorec, kdy se dělí hmotnost svalu střední délkou svalu. Vliv na svalovou sílu (SS) může mít i **délka svalu**. Obecně lze tvrdit, že čím delší je sval, tím větší sílu je obvykle schopen vyvinout. Je nutné ovšem uvést, že délka jednotlivých svalů v závislosti na výšce těla, typologické a rasové příslušnosti a pohlavních rozdílech, není prozatím zpracována zcela dostatečně. Důležitým faktorem je **počet aktivovaných motorických jednotek** a jejich neuromuskulární koordinace. Motorická jednotka (MJ) je charakterizována jako skupina svalových vláken inervovaných jedním motorickým vláknem, tzv. alfa motoneuronem. Motorické jednotky jsou u jednotlivých svalů různě velké, ale ve svalu se nikdy nezapojují všechny jednotky najednou. Na výslednou svalovou sílu, nemá vliv pouze svalová kontrakce vytvořena interakcí aktinu a myozinu, ale také **působení elastické složky svalu a šlachy** v místě úponu. Elastická síla se zvyšuje nelineárně a její přírůstek je největší při maximálním protažení svalu. Dále hraje i roli míra aktivace CNS, stav energetických zásob ve svalu a jejich schopnost využití (Lehnert Novosad, Neuls, Langer & Botek, 2010; Rokyta 2016).

Svalová síla se v praxi nejčastěji vyšetřuje pomocí funkčního svalového testu dle Jandy (1996). Svalový test slouží především k vyšetření jednotlivých svalů, svalových skupin a pohybových stereotypů (Janda, 1996). Toto vyšetření je velmi individuální,

avšak v praxi má své místo. K přesnějšímu měření svalové síly se užívají různé typy dynamometrů, které testují celé svalové skupiny.

2.2.4 Izokinetická dynamometrie

Izokinetická dynamometrie je metoda která zahrnuje vytvoření proměnlivého odporu a jeho měření. Využívá se výhradně k měření velikosti volní svalové kontrakce, ale její využití se uplatňuje i v rámci rehabilitace a svalového tréninku u sportovců (Lehnert, 2012). Během testování jsou kromě fyziologických a mechanických faktorů důležité také faktory psychologické, neboť základními komponentami testování je vzájemná spolupráce a motivace (Dvir, 2004).

Základní součástí izokinetických přístrojů je hlava dynamometru, která kontroluje rychlost přístroje. Dynamometr umožňuje měření úhlové rychlosti, polohy a působící síly. Další součástí je jednotka, která se pohybuje působením síly jedince. Tvořena je ramenem páky a zařízením pro snímání síly. Základní princip izokinetických přístrojů je, že rameno páky se kterou je jedinec v kontaktu, se pohybuje předem nastavenou úhlovou rychlostí. Odpor přístroje je variabilní a přizpůsobuje se tak změnám velikosti síly vyvíjené jednotlivcem v jednotlivých úhlech pohybu tak, aby rychlost byla stále konstantní (Brown, 2000).

Výhody izokinetických přístrojů jsou bezpečná realizace testování a jednoduchost testovacích pohybů, dále vysoká reliabilita (0,93 – 0,99) a validita měření vzhledem k výkonnosti svalů (Dvir, 2004; Wimpenny, 2016). Nutné dodat, že se zpochybňuje produkce izokinetické síly v celém rozsahu pohybu, především u vyšších rychlostí (Kannus, 1994).

Během izokinetického testování měříme nejčastěji následující veličiny.

Je to **moment síly (moment/torque [Nm])**, který je určen vykonanou svalovou silou při dané úhlové rychlosti. Měřitelný je v celém rozsahu pohybu. Maximální svalovou sílu určuje maximální hodnota momentu sil tzv. peak moment/torque. Existuje také průměrná hodnota momentu sil tzv. average moment/torque.

Veličina, která charakterizuje pozici segmentu, během kterého dosahuje nejvyššího momentu sil, se nazývá **úhel maximálního momentu sil (angle of the peak moment, [°])**. Liší se v závislosti na úhlové rychlosti a velikosti svalů, kdy menší svaly produkují maximální moment síly v rozsahu pohybu později.

Hodnota **svalové práce (work, [J])** je vypočtena z rozsahu pohybu a svalové síly. Charakterizuje velikost napětí, které je vytvořeno během svalové kontrakce. Uvádí se v maximálních (peak work) nebo průměrných (average work) hodnotách.

Posledním parametrem je **svalový výkon (power, [W])**, který zahrnuje množství vykonané práce za jednotku času. Opět se využívá buď maximálních hodnot (peak power) nebo zprůměrovaných hodnot (average power) (Brown, 2000; Dvir, 2004).

2.2.5 Změny svalové tkáně v závislosti na věku

Jedna z charakteristických změn stárnutí, která souvisí se snižováním svalovém výkonu, je ztráta hmotnosti kosterního svalstva a zhoršování neuromuskulárních funkcí. Od čtvrté dekády života ztrácí člověk v průměru 5 % svalové hmoty za deset let. Později úbytek svaloviny ještě roste. Průřez svalu se sníží do 50 let o 10 %, do 70 let klesá přibližně o 15 % a v dalších dekádách o 30 %. Kromě věku tyto změny ovlivňují i další faktory jako je inaktivita, malnutrice nebo chronické onemocnění. Věkem podmíněná ztráta svalové hmoty je nezadržitelný proces, který vlivem snížené svalové síly může mít za následky vyšší riziko pádů, menší výkonost dýchacích svalů, redukcí bazálního metabolismu a zhoršenou termoregulaci (Rokyta, 2016).

Změny svalové tkáně se odehrávají na myocelulární úrovni, kdy studie uvádějí podstatné snížení velikosti svalových vláken u starších osob. Ukázalo se, že zmenšení velikosti svalových vláken je specifický pro určitý typ těchto vláken, kdy velikost svalových vláken typu II. byl o 10-40 % menší u starších v porovnání s mladými dospělými jedinci. Naopak u svalových vláken typu I. se neukázal významný rozdíl v závislosti na věku (Yu, Hedström, Cristea, Dalén, & Larsson, 2007; Verdijk et al., 2007). Redukce vláken typu II. může vést k poklesu svalové síly u starších osob. Může tak snížit schopnost činností jako je zvednutí se ze sedu do stoje, chůze do schodů nebo nesení břemen (Kalvach, Zadák, Jiráček, Zavázalová, & Sucharda, 2004). Kromě zmenšení velikosti svalových vláken studie prokazují i celkový pokles počtu svalových vláken. Primární příčinou ztráty kosterního svalstva je narušení regulace proteinů, vedoucí k negativní rovnováze mezi syntézou a rozpadem svalových proteinů (Murton, Constantin, & Greenhaff, 2008).

Jednou z příčin redukce svalové síly u starších jedinců jsou změny související s neurofyzilogickým procesem svalové kontrakce (excitace – kontrakce). Aby vznikla svalová kontrakce je potřebná excitace neurotransmiteru (acetylcholin), který umožní

přenést nervový podnět na nervosvalovou ploténku svalového vlákna. Následně dochází ke vzniku akčního potenciálu. Následuje kaskáda dějů. Nejprve se ze sarkoplazmatického retikula svalových buněk uvolní vápenaté ionty, které se naváží na bílkoviny troponinu. Vznikají vazebná místa pro myozin na proteinu aktinu. Myozin se za spotřeby energie (ATP – adenosintrifosfát) posune po aktinovém vlákně, čímž vzniká výsledná svalová kontrakce. Jakékoliv změny během tohoto procesu mohou snížit svalovou sílu (Tieland, Trouwborst, & Clark, 2018).

Další změny se nacházejí v architektonické struktuře. Dochází k změně poměru elastických vláken a změn ve struktuře kolagenu. Dochází k infiltraci tuku (Kragstrup, Kjaer & Mackey, 2011). Vyšší hladiny intermuskulární adipózní tkáně dokazuje u starší populace i další studie (Delmonico et al., 2009). Intermuskulární tuková tkáň je spojena se ztrátou fyzického výkonu a omezení pohyblivosti u starších jedinců. Doposud není mnoho informací o mechanismu akumulaci tuku a fyzickým výkonem. Nicméně autoři uvádějí možnou roli endokrinního systému. Fibróza je další změnou ve svalové tkáni. Její výskyt je následkem sérií událostí včetně zranění, infiltrací zánětlivých buněk, degenerací tkání a proliferace fibroblastů, které vedou k remodelaci svalové tkáně (Mann et al., 2011).

Pokud jde o svalovou energetiku, drtivá většina studií je zaměřena na účinky stárnutí aerobního metabolismu (tj. mitochondriální funkci nebo oxidační fosforylaci) (Tieland et al., 2018). Aerobní kapacita je odrazem nejen kardiovaskulárního systému, ale také adaptací uvnitř svalu pro využití kyslíku při zvýšené energetické náročnosti během fyzické aktivity. Je dokázané, že aerobní kapacita může klesat již ve věku 20 let (Fleg et al., 2005). S věkem klesá kapilarizace svalových vláken. U seniorů dochází k úbytku kapilár až o 50 % a to zvláště u nečinných svalů. Počet mitochondrií se nemění. Změněný poměr mezi počtem mitochondrií a kapilár ukazuje na omezení jejich vzájemného kontaktu, což je klíčový faktor v oxidačním uvolňování energie (Kalvach et al., 2004).

2.3 Vliv svalové síly na dynamickou rovnováhu

Rovnováha a svalová síla dolních končetin jsou součástí denních i sportovních aktivit. Deficit těchto neuromuskulárních komponent je spojován se zvýšeným rizikem zranění dolních končetin a pádů (Muehlbauer, Gollhofer, & Granacher, 2015).

Autoři Hess a Woollacott (2005) zaznamenali několik studií, které prokázaly sílu dolních končetin jako společný faktor pro poruchu rovnováhy u starších pacientů. Lord, Ward, Williams a Anstey (1994) zjistili, že síla dorzálních flexorů hlezna byla jednou ze 3 proměnných, která se významně lišila mezi staršími dospělými, kteří neměli žádnou historii pádů oproti těm, kteří v historii již pády zaznamenali. Tyto studie naznačují významný vztah mezi silou dolních končetin a schopností udržovat stabilitu.

Epidemiologické údaje poukazují, že riziko pádů je zvláště vysoké u dětí (Kahl, Dortschy, & Ellsäßer, 2007) a seniorů (Blake et al., 1988). Granacher, Muehlbauer, Gollhofer, Kressig a Zahner (2011) ve své studii předkládají, že míra pádů následuje křivku ve tvaru písmene U v průběhu života, kdy u dětí a seniorů je jejich největší pravděpodobnost.

V roce 2015 byl proveden systematický souhrn studií, který zkoumal vztah mezi rovnováhou a svalovou silou napříč různými věkovými skupinami. Na základě kritérií bylo zahrnuto do přehledu 37 studií, ve kterých bylo zahrnuto měření alespoň jednoho z následujících parametrů: statická rovnováha, dynamická rovnováha, proaktivní rovnováha (Functional reach test), reaktivní rovnováha (stoj na jedné dolní končetině, výkrok) v porovnání s měřením maximální svalové síly (maximální volní kontrakce), výbušné síly nebo svalového výkonu (např. výskok). V souhrnu byla prokázána velmi malá korelace tohoto vztahu. Dle autorů z toho vyplývá, že tyto komponenty jsou na sobě nezávislé a je nutné, aby byly trénovány a testovány každá samostatně po celou dobu života. Signifikantní, ale velmi malá závislost byla zjištěna u dynamické stability a maximální síly u dětí ($r = 0,59$), mladých dospělých ($r = 0,009$) a seniorů ($r = 0,27$). Tyto výsledky naznačují, že i věk může hrát roli (Muehlbauer et al., 2015).

Věk může ovlivnit časoprostorové parametry chůze (Callisaya et al., 2009). Částečným důvodem může být zhoršení smyslových a motorických systémů, které jsou důležité pro stabilní chůzi. Je prokázáno, že reakční doba, svalová síla, rovnováha, čítí a zrak s věkem klesá a zhoršuje se (Lord & Ward, 1994). Snížené senzomotorické funkce jsou spojené s pomalejší rychlostí chůze a nižší kadencí kroku, kratší délkou kroku, delší fází dvojí opory a šířkou kroku u starších lidí (Lord, Lloyd, & Li, 1996). U mužů seniorů byl prokázán vztah, kdy vyšší rychlost chůze je spojená s větší svalovou silou m. quadriceps femoris. Ve studii hodnotili časoprostorové charakteristiky chůze pomocí 4,6 m dlouhého GAITRite chodníku (CIR SystemsInc. Clifton, NJ, USA). Dále

pak maximální svalovou sílu m. quadriceps femoris měřenou pomocí pružiny v rámci testovací baterie hodnotící riziko pádů (Physiological Profile Assessment) (Callisaya et al., 2009). Vztah svalové síly a rychlosti chůze se ukazuje dle autorů Buchner, Larson, Wagner, Koepsell a de Lateur (1996) jako nelineární.

S věkem je spojována i biomechanická plasticita chůze se změnami svalového výkonu v disto-proximálním směru, kdy klesá síla svalů hlezenního kloubu a naopak je zvýšena síla svalů kloubu kyčelního (Hortobágyi, Rider, Gruber, & DeVita, 2016). Existuje mnoho fyziologických faktorů ovlivňující biomechanickou plasticitu chůze. Tento jev je s největší pravděpodobností spojen s věkem a změnami funkce nervové a pohybové soustavy, kdy je stárnutí spojeno až s 50 % snížením počtu a průměru myelinizovaných motoneuronů. Dochází k zpomalení vedení periferního nervu, zhoršené funkce senzoričkových vláken, prodloužení reflexních latencí a až 30 % ztráta i následná remodelace motorických jednotek (Aagaard, Suetta, Caserotti, Magnusson, & Kjær, 2010). Roli vzájemné souhry kyčle a hlezna u plasticity chůze uvádí i Judge, Davis a Ounpuu (1996), kteří prezentují, že dochází k snížení svalové síly plantárních flexorů hlezna o 30 %, což způsobí zpomalení chůze a zvýšení mechanické práce extenzorů kyčle během konečné stojné fáze chůze. V metodice měření využili 3D analýzu chůze (VICON, Oxford Metrics, Oxford, Anglie) a maximální svalovou práci ($W \cdot kg^{-1}$) flexorů, extenzorů kyčle a kolene, plantárních a dorzálních flexorů hlezna, kterou měřili pomocí izokinetického dynamometru. Tyto výsledky naznačují, že snížená síla svalů hlezna může být omezujícím faktorem pro dosažení vyšší rychlosti chůze a lepší stability. Další studie ukázala, že omezující faktor může být i snížení síly extenzorů kyčle. Burnfield, Josephson, Powers a Rubenstein (2000) prokázali, že moment síly extenzorů kyčle je nezávislým prediktorem rychlosti chůze, délky kroku a kadence u starších dospělých. Dále navrhli, že zvýšení svalového momentu extenzorů kyčle může být účinným pro zlepšení celkového výkonu chůze.

Studie od autorů Uematsu et al. (2014) prokazuje zvýšení svalové síly svalů kyčle a hlezna se zvýšenou rychlostí chůze. Pomalejší chůze starších dospělých bývá spojována se strachem z pádu (Chamberlin, Fulwider, Sanders, & Medeiros, 2005), svalovou slabostí (Busse & van Deursen, 2006) a poruchou motorického řízení (Kaya, Krebs, & Riley, 1998). Nicméně ještě není zcela prokázáno, zda pokles rychlosti chůze je následek kompenzace pro zvýšení bezpečnosti a stability, nebo je to jen odraz zhoršeného svalového výkonu (Ko, Hausdorff, & Ferrucci, 2010).

Další studie zkoumala změny stereotypu chůze u seniorů, kdy zjistila snížený rozsah pohybu a úhlové rychlosti na úrovni kyčle v medio-laterálním směru. Kinematická analýza chůze byla měřena pomocí 3D systému kamer Vicon (Vicon 612 system, Oxford Metrics Ltd, Oxford, Velká Británie). Tyto změny vysvětlují v souvislosti s oslabením abduktorů kyčelního kloubu, které hrají velkou roli pro medio-laterální stabilitu pánve během stojné fáze. Zároveň v souvislosti s věkem mohou hrát klíčovou roli i pro mobilitu seniorů (Ko et al., 2010).

Studie zkoumající stabilitu chůze u mladých jedinců ($29,0 \pm 4,3$ let) a seniorů ($79,9 \pm 3,0$ let) na nerovném povrchu zjistila nižší zrychlení u seniorů. K hodnocení chůze byly využity hodnoty naměřené akcelerometrem, který byl umístěn na hlavě (na helmě) a v oblasti pánve (na pásku). Pro hodnocení stability chůze využili parametr HR a root mean square (RMS). Na úrovni pánve zjistili u seniorů signifikantně nižší hodnotu zrychlení RMS ve všech směrech oproti mladým jedincům. Zatímco rozdíly hodnot HR na úrovni pánve a hlavy mezi těmito skupinami nebyly signifikantní, rychlost chůze a délka kroku silně korelovala se svalovou silou m. quadriceps femoris a dorzálními flexory hlezna u obou skupin (Menz et al., 2003).

Dle studií lze usoudit, že převážně existují určité korelace mezi svalovou silou dolních končetin a rovnováhou u zdravých jedinců různého věku. Nicméně uváděné korelace se značně liší velikostí a mírou významnosti. Například Spink et al. (2011) uvádějí korelaci mezi maximální izometrickou silou dorzálních a plantárních flexorů, inverzních a everzních svalů hlezna k různým typům testování rovnováhy (bipedální stoj, alternativní krokový test, 6 m test chůze) u seniorů v rozmezí -0,01 do -0,41. Shimada et al. (2011) zmiňují korelaci v rozmezí od -0,18 až 0,34, kde hodnotili vzájemnou korelaci mezi testy vůči sobě (Chair stand test, One leg standing test, Tandem walk test, 6 m walking time test, Timed and Go test). Naopak jsou i studie, kde se uvádí středně významná korelace. Jedna z nich je od autorů Carter et al. (2002), kdy zjistili korelaci mezi maximální svalovou silou extenzorů kolene hodnocenou pomocí dynamometru a dynamickou stabilitou při testu „Timed eight run“ u seniorek s osteoporózou, kde hodnota korelace byla 0,41. Podobné výsledky byly získány autory Menz et al. (2005) u maximální svalové síly kolenních extenzorů a rychlosti měřené během 6 m chůze u zdravých seniorů. Také autoři Holviala, Sallinen, Kraemer, Alen a Häkkinen (2006) zjistili vliv maximální izometrické síly extenzorů kolene na rychlost měřenou během 10 m chůze u zdravých žen středního a seniorského věku.

Whipple et al. (1987) zkoumal vliv svalové síly flexorů a extenzorů kolene, plantárních a dorzálních flexorů hlezna na rovnováhu u seniorů. Svalovou sílu měřili pomocí izokinetického dynamometru. Skupina seniorů byla rozdělena na jedince s historií pádu a bez pádu. Prokázala se výrazně nižší svalová síla všech měřených svalových skupin u seniorů, kteří zaznamenali v historii pád. Nejvýraznější vliv se ukázal u dorzálních flexorů hlezna. Tyto svaly autoři považují za jednu z hlavních svalových skupin, která mají vliv na rovnováhu.

V jiné studii zkoumali opět tento vztah u osob seniorského věku. Rovnováhu hodnotili pomocí funkčních testů (Berg balance scale, Timed and Go test, Functional Reach test. Maximální svalovou izometrickou sílu u všech svalových skupin dolní končetiny (12 svalových skupin) měřili pomocí ručního dynamometru. Byla zjištěna statisticky významná pozitivní korelace mezi extenzory kyčelního i kolenního kloubu a testy rovnováhy (Berg balance scale, Time dan Go test) (Baskur et al., 2018).

Jedna z mála studií, která zkoumala tento vztah u dětí, byla od autorů Ibrahim, Muaidi, Abdelsalam, Hawamdeh a Alhusaini (2013). Do výzkumu byli zařazeni chlapci v mladším (6 – 8 let) a středním školním věku (8 – 10 let). Hodnotili maximální izometrickou svalovou sílu dolních končetin (flexory a extenzory kyčle a kolene, dorzální a plantární flexory hlezna) ve vztahu k dynamické stabilitě. U obou skupin se prokázala negativní korelace u maximální izometrické síly svalů dolních končetin s celkovým indexem stability u skupiny chlapců mladšího školního věku ($r = -0,356$) a u skupiny středního školního věku ($r = -0,911$). Stabilita byla hodnocena pomocí medio-laterálního indexu a anterio-posteriorního indexu. Medio-latelární index byl u obou skupin chlapců významnější. Nutno poukázat, že hodnocení dynamické stability bylo provedeno a vyhodnoceno pomocí přístroje Biodex Balance system (BBS; Biodex Inc., Shirley, NY, USA). Testování probíhalo ve vzpřímeném stoji na obou dolních končetinách nikoliv však při chůzi, jak u jiných studií.

Některé studie zahrnují intervenci pro zvýšení svalové síly dolních končetin s cílem zlepšení stability. Senioři s poruchou rovnováhy po 10 týdenním cíleném silovém tréninku svalů dolních končetin (m. quadriceps femoris, m. biceps femoris, m. semimebranosus, m. semitendinosus, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius) zaznamenali celkové zlepšení posturální stability. Stabilita byla hodnocena pomocí

funkčních testů a dotazníku (Berg balance scale, Timed and Go test, Activities-Specific Balance Confidence Scale). Na základě výsledků autoři poukazují i na menší riziko pádů (Hess & Woollacott, 2005). Pozitivní výsledky intervence pro zlepšení stability a zrychlení chůze u žen středního věku a senierek zaznamenala i studie autorů Jarkko, Janne, William, Markku a Keijo (2006), kdy silový trénink celého těla a speciálně i dolních končetin, trval 21 týdnů. Ve studii korelovala explozivní síla extenzorů dolní končetiny měřená pomocí „leg press“ dynamometru s dynamickou stabilitou hodnocenou pomocí dynamických testů na silové plošině Metitur Good Balance (Metitur Good Balance Ltd, Jyväskylä, Finsko) u senierek. Rychlost chůze byla hodnocena na 10 m úseku pomocí přístroje Digi-test 1000 (Digitest, Ltd, Muurame, Finsko). V jiné studii opět autoři potvrzují korelaci mezi explozivní silou extenzorů kolene a lepší dynamickou stabilitou hodnocenou pomocí Berg balance scale a Timed and Go testu po absolvování silového tréninku dolních končetin u seniorů (Granacher et al., 2011).

Ve studii od Ringsberga, Gerdhema, Johanssona a Obranta (1999) se neprokázal žádný vztah mezi svalovou silou dolních končetin a dynamickou rovnováhou u senierek. Měřili maximální svalovou sílu extenzorů a flexorů kolenního kloubu a dorzálních flexorů hlezna pomocí dynamometru. Dynamická rovnováha byla hodnocena pomocí testů na přístrojové dynamické plošině. Dále hodnotili počet kroků a čas při chůzi ve vzdálenosti 30 m. Zjistili, že ženy s vyšší svalovou silou svalů kolene měly kratší délku kroku i pomalejší rychlost chůze.

Dle uvedených studií lze vypožorovat, že svalová síla má vliv na dynamickou rovnováhu. Avšak hodnoty korelací jsou spíše menšího až středního efektu. Navíc byly vždy hodnocené jen některé svalové skupiny. Objevuje se zde trend, že se zvýšenou svalovou silou se zvyšuje i rychlost chůze, což se uvádí jako nepřímý ukazatel i větší stability chůze (Riesenberg et al., 1999).

3 CÍLE, HYPOTÉZY A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této práce je posoudit vztah mezi parametry charakterizující svalovou sílu dolních končetin a parametry stability chůze u různých věkových skupin.

3.2 Dílčí cíle

- posoudit rozdíly ve svalové síle dolních končetin mezi mladými dospělými jedinci a jedinci seniorského věku
- posoudit rozdíly v charakteristikách chůze mezi mladými dospělými jedinci a jedinci seniorského věku
- posoudit vztah svalové síly dolních končetin a symetrii chůze u mladých dospělých jedinců
- posoudit vztah svalové síly dolních končetin a symetrii chůze u jedinců seniorského věku.
- posoudit vztah svalové síly dolních končetin a rychlosti chůze u mladých dospělých jedinců
- posoudit vztah svalové síly dolních končetin a rychlosti chůze u jedinců seniorského věku

3.3 Hypotézy

H1: Maximální moment svalové síly je u všech měřených svalových skupin vyšší u mladých dospělých jedinců než u jedinců seniorského věku.

H2: Svalová práce je u všech měřených svalových skupin vyšší u mladých dospělých jedinců než u jedinců seniorského věku.

H3: Symetrie chůze je u mladých dospělých jedinců lepší než u jedinců seniorského věku.

H4: Rychlost chůze je u mladých dospělých jedinců vyšší než u jedinců seniorského věku.

Poznámka k hypotézám:

Kritéria pro potvrzení hypotézy H1 a H2 je dosažení statisticky významně vyšších hodnot u všech svalových skupin pro moment síly a svalovou práci u mladých dospělých jedinců.

Kritérium pro potvrzení hypotézy H3 je dosažení statisticky významně vyšších hodnot harmonického poměru ve všech třech směrech pohybu u mladých dospělých jedinců.

Kritérium pro potvrzení hypotézy H4 je dosažení statisticky významné hodnoty rychlosti chůze u mladých dospělých jedinců.

Podmínkou potvrzení hypotéz je dokázání statisticky významného rozdílu vždy na hladině $p < 0,05$.

3.4 Výzkumné otázky

V1: Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a harmonickým poměrem (ve vertikálním a antero-posteriorním směru) u mladých dospělých jedinců?

V2: Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a harmonickým poměrem (ve vertikálním a medio-laterálním směru) u mladých dospělých jedinců?

V3: Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a harmonickým poměrem (ve vertikálním a antero-posteriorním směru) u jedinců seniorského věku?

V4: Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a harmonickým poměrem (ve vertikálním a medio-laterálním směru) u jedinců seniorského věku?

V5: Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a rychlostí chůze u mladých jedinců?

V6: Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a rychlostí chůze u jedinců seniorského věku?

4 METODIKA

Diplomová práce byla součástí projektu: "Postural stability and its relationship to the muscle strength of selected muscle groups", který probíhal na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury UP. Metodika výzkumu byla schválena etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1). Před zahájením měření byli všichni jedinci seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas s anonymním využitím naměřených údajů pro výzkumné účely (Příloha 2).

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumu bylo zařazeno 48 zdravých jedinců obou pohlaví, kteří byli rozděleni do dvou skupin dle věku. První skupinu tvořilo 24 jedinců v průměrném věku 22 (± 2) let, průměrné výšky 166,6 ($\pm 7,3$) cm a průměrném body mass index (BMI) 26,60 ($\pm 2,23$) kg.m⁻². V druhé skupině bylo 24 jedinců v průměrném věku 69 (± 7) let, průměrné výšky 167,2 ($\pm 9,2$) cm a průměrném BMI 23,03 ($\pm 3,38$) kg.m⁻².

Kritérium pro vyloučení jedinců ze souboru byl úraz pohybového aparátu dolních končetin, operace dolních končetin za poslední rok, onemocnění vestibulárního systému nebo vertigo. Dále nebyly zařazeni jedinci s neurologickým, ortopedickým onemocněním a jedinci s medikamentózní léčbou ovlivňující stabilitu. Jedinci s kloubním implantátem také nebyly zahrnuti do výzkumu. Všichni jedinci museli být schopni vykonávat běžné denní činnosti bez pomoci, omezení a bolesti.

V rámci exkluzivních kritérií jsme vyšetřovali rovnováhu pomocí klinických testů. Klinické testy zahrnovaly vyšetření vestibulárního aparátu (Rombergův test I., II., III.; Hautantova zkouška, Unetrberg-Fukudova zkouška), mozečkových funkcí (zkouška Steward-Holmes, zkoušky taxie, zkoušky velké a malé asynergie), hlubokého čítí (statestézie, kinestézie), medio-latelární stability (tandemový stoj) (Opavský, 2003). Pokud se ukázal některý z výše vyjmenovaných testů pozitivní, jedinec byl automaticky vyloučen z výzkumu.

4.2 Metodika sběru dat

Každý jedinec podstoupil dvě návštěvy.

Při první schůzce absolvoval jedinec rozhovor pro odebrání zdravotní anamnézy. Při anamnéze byli tázáni na onemocnění, zranění nebo operace pohybového aparátu.

Další otázky směřovaly na neurologické, kardiovaskulární onemocnění a problémy s rovnováhou. Následně proběhlo vyšetření klinických testů na rovnováhu a testování chůze pomocí akcelerometru. Na závěr pak podstoupili familiarizační měření maximální izokinetické síly svalů pravé dolní končetiny s cílem vyzkoušet si specifické testování na izokinetickém přístroji.

Druhou návštěvu absolvovali s týdenním odstupem od úvodní návštěvy. Během druhé schůzky se podrobili testování maximální izokinetické síly svalů obou dolních končetin.

4.3 Charakteristiky měřících zařízení

Svalová síla dolních končetin byla měřena pomocí izokinetického dynamometru IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Německo) a stabilita chůze byla analyzována ze signálů zrychlení akcelerometru Physiolog (GaitUp, Lausanne, Švýcarsko, vzorkovací frekvence 128 Hz).

4.3.1 Postup měření svalové síly dolních končetin

Před každým testováním jedinci podstoupili standardizované rozcvičení pod dohledem fyzioterapeuta nebo zaškolené osoby. Toto rozcvičení zahrnovalo rozehrání v aerobním režimu střední intenzity na bicyklovém ergometru (Heinz Kettler GmbH and Co. KG, Ense-Parsit, Německo) po dobu 5 minut. Poté následovalo 15minutové dynamické a statické cvičení pro mobilizaci kloubů a tonizaci svalstva dolních končetin.

Po rozcvičení následovalo samostatné testování svalové síly dolních končetin. Před začátkem testování byl izokinetický dynamometer kalibrován dle manuálu výrobců a všechny testy byly provedené dle doporučeného postupu výrobce přístroje IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Německo). Testovaly se svalové skupiny pro pohyby v kolenním, hlezenním a kyčelním kloubu. Testování probíhalo v izokinetickém koncentrickém režimu v pořadí flexe/extenze kolenního kloubu, everze/inverze a plantární flexe/dorzální flexe v hlezenním kloubu, flexe/extenze a abdukce/addukce v kloubu kyčelním na obou dolních končetinách.

Izokinetická svalová síla byla testována při rychlosti 60°/s pro pohyby v kyčelním a kolenním kloubu a 30°/s v hlezenním kloubu. Rozsah pohybu pro testování flexorů a extenzorů kolene byl nastavený na 20° až 90° flexe v kolenním kloubu, kdy 0° byla plná extenze v kolenním kloubu. Rozsah pohybu v hlezenním kloubu pro testování

pohybů do inverze a everze byl nastavený na 25° everze až 20° inverze, kdy 0° bylo neutrální postavení v hlezenním kloubu. Rozsah pohybu pro testování plantárních a dorzálních flexorů hlezenního kloubu byl nastavený na 10° dorzální flexe až 35° plantární flexe v hlezenním kloubu, kdy 0° bylo neutrální postavení v hlezenním kloubu. Rozsah pohybu pro testování flexorů a extenzorů kyčelního kloubu byl nastavený na 10° až 100° flexe v kyčelním kloubu, kdy 0° bylo neutrální postavení v kyčelním kloubu. Rozsah pohybu pro testování abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu byl nastavený na 0° až 50° abdukce v kyčelním kloubu, kdy 0° bylo neutrální postavení v kyčelním kloubu. Během testování byla zajištěna fixace těla, tak aby daný pohyb byl prováděn pouze v daném kloubu a pouze danou svalovou skupinou. Výchozí pozice a fixace testovaného jsou znázorněny na fotografiích (Příloha 3 – 7).

Před každým testováním bylo provedeno 3 – 5 submaximálních pokusů jako specifické rozcvičení a pro seznámení s následným testovacím pohybem. Všechny maximální pokusy byly testované čtyřikrát. Mezi každým opakováním byla 15 s přestávka a 2 min. přestávka mezi testovanými končetinami. Mezi jednotlivými testy byla přibližně 5 min. přestávka na relaxaci a přenastavení pozice přístroje. Každý testovaný byl instruován k maximální síle v celém rozsahu pohybu. Jedinci byli motivováni pro maximální úsilí verbální i vizuální zpětnou vazbou v podobě křivky zobrazující moment svalové síly. Během testování měli jedinci pohodlné sportovní oblečení a obuv.

Svalová síla dolních končetin byla charakterizována dvěma proměnnými: maximální moment síly a svalová práce vykonané v každém ze 4 opakováním. Tyto parametry byly normované na tělesnou hmotnost a byly vyčteny ze softwaru, který poskytuje výrobce dynamometru. Ke statistickému vyhodnocení byly využité průměrné hodnoty ze 4 opakování z obou dolních končetin.

4.3.2 Postup měření stability chůze

Měření stability chůze probíhalo pomocí 3D akcelerometru (Physiolog, GaitUp, Lausanne, Švýcarsko). Jedincovi byl umístěn akcelerometr pomocí oboustranné pásky do oblasti bederní páteře ve výšce pátého bederního obratle. Stabilita chůze byla hodnocena během šesti minutové chůze po rovné chodbě v délce 30 m. Na podlaze byla vyznačena vzdálenost 25 m. Jedinci byli instruováni, aby chodili přímo a stabilním

přirozeným tempem. Po překročení značky na podlaze se otočili a pokračovali ve stejné rychlosti. Během testování chůze, měli jedinci pohodlnou sportovní obuv.

Pro charakteristiku chůze byla využita průměrná rychlost a harmonický poměr. Přímá uražená vzdálenost 25 m za časový interval měřený stopkami byla použita k dopočítání rychlosti chůze. Jedinci prošli tuto vzdálenost více jak 10x, rychlost chůze ve všech úsecích byla zprůměrována. Harmonický poměr byl vypočítaný ze signálu zrychlení. Nejprve byly ze signálu vystřižené otočky spolu s jedním chůzovým cyklem předcházejícím a následujícím po otočení. Takto upravený signál byl podroben frekvenční analýze. V prvním kroku byla provedena Fourierova transformace signálu a sestrojení amplitudového spektra. Na základě poměru harmonických frekvencí byly dopočítané harmonické poměry pro každý směr zrychlení. Výpočet proběhl za pomoci softwaru Matlab (R2018a, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

4.4 Statistická analýza dat

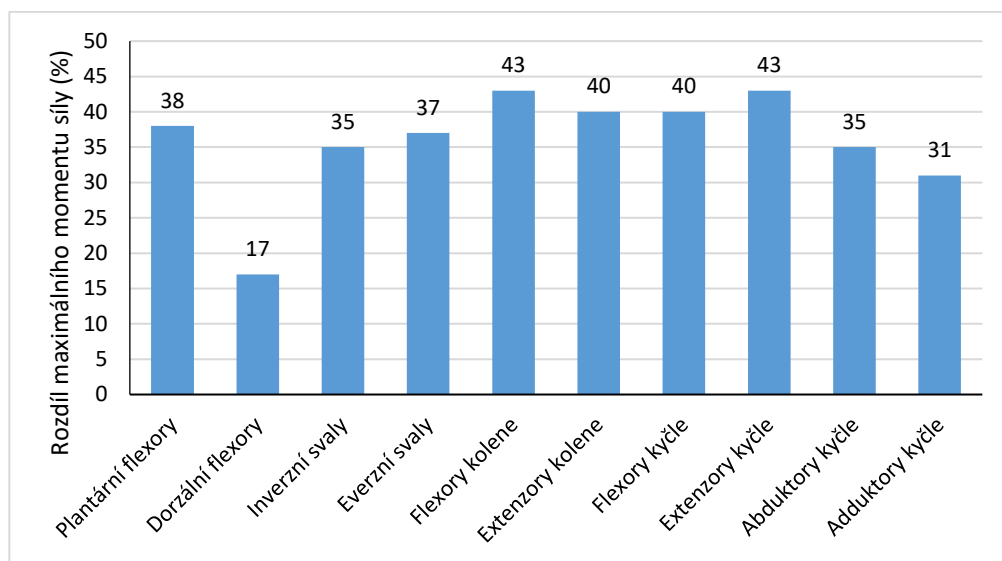
Statistická analýza byla provedena v softwaru Statistica (verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Kolmogorov-Smirnov test normality potvrdil normální rozložení dat. Na porovnání skupin byl proto využitý t-test. Pro zjištění vztahu svalové síly a charakteristik chůze byl využit Pearsonův korelační koeficient. Všechny statistické testy proběhly na hladině statistické významnosti $p = 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledek k hypotéze H1

Maximální moment svalové síly je u všech měřených svalových skupin vyšší u mladých dospělých jedinců než u jedinců seniorského věku.

Maximální moment svalové síly byl u všech měřených svalových skupin u mladých dospělých jedinců statisticky významně vyšší (Tabulka 2). Nejnižší absolutní rozdíl průměru tohoto parametru byl zaznamenán u dorzálních flexorů hlezna. V procentuálním vyjádření je průměr maximálního momentu dorzálních flexorů hlezenního kloubu o 17 % vyšší u měřené skupiny mladých dospělých jedinců. Naopak nejvyšší rozdíl tohoto parametru byl zaznamenán u flexorů kolenního kloubu a extenzorů kyčelního kloubu. V procentuálním vyjádření průměru maximálního momentu flexorů kolenního kloubu a extenzorů kyčelního kloubu je o 43 % vyšší u měřené skupiny mladých dospělých jedinců. Procentuální znázornění rozdílu maximálního momentu svalové síly u všech měřených svalových skupin je znázorněn graficky (Obrázek 15). Na základě výsledků je hypotéza H1 potvrzena.



Obrázek 15. Absolutní rozdíl průměru maximálního momentu síly u skupiny mladých jedinců a jedinců seniorského věku.

Tabulka 2

Maximální moment síly u svalových skupin dolních končetin

Svalové skupiny	Maximální moment síly [Nm.kg ⁻¹]				p
	Skupina mladých dospělých jedinců		Skupina seniorů		
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Plantární flexory	1,56	0,29	0,97	0,28	< 0,001
Dorzální flexory	0,43	0,08	0,35	0,07	0,001
Inverzní svaly	0,34	0,07	0,22	0,05	< 0,001
Everzní svaly	0,31	0,07	0,19	0,05	< 0,001
Flexory kolene	1,42	0,29	0,81	0,20	< 0,001
Extenzory kolene	2,43	0,46	1,45	0,26	< 0,001
Flexory kyčle	1,78	0,47	1,07	0,28	< 0,001
Extenzory kyčle	2,91	0,74	1,67	0,48	< 0,001
Abduktory kyčle	1,53	0,28	1,00	0,30	< 0,001
Adduktory kyčle	1,22	0,27	0,85	0,26	< 0,001

Poznámka. SD – směrodatná odchylka

5.2 Výsledek k hypotéze H2

Svalová práce je u všech měřených svalových skupin vyšší u mladých dospělých jedinců než u jedinců seniorského věku.

Svalová práce byla u všech měřených svalových skupin u mladých dospělých jedinců statisticky významná (Tabulka 3). Nejnižší absolutní rozdíl průměru tohoto parametru byl zaznamenán u dorzálních flexorů hlezna. V procentuálním vyjádření je průměrná svalová práce dorzálních flexorů hlezenního kloubu o 19 % vyšší u měřené skupiny mladých dospělých jedinců. Naopak nejvyšší absolutní rozdíl tohoto parametru

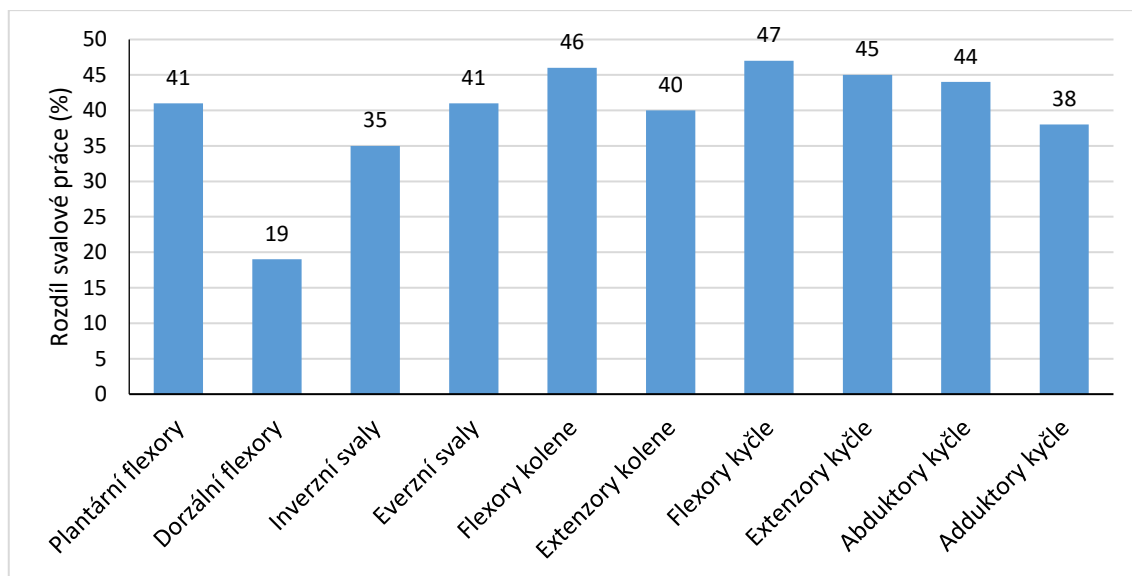
byl zaznamenán u flexorů kyčelního kloubu. V procentuálním vyjádření je průměrná hodnota svalové práce síly flexorů kyčelního kloubu o 47 % vyšší u měřené skupiny mladých dospělých jedinců. Procentuální znázornění rozdílu průměru svalové práce u všech měřených svalových skupin je znázorněn graficky (Graf 2). Na základě výsledků je hypotéza H2 potvrzena.

Tabulka 3

Svalová práce u svalových skupin dolních končetin

Svalové skupiny	Svalová práce [J.kg ⁻¹]				p
	Skupina mladých dospělých jedinců		Skupina seniorů		
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Plantární flexory	0,82	0,15	0,48	0,15	< 0,001
Dorzální flexory	0,25	0,05	0,20	0,04	0,001
Inverzní svaly	0,19	0,05	0,12	0,03	< 0,001
Everzní svaly	0,18	0,05	0,11	0,03	< 0,001
Flexory kolene	1,37	0,29	0,74	0,19	< 0,001
Extenzory kolene	2,14	0,38	1,28	0,23	< 0,001
Flexory kyčle	2,11	0,84	1,11	0,34	< 0,001
Extenzory kyčle	3,23	0,79	1,77	0,57	< 0,001
Abduktory kyčle	0,90	0,17	0,50	0,16	< 0,001
Adduktory kyčle	0,78	0,18	0,49	0,20	< 0,001

Poznámka. SD – směrodatná odchylka



Obrázek 16. Absolutní rozdíl průměru svalové práce u skupiny mladých jedinců a jedinců seniorského věku.

5.3 Výsledky k hypotéze H3

Symetrie chůze je u mladých dospělých jedinců lepší než u jedinců seniorského věku.

Hodnota harmonického poměru byla statisticky významně vyšší u mladých dospělých jedinců pouze ve vertikálním směru. Výsledek poukazuje na to, že symetrie chůze se u těchto skupin se statisticky neliší (Tabulka 4). Na základě výsledků je hypotéza H3 zamítnuta.

Tabulka 4

Hodnoty harmonického poměru u skupiny mladých dospělých jedinců a jedinců seniorského věku

HR	Harmonický poměr				<i>p</i>
	Skupina mladých dospělých jedinců		Skupina seniorů		
	Průměr	SD	Průměr	SD	
Vertikální	9,3	3,1	7,8	2,5	0,002
Medio-laterární	3,3	1,5	2,7	1,3	0,123
Anterio-posteriorní	7,9	3,3	5,2	1,9	0,057

Poznámka. HR – harmonický poměr, SD – směrodatná odchylka

5.4 Výsledky k hypotéze H4

Rychlost chůze je u mladých dospělých jedinců vyšší než u jedinců seniorského věku.

Rychlost chůze u mladých dospělých jedinců ($1,43 \pm 0,16 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) je statisticky významně vyšší ($p = 0,029$) než u jedinců seniorského věku ($1,31 \pm 0,20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

5.5 Výsledky k výzkumné otázce V1

Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a harmonickým poměrem (ve vertikálním a antero-posteriorním směru) u mladých dospělých jedinců?

Ve studii jsme vzhledem k průběhu svalových vláken a stabilizačních funkcí pro hodnocení harmonického poměru ve vertikálním a antero-posteriorním směru vybrali plantární a dorzální flexory hlezenního kloubu, flexory a extenzory kyčelního a kolenního kloubu. Korelace tohoto vztahu byla statisticky významná pouze v případě hodnot svalové práce plantárních flexorů hlezenního kloubu ($r = 0,519$) a flexorů kolenního kloubu ($r = 0,419$) u HR ve vertikálním směru. Ostatní hodnoty korelace byly statisticky nevýznamné, v rozmezí $r = -0,379 - 0,390$ (Tabulka 5).

Tabulka 5

Korelace hodnot mezi svalovou silou a harmonickým poměrem ve směru vertikálním a antero-posteriorním u skupiny mladých dospělých jedinců

Svalové skupiny	Parametry svalové síly	Pearsonův korelační koeficient	
		HR vertikální	HR antero-posteriorní
Plantární flexory	PT	0,390	0,131
	W	0,519*	0,233
Dorzální flexory	PT	0,149	-0,081
	W	0,082	-0,066
Flexory kolene	PT	0,385	-0,166
	W	0,419*	-0,140
Extenzory kolene	PT	0,066	-0,334
	W	0,101	-0,379
Flexory kyčle	PT	0,136	-0,099
	W	0,115	-0,153
Extenzory kyčle	PT	0,129	-0,225
	W	0,149	-0,214

Poznámka. HR – harmonický poměr, PT – maximální moment síly, W – svalová práce, * $p < 0,05$

5.6 Výsledky k výzkumné otázce V2

Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a harmonickým poměrem (ve vertikálním a medio-laterálním směru) u mladých dospělých jedinců?

Ve studii jsme vzhledem k průběhu svalových vláken a stabilizačních funkcí pro hodnocení harmonického poměru ve vertikálním a medio-laterálním směru vybrali inverzní a everzní svaly hlezenního kloubu, abduktory a adduktory kloubu kyčelního. Hodnoty korelace se pohybovaly v rozmezí $r = -0,370 - 0,321$ a byly statisticky nevýznamné (Tabulka 6).

Tabulka 6

Korelace hodnot mezi svalovou silou a harmonickým poměrem ve směru vertikálním a medio-laterálním u skupiny mladých dospělých jedinců

Svalové skupiny	Parametry svalové síly	Pearsonův korelační koeficient	
		HR vertikální	HR medio-laterální
Inverzní svaly	PT	0,321	-0,370
	W	0,278	-0,279
Everzní svaly	PT	-0,005	-0,198
	W	0,131	-0,289
Abduktory kyčle	PT	0,122	-0,265
	W	0,263	-0,278
Adduktory kyčle	PT	-0,032	-0,292
	W	-0,018	-0,190

Poznámka. HR – harmonický poměr, PT – maximální moment sil, W – svalová práce

5.7 Výsledky k výzkumné otázce V3

Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a harmonickým poměrem (ve vertikálním a antero-posteriorním směru) u jedinců seniorského věku?

Korelace byla signifikantní pouze v případě svalové práce ($r = -0,419$) a maximálního momentu ($r = -0,442$) extenzorů kolenního kloubu u HR v antero-posteriorním směru. Ostatní hodnoty korelace byly statisticky nevýznamné, v rozmezí $r = -0,370 - 0,106$ (Tabulka 7).

Tabulka 7

Korelace mezi svalovou silou a harmonickým poměrem ve směru vertikálním a antero-posteriorním u skupiny jedinců seniorského věku

Svalové skupiny	Parametry svalové síly	Pearsonův korelační koeficient	
		HR vertikální	HR antero-posteriorní
Plantární flexory	PT	0,106	-0,273
	W	0,077	-0,245
Dorzální flexory	PT	-0,003	-0,154
	W	-0,056	-0,199
Flexory kolene	PT	-0,144	-0,270
	W	-0,123	-0,316
Extenzory kolene	PT	-0,146	-0,442*
	W	-0,202	-0,419*
Flexory kyčle	PT	-0,103	-0,272
	W	-0,073	-0,248
Extenzory kyčle	PT	-0,032	-0,344
	W	-0,026	-0,369

Poznámka. HR – harmonický poměr, PT – maximální moment sil, W – svalová práce * $p < 0,05$.

5.8 Výsledky k výzkumné otázce V4

Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a harmonickým poměrem (ve vertikálním a medio-laterálním směru) u jedinců seniorského věku?

Hodnoty korelačních koeficientů se pohybovaly v rozmezí $r = -0,263 - 0,331$ a byly statisticky nevýznamné (Tabulka 8).

Tabulka 8

Korelace mezi svalovou silou a harmonickým poměrem ve směru vertikálním a medio-laterálním u skupiny jedinců seniorského věku

Svalové skupiny	Parametry svalové síly	Pearsonův korelační koeficient	
		HR vertikální	HR medio-laterální
Inverzní svaly	PT	0,331	-0,263
	W	0,330	-0,243
Everzní svaly	PT	0,109	-0,216
	W	0,105	-0,236
Abduktory kyčle	PT	0,042	-0,034
	W	0,051	-0,055
Adduktory kyčle	PT	0,045	-0,065
	W	-0,013	-0,113

Poznámka. HR – harmonický poměr, PT – maximální moment sil, W – svalová práce

5.9 Výsledky k výzkumné otázce V5

Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a rychlostí chůze u mladých jedinců?

U skupiny mladých dospělých jedinců se korelace mezi svalovou silou svalů dolních končetin a rychlostí chůze pohybovala v rozmezí $r = -0,107 - 0,360$. Statisticky významná nebyla u žádné svalové skupiny (Tabulka 9).

Tabulka 9

Korelace mezi svalovou silou a rychlostí chůze u skupiny mladých dospělých jedinců

Svalová skupina	Pearsonův korelační koeficient	
	Parametry svalové síly	Průměrná rychlost
Plantární flexory	PT	0,227
	W	0,360
Dorzální flexory	PT	0,177
	W	0,206
Inverzní svaly	PT	0,098
	W	0,115
Everzní svaly	PT	0,068
	W	0,096
Flexory kolene	PT	0,080
	W	0,137
Extenzory kolene	PT	-0,054
	W	-0,029
Flexory kyčle	PT	0,116
	W	-0,038
Extenzory kyčle	PT	0,022
	W	0,047
Abduktory kyčle	PT	0,175
	W	0,289
Adduktory kyčle	PT	-0,107
	W	-0,016

Poznámka. PT – maximální moment sil, W – svalová práce

5.10 Výsledky k výzkumné otázce V6

Jaký je vztah mezi svalovou silou vybraných skupin svalů dolních končetin (popsanou maximálním momentem síly a svalovou prací) a rychlostí chůze u jedinců seniorského věku?

Statisticky významná korelace mezi svalovou silou svalů dolních končetin a rychlostí chůze se v této skupině objevila u několika svalových skupin. Konkrétně u plantárních flexorů hlezenního kloubu činila u hodnot maximálního momentu $r = 0,415$ a svalové práce $r = 0,417$. Dále byla pozorována u inverzních svalů hlezenního kloubu a to u hodnot parametru maximálního momentu sil ($r = 0,505$) a u everzních svalů hlezna u hodnot parametru maximálního momentu ($r = 0,448$) a svalové práce ($r = 0,439$). Hodnota korelace u flexorů kyčelního kloubu byla stejná u obou parametrů svalové síly ($r = 0,604$). U extenzorů kyčelního kloubu byla nalezena u maximálního momentu síly ($r = 0,586$) a svalové práce ($r = 0,611$). Poslední statisticky významná korelace se objevila u abduktorů kyčelního kloubu u parametru maximálního momentu síly ($r = 0,579$) a svalové práce ($r = 0,616$). Ostatní hodnoty korelačních koeficientů byly statisticky nevýznamné v rozmezí ($r = 0,135 - 0,400$) (Tabulka 10).

Tabulka 10

Korelace mezi svalovou silou a rychlostí chůze u skupiny jedinců seniorského věku

Svalová skupina	Pearsonův korelační koeficient	
	Parametry svalové síly	Průměrná rychlost
Plantární flexory	PT	0,415*
	W	0,417*
Dorzální flexory	PT	0,135
	W	0,234
Inverzní svaly	PT	0,505*
	W	0,398
Everzní svaly	PT	0,448*
	W	0,439*
Flexory kolene	PT	0,321
	W	0,400
Extenzory kolene	PT	0,258
	W	0,311
Flexory kyčle	PT	0,604*
	W	0,605*
Extenzory kyčle	PT	0,586*
	W	0,611*
Abduktory kyčle	PT	0,579*
	W	0,616*
Adduktory kyčle	PT	0,190
	W	0,149

Poznámka. PT – maximální moment sil, W – svalová práce, * $p < 0,05$

6 DISKUZE

Předmětem této práce bylo zhodnotit vztah mezi parametry charakterizující svalovou sílu dolních končetin a stabilitu chůze u různých věkových skupin. Dále bylo cílem porovnat zvláště svalovou sílu a stabilitu chůze mezi těmito skupinami navzájem. Výzkumný soubor byl rozdělen na skupinu mladých dospělých jedinců a skupinu jedinců seniorského věku. Na základě navržených hypotéz a výzkumných otázek můžeme zhodnotit, že v naší studii se prokázala statisticky významně větší svalová síla u všech měřených svalových skupin u mladých dospělých jedinců. Přesto se stabilita chůze mezi skupinami statisticky významně nelišila. Statisticky lepší stabilita byla zaznamenána u mladých jedinců pouze ve vertikálním směru. Při hodnocení vztahu mezi svalovou silou dolních končetin a stabilitou mladých dospělých jedinců byl zjištěn statisticky významný vztah pouze u dvou svalových skupin. Kladný korelační vztah ve vertikálním směru byl zjištěn u plantárních flexorů hlezna a flexorů kolenního kloubu. U jedinců seniorské věku se prokázala statisticky významná hodnota negativní korelace mezi svalovou skupinou extenzorů kolene v anterio-posteriorním směru. Další zajímavý kontrast výsledků mezi skupinami byl zaznamenán při hodnocení vlivu svalové síly dolních končetin na rychlosti chůze, kdy se potvrdil předpoklad, že chůze mladých jedinců byla v porovnání s jedinci seniorského věku signifikantně rychlejší. Ovšem korelace mezi parametry svalové síly dolních končetin a rychlostí se ukázala statisticky významná jen u jedinců seniorského věku, a to u většiny měřených svalových skupin.

6.1 Diskuze k hypotézám H1 a H2

Ve studii se prokázala statisticky významná vyšší svalová síla (obou měřených parametrů: W, PT) u všech měřených svalů dolních končetin u skupiny mladých jedinců. Vědecky je prokázáno, že svalová síla klesá s vyšším věkem v rámci procesů spojené se stárnutím (Rokyta, 2016). Degenerativní procesy zahrnují zmenšení i redukci svalových vláken a to převážně typu II. (Yu, et al., 2007; Verdijk et al., 2007). Dále dochází k negativní rovnováze mezi tvorbou a rozpadem svalového proteinu (Murton et al., 2008). Změny se týkají i neurofyziologického procesu svalové kontrakce, kdy se zpomaluje nervový přenos (Tieland et al., 2018) V svalové tkáni se zvyšuje infiltrace adipózní tkáně (Delmonico et al., 2009; Kragstrup et al., 2011). S procesem stárnutím je snižena elasticita šlach a zvýšená fibrotizace (Mann et al., 2011). Dokonce již od 20. věku se snižuje i anaerobní kapacita svalových vláken, která má vliv na svalový výkon (Fleg et al., 2005). Přesto všechny studie od De Vita & Hortobagyi (2000) prokázala

vyšší parametry svalové síly u extensorů kyčle ve srovnání s mladými jedinci. Naopak síla plantárních flexorů byla v porovnání nižší, shoduje se tedy i s našimi výsledky. Morse et al. (2004) uvádí, že roli snížené svalové síly plantárních flexorů může být v důsledku snížené pohybové aktivity. Judge, Davis a Ounpuu (1996) dokázali, že dochází k snížení svalové síly plantárních flexorů hlezna u seniorů až o 30 %, což má vliv na zpomalení chůze a zvýšení mechanické práce extenzorů kyčle během fáze konečného stoje chůze. V naší studii se ukázala snížená svalová síla plantárních flexorů u jedinců seniorského věku o 38 % u svalového momentu a 41 % u svalové práce ve srovnání se skupinou mladých dospělých jedinců. Studie zkoumající izokinetickou svalovou sílu u extensorů a flexorů kolene u mužů seniorského věku v rámci longitudinální studie (po dobu 12 let) zjistili, že u těchto jedinců klesla svalová síla o 23 – 29 % (Frontera et al., 2000). Dle prozkoumaných studií lze usoudit, že na sníženou svalovou sílu má tedy hlavní vliv věkový faktor.

6.2 Diskuze k hypotéze H3

Dle harmonického poměru lze hodnotit symetrii chůze na základě dat zrychlení trupu ve třech směrech. Výsledky naší studie naznačují, že symetrie chůze se mezi jedinci mladými a seniorského věku neliší. Podobné výsledky zaznamenala i studie od Menz et al. (2004), kdy srovnávala také zdravé jedince těchto dvou věkových skupin. Studie nezaznamenala ani v jednom směru žádný statisticky významný rozdíl mezi těmito skupinami. Kavanagh et al. (2005) vyšetřovali chůzi preferovanou rychlostí u zdravých mladých mužů a seniorů. Zjistili nižší hodnoty HR v medio-laterálním směru, ačkoliv rychlost chůze obou skupin byla podobná. V naší studii jsme prokázali statisticky významný rozdíl pouze ve vertikálním směru. Jiná studie Lowry et al. (2012) zaznamenala při chůzi rozdíl u starších jedinců v antero-posteriorním směru. Tento jev ve srovnání s výše zmíněnou studií autoři vysvětlují rozdílnou mobilitou jedinců seniorského věku a pomalejší chůzí.

Zda má rychlost vliv na hodnoty HR je stále nejasné. Několik studií zkoumající tento vztah u mladých dospělých jedinců jej hodnotila jako převrácené U pro všechny směry pohybu. Nejvyšší hodnoty dosahovaly při preferované rychlosti, naopak při nízké a vysoké rychlosti chůze byly hodnoty HR nižší (Menz et al., 2003; Latt, Menz, Fung, & Lord, 2008). Jiní autoři zjistili, že hodnoty HR ve vertikálním a antero-posteriorním směru jsou nejvyšší při preferované rychlosti mladých mužů (Kavanagh, Barrett, & Morrison, 2006). Zatímco další studie, která hodnotila HR u preferované a vyšší

rychlosti chůze u mladých a starších žen, zaznamenala nižší hodnoty ve vertikálním a medio-laterálním směru, bez změn v antero-posteriorním směru (Mazzà, Iosa, Pecoraro, & Cappozzo, 2008). Tyto rozdílné poznatky mohou být způsobeny pohlavím, rozdílnou metodikou studií nebo rychlostí chůze. Auvient et al. (2002) uvádí, že zrychlení ve vertikálním směru klesá v šestém a sedmém deceniu. Tato změna je nezávislá na pohlaví, nicméně dále zmiňuje, že to může být způsobeno i nižší rychlostí chůze v závislosti na věku, což se projevilo i v naší studii. Je tedy pravděpodobné, že rychlost chůze může ovlivnit symetrii chůze i ve vertikálním směru.

6.3 Diskuze k hypotéze H4

Rychlost chůze byla statisticky významně vyšší u mladých jedinců než u jedinců seniorského věku. Toto tvrzení se potvrdilo i u dalších studií (Smith, Lelas, & Kerrigan, 2002; Ko, Tolea, Hausdorff, & Ferrucci, 2011; Kobayashi et al., 2016). Pokles rychlosti se zvyšujícím se věkem bývá ve studiích popisován jako jedna z nejvíce konzistentních změn (Ko et al., 2010). Společně s nižší rychlostí chůze se prodlužuje stejná fáze a období fáze dvojí opory (Beauchet et al., 2017). Jedno z vysvětlení nižší rychlosti chůze u jedinců seniorského věku je, že je to adaptační strategie pro zachování stability chůze, která se s procesem stárnutí zmenšuje (Bailey, 2018). Další z faktorů může být i snížená svalová síla dolních končetin, která se prokázala i v naší studii.

6.4 Diskuze k výzkumným otázkám V1 a V2

Ze všech měřených svalových skupin se prokázala statisticky významná hodnota pouze u dvou svalových skupin. Pozitivní korelace se objevila mezi svalovou prací plantárních flexorů ($r = 0,519$), flexorů kolenního kloubu ($r = 0,419$) a stabilitou chůze ve vertikálním směru. Z pozitivní korelace vyplývá, že s větší svalovou silou těchto svalových skupin se zvyšuje i stabilita chůze ve vertikálním směru.

Z pohledu chůzového cyklu, tak plantární flexory mohou ovlivnit stejnou fázi cyklu. Jejich aktivita se odhaduje na prvních 40 % chůzového cyklu, kdy ve fázi postupného zatěžování pasivně pokládají chodidlo a ve fázi středního stoje svou aktivitou brzdí pohyb do dorzální flexe v hleznu. V rámci fáze konečného stoje elevují patu (Perry & Burnfield, 2010). V literatuře se uvádí, že mají převážně vliv na antero-posteriorní stabilitu, kdy hodnoty v naší studii nebyly v tomto směru statisticky významné. Nicméně ve vertikální směru hrají také svou roli, když zajišťují stabilizaci kolenního kloubu při stejné fázi a dále bývají spojováni s propulzní funkcí zvedající celé

tělo od podložky směrem dopředu a vzhůru (Véle, 2006). Svalová práce flexorů kolene se uplatňuje v chůzovém cyklu ve fázi počátečního kontaktu, kde brání hyperextenzi kolenního kloubu. Ve fázi počátečního švihů flektují koleno a dochází k uvolnění chodidla. Při fázi konečného švihů působí excentricky na kolenní kloub (Perry & Burnfield, 2010).

V literatuře se objevují studie, které jsou zaměřeny převážně na svalovou sílu a statickou rovnováhu u mladých zdravých jedinců (Katayama et al., 2004; Izquierdo et al., 1999; Oshita & Yano, 2012). Velmi málo studií zkoumá svalovou sílu a dynamickou stabilitu u této skupiny. Ani v jedné z nalezených studií od McCurdyho a Langforda (2006), Granchara, Grubera a Gollhofera (2010) nebo Muehlbauera, Gollhofera a Granachera (2013), kteří zkoumali tento vztah, nebyla nalezena žádná významná korelace. Výsledky se shodovaly i přesto, že v žádné zmíněné studii nebyla použita stejná metodika měření při zkoumání tohoto vztahu. Dynamickou rovnováhu hodnotili při chůzi na běžeckém pásu a srovnávali ji s izometrickou svalovou silou (Granacher et al., 2010). Dále měřili dynamickou rovnováhu při stožení na balanční desce a porovnávali ji se svalovou prací měřenou při vykonání dřepu. Muehlbauer et al. (2013) použili k hodnocení dynamické stability balanční desku (GKS 1000; IMM, Mittweida, Německo) a porovnávali ji s izometrickou svalovou silou dolních končetin. Na základě těchto výsledků se zdá, že svalová síla dolních končetin u mladých dospělých jedinců hraje velmi malou roli při dynamické rovnováze. Toto tvrzení lze uplatnit i u naší studie, kdy statisticky významná korelace u měřených proměnných se potvrdila pouze u dvou svalových skupin z deseti měřených.

6.5 Diskuze k výzkumným otázkám V3 a V4

U jedinců seniorského věku se ze všech měřených svalových skupin prokázala statisticky významná hodnota pouze u extenzorů kolenního kloubu. U této svalové skupiny jsme mohli pozorovat negativní korelaci svalové síly a stability chůze v antero-posteriorním směru. Negativní korelace se projevila u obou měřených parametrů svalové síly a nebyl mezi nimi velký rozdíl. U momentu síly činila -0,442 a u svalové práce - 0,419. Z negativní korelace vyplývá, že s větší svalovou silou extenzorů kolene se snižuje stabilita chůze v antero-posteriorním směru u jedinců v seniorském věku.

V kontrastu s naší studií můžeme nalézt v studiích od autorů Baskurt et al. (2018); Carter et al. (2002), Moxley Scarborough et al. (1999) a Whipple et al. (1987) pozitivní korelaci extenzorů kolene a dynamické rovnováhy. Kromě jiného se signifikantní pozitivní korelace prokázala i u dalších svalových skupin: extenzorů kyčle (Baskurt et al., 2018; Kang & Dingwell, 2008), dorzálních flexorů hlezna (Baskurt et al., 2018; Fukagawa et al., 1995; Whipple et al., 1987), plantárních flexorů (Fukagawa et al., 1995; Melzer et al., 2009; Spink et al., 2011; Whipple et al., 1987), inverzních svalů hlezna (Spink et al., 2011). Naopak ve studii od Risenberga (1999) se neprojevila žádná významná korelace mezi dynamickou stabilitou a svalovou silou plantárních a dorzální flexorů hlezna, flexorů a extenzorů kolene u žen seniorského věku.

Na rozdíl od mladých jedinců se vyskytuje větší množství studií, které zkoumají tento vztah. Opět je zde však ve studiích široká škála metod měření pro zhodnocení dynamické rovnováhy. Ve většině případů byla rovnováha byla měřena pomocí různých typů funkčních testů a dotazníku, dynamických plošin (Berg balance scale, Timed Up and Go Test, Reach test, Timed eight run) (Baskurt et al., 2018; Carter et al., 2002; Fukagawa et al., 1999; Spink et al., 2011). Na základě různorodých výsledků a metod měření nelze jednoznačně určit, zda svalová síla dolních končetin má vliv na stabilitu chůze. Dle naší studie se tento vztah u jedinců seniorského věku, až na jednu svalovou skupinu, neprokázal.

6.6 Diskuze k výzkumným otázkám V5 a V6

Vztah mezi rychlostí chůze a svalovou silou dolních končetin u měřených skupin se prokázal být zcela rozdílný. U mladých jedinců se neprokázal žádný vliv na rychlost chůze ani u jedné z testovaných svalových skupin. Zatímco u jedinců seniorského věku se prokázal tento vztah statisticky významný u většiny svalových skupin, kromě dorzálních flexorů hlezna, flexoru a extenzorů kolene. Studie zabývající se tímto vztahem prokazují nelineární závislost tohoto vztahu. Ukázalo se, že vyšší svalová síla dolních končetin neovlivňuje rychlost chůze. A naopak u jedinců s nižší svalovou silou dolních končetin se vliv na rychlost ukazuje (Buchner et al., 1996). Toto tvrzení je v souladu i s našimi výsledky studie. Otázkou je, kde se nachází hranice svalové síly, která už bude či nebude ovlivňovat rychlost chůze.

Studie zkoumající seniorskou populaci měly velmi podobné výsledky s naší studií. Také zde se prokázal vztah mezi svalovou silou a rychlostí chůze u flexorů a

extenzorů kyčelního kloubu (Burnfield et al., 2006; Uematsu et al., 2014) a plantárních flexorů hlezna (Burnfield et al., 2006; Judge et al., 1996; Spink et al., 2011; Uematsu et al., 2014). Burnfield et al. (2006) dokonce uvádí extenzory kyčelního kloubu jako prediktor rychlosti chůze.

V kontrastu s naší studií jsou výzkumy zkoumající tento vztah u jedinců seniorského věku. Dávají zde do souvislosti rychlejší chůzi s vyšší svalovou silou extenzorů kolene (m. quadriceps femoris) (Callisaya et al., 2009; Forte et al., 2013; Granacher et al., 2011; Holviala et al., 2006; Menz et al., 2005; Sallinen et al., 2006) a dorzálními flexory hlezna (Menz et al., 2003; Shin et al., 2012; Spink et al., 2011; Uematsu et al., 2014). Odlišné výsledky oproti naší studii mohly být způsobeny kratší vzdáleností pro testování chůze u výše zmíněných studií.

V souvislosti s rychlostí chůze u seniorů jsou provedeny studie, které prokazují signifikantní zrychlení chůze po intervenci zaměřenou na svalovou sílu dolních končetin. Pozitivní efekt se prokázal u silového tréninku, který probíhal dle studií od 10 do 21 týdnů (Granacher et al., 2011; Hess & Woollacott, 2005; Jarkko et al., 2006).

V žádné ze studií nebyl zkoumán tento vztah u adduktorů a abduktorů kyčelního kloubu, proto nelze tyto parametry srovnat a posoudit. V literatuře se uvádí, že tyto dvě svalové skupiny mají při chůzi funkci stabilizační a antigravitační. Zajišťují tak stabilizaci pánve při stožení na jedné dolní končetině a vzpřímení těla (Véle, 2006).

6.7 Klinické shrnutí

Se zvyšujícím se věkem dochází k poklesu svalové síly a posturální jistoty. V mnoha případech to může vyústit pádem, kdy je známo, že více než 30 % jedinců ve věku nad 65 let udává pád minimálně jednou ročně (Tang & Woolcat, 1996). Strach z pádu pak často vede k snížení pohybových aktivit, které vede k dekonkci a snížení svalové síly. Dále může vést k snížení rychlosti chůze (Scott et al., 2014). Dle našeho výzkumu lze soudit, že u zdravých jedinců má na stabilitu chůze hodnota maximální síly různých svalových skupin dolní končetiny jen minimální vliv. Jeden z faktorů, který mohl hrát roli, byl zvolený povrch pro testování chůze. Rovný povrch, bez jakýchkoliv překážek, bez nějakých výraznějších vnějších vlivů, v dobrých světelných podmínkách a v plné koncentraci na chůzi, mohl být pro zjištění vztahu mezi svalovou silou a stabilitou chůze pro testované věkové skupiny málo náročný. Například ve studii autorů Zecevic, Salmoni, Speechley, & Vandervoort, (2006) senioři označili jako důvody

příčiny pádu zhoršenou rovnováhu, vliv počasí, nepozornost, zdravotní stav, kvalitu povrchu nebo neznámé prostředí.

Naopak u starších jedinců jsme mohli pozorovat nižší rychlost, která už mnohem více souvisela se svalovou silou dolních končetin. Pomalejší chůze také bývá někdy vysvětlována jako důvod pro zachování lepší stability a to díky menšímu vychýlení těžiště. Snížená rychlost chůze může mít v běžném životě za následek ujití kratší vzdálenosti. Tento fakt pak do budoucna může přispět k snížení pohybové aktivity a následně může vést k zvyšování dekondice (Rubenstein, 2006).

V klinické praxi fyzioterapeuta lze pro prevenci zhoršení stability chůze, využít komplexní terapii. Terapie by měla být zaměřena jak na posílení svalů dolních končetin, která se prokazuje efektivní pro zrychlení chůze, tak na nácvik chůze a rovnováhy v různých podmínkách.

6.8 Limity studie

Jako jeden z limitů bych zmínila dobrou zdatnost skupiny jedinců seniorského věku, která mohla ovlivnit výsledky měřeného vztahu. U obou skupin byla stěžejní motivace pro vyvinutí maximální svalové síly během testování. Další z faktorů by mohl být, že svalová síla byla měřena pouze v koncentrickém režimu. Při chůzi jsou aktivovány svaly nejen koncentricky, ale i excentricky a izometricky. Z hlediska praktické interpretace výsledků, mohl být limitací pro hodnocení stability chůze zvolený prostor uvnitř budovy s rovným povrchem. Tento způsob testování nemusí zcela vypovídat o stabilitě chůze během běžných denních aktivit, kdy při zhoršené stabilitě se zvyšuje riziko pádu.

7 ZÁVĚR

Na základě 4 definovaných hypotéz a 6 výzkumných otázek jsme došli k následujícím poznatkům.

Svalová síla dolních končetin byla statisticky významně vyšší u mladých dospělých jedinců ve srovnání s jedinci seniorského věku. Stabilita chůze se mezi skupinami statisticky významně lišila pouze ve vertikálním směru. Při hodnocení vztahu svalové síly dolních končetin a stability chůze se u mladých dospělých jedinců prokázala statisticky významná pozitivní korelace u svalové skupiny plantárních flexorů hlezna a flexorů kolenního kloubu ve vertikálním směru. U jedinců seniorského věku se prokázala statisticky významná negativní korelace u svalové síly extenzorů kolene v antero-posteriorním směru. Dále se prokázala statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze a svalovou silou u většiny svalových skupin u jedinců seniorského věku. U mladých jedinců se tento vztah neprokázal.

Dle studie lze soudit, že s věkem se snižuje svalová síla dolních končetin, která ale nemá velký vliv na stabilitu chůze. Větší vliv má svalová síla dolních končetin na rychlost chůze, ale pouze u jedinců seniorského věku.

8 SOUHRN

Tato diplomová práce se zaměřuje na vztah svalovové síly dolních končetin a stabilitu chůze u různých věkových skupin. Cílem bylo posoudit tyto vztahy u dvou věkových skupin. Práce zahrnuje i posouzení vlivu věku na svalovou sílu dolních končetin a charakteristiky chůze.

V rámci teoretické části se práce zabývá charakteristikou jednotlivých fází chůze, kinematikou trupu při chůzi a možnostmi hodnocení chůze. Zabírá se také svalovou silou a změnami způsobené procesem stárnutí. Na závěr jsou shrnuty poznatky o vztahu svalové síly dolních končetin a dynamickou rovnováhou.

Výzkumu se zúčastnilo 24 zdravých mladých dospělých jedinců průměrného věku 22 ± 2 let a 24 seniorů průměrného věku 69 ± 7 let. Testování svalové síly proběhlo pomocí izokinetického dynamometru IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Německo). Svalová síla byla testována v režimu koncentrické svalové kontrakce. Měřena byla maximální izokinetická svalová síla plantárních a dorzálních flexorů, inverzních a everzních svalů hlezenního kloubu, flexorů a extenzorů kolenního kloubu, flexorů, extenzorů, abduktorů a adduktorů kloubu kyčelního. Svalová síla byla hodnocena pomocí maximálního momentu síly a svalové práce. Stabilita chůze byla hodnocena během šesti minutové chůze přirozenou rychlostí. Stabilita byla měřena pomocí 3D akcelerometru (Physiolog, GaitUp, Lausanne, Švýcarsko) umístěného ve výšce pátého bederního obratle. Pro charakteristiku chůze byla využita průměrná rychlost a harmonický poměr. K určení závislosti měřených parametrů byl využit Pearsonův korelační koeficient.

Výsledky prokazují statisticky významně vyšší hodnoty svalové síly u mladých jedinců v porovnání s jedinci seniorského věku. Naopak stabilita chůze se mezi skupinami statisticky nelišila. Vztah mezi svalovou silou dolních končetin a stabilitou chůze se prokázal u většiny svalových skupin statisticky nevýznamný. Výjimkou byly plantární flexory hlezenního kloubu a flexory kolenního kloubu mladých dospělých jedinců, kdy se prokázala pozitivní korelace. Korelace v kladných hodnotách naznačuje, že se zvýšenou svalovou silou těchto svalových skupin se zlepšuje i stabilita chůze. U jedinců seniorského věku byl statisticky významný korelační vztah pouze u extenzorů kolenního kloubu. Korelace nabývala záporných hodnot. Vztah mezi svalovou silou a rychlostí chůze se u skupiny mladých dospělých

jedinců statisticky neprokázal. Naopak u jedinců seniorského věku byl tento vztah statisticky významný u osmi z deseti měřených svalových skupin. Na základě výsledků lze usoudit, že svalová síla dolních končetin nemá výrazný vliv na stabilitu chůze, nezávisle na věku. Naopak se prokázal věkový rozdíl u vztahu svalové síly a rychlosti chůze.

9 SUMMARY

This master's thesis is focused on the relationship between lower limb muscle strength and walking stability in two different age groups. It also includes an assessment of the impact of age on the muscle strength of lower limbs and gait.

In the theoretical part, the thesis deals with the characteristics of individual phases of a gait cycle, kinematics of the trunk during gait and other gait assessment. It also takes into consideration muscle strength and changes caused by aging. In the last part, findings on the relationship of lower limb muscle strength and the dynamic stability are summarized.

24 young adults, of average age 22 ± 2 years, and 24 elderly, of average age 69 ± 7 years participated in the research. Exclusion study criteria were: balance disorder; neurological, cardiovascular or orthopaedic diseases; undergoing a musculoskeletal operation in the last two years; endoprosthesis joint on the lower extremity.

Muscle strength testing was performed using the IsoMed 2000 isokinetic dynamometer (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). Muscle strength was tested in concentric muscle contraction. Maximum isokinetic muscle strength of ankle plantar and dorsal flexors, ankle invertors and evertors, knee flexors and extensors, hip flexors and extensors, hip abductors and adductors were measured. Muscle strength was assessed using the peak torque and muscle work. Walking stability was assessed over a six-minute walk at preferred speed. Stability was measured using a 3D accelerometer (Physiolog, GaitUp, Lausanne, Switzerland) located on the lower trunk at the height of the fifth lumbar vertebra. The average speed and harmonic ratio were used for gait characterisation. The Pearson correlation coefficient was used to determine the dependence of the measured parameters.

The results showed statistically significantly higher muscle strength in young individuals compared to elderly adults. On the other hand, gait stability was statistically significant only in vertical direction in young adults compared to elderly. The relationship between lower limb muscle strength and gait stability was statistically insignificant in most muscle groups. The exceptions were ankle plantar flexors and knee flexors of young adults, with positive correlation. Correlation in positive values suggests that gait stability is improved with increased muscle strength of these muscle groups. In the group of elderly, the correlation was statistically significant only in the

case of knee extensors. The correlation was negative. The relationship between muscle strength and gait speed was statistically demonstrated in the group of young adults. On the contrary, in the case of seniors, this relationship was statistically significant in six out of ten muscle groups measured. Based on the results, the conclusion can be drawn that the muscle strength of the lower limb does not affect the stability of the walking, regardless of age. Conversely, the age difference between muscle strength and walking speed was shown.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aagaard, P., Suetta, C., Caserotti, P., Magnusson, S. P., & Kjær, M. (2010). Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *20*(1), 49–64.
- Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D., & Barrey, E. (2002). Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait & Posture*, *16*(2), 124–134. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00203-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00203-X)
- Bailey, C. A., Corona, F., Piloni, G., Porta, M., Fastame, M. C., Hitchcott, P. K., ... Côté, J. N. (2018). Sex-dependent and sex-independent muscle activation patterns in adult gait as a function of age. *Experimental Gerontology*, *110*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2018.05.005>
- Bastlová, P. (2013). *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Beauchet, O., Allali, G., Sekhon, H., Verghese, J., Guilain, S., Steinmetz, J. P., ... & Grenier, S. (2017). Guidelines for assessment of gait and reference values for spatiotemporal gait parameters in older adults: The biomathics and canadian gait consortiums initiative. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*, 353.
- Beijersbergen, C. M. I., Granacher, U., Vandervoort, A. A., DeVita, P., & Hortobágyi, T. (2013). The biomechanical mechanism of how strength and power training improves walking speed in old adults remains unknown. *Ageing Research Reviews*, *12*(2), 618–627. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2013.03.001>
- Bellanca, J. L., Lowry, K. A., VanSwearingen, J. ., Brach, J. S., & Redfern, M. S. (2013). Harmonic ratios: A quantification of step to step symmetry. *Journal of Biomechanics*, *46*(4), 828–831. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.12.008>

- Bisi, M. C., Riva, F., & Stagni, R. (2014). Measures of gait stability: Performance on adults and toddlers at the beginning of independent walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *11*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-131>
- Blake, A. J., Morgan, K., Bendall, M. J., Dallosso, H., Ebrahim, S. B., Arie, T. H., ... Bassey, E. J. (1988). Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age and Ageing*, *17*(6), 365–372.
- Bonnefoy-Mazure, A., & Stéphane, A. (2015). In : orthopedic management of children with cerebral palsy. *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy*, (January 2015), 200–211.
- Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in Human Performance*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Buchner, D. M., Larson, E. B., Wagner E. H, Koepsell T.D., & de Lateur B.J. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age and Ageing*, *25*(5), 386–391.
- Burnfield, J. M., Josephson, K. R., Powers, C. M., & Rubenstein, L. Z. (2000). The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *81*(9), 1153–1157. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.7174>
- Busse, M. E., Wiles, C. M., & van Deursen, R. W. M. (2006). Community walking activity in neurological disorders with leg weakness. *Journal of Neurology, Neurosurgery, And Psychiatry*, *77*(3), 359–362.
- Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., McGinley, J. L., Lord, S. R., & Srikanth, V. K. (2009). A population based study of sensorimotor factors affecting gait in older people. *Age and Ageing*, *38*(3), 290–295. <https://doi.org/10.1093/ageing/afp017>

- Carter, N. D., Khan, K. M., Mallinson, A., Janssen, P. A., Heinonen, A., Petit, M. A., & McKay, H. A. (2002). Knee extension strength is a significant determinant of static and dynamic balance as well as quality of life in older community-dwelling women with osteoporosis. *Gerontology*, *48*(6), 360–368.
- Cimolin, V., Cau, N., Sartorio, A., Capodaglio, P., Galli, M., Tringali, G., ... Massimiliano Pau, M. (2019). Symmetry of gait in underweight, normal and overweight children and adolescents. *Sensors*, (9), 2054. <https://doi.org/10.3390/s19092054>
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. *Gait and Posture*, *5*(1), 6–12. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01066-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01066-1)
- Culhane, K. M., O'Connor, M., Lyons, D. & Lyons, G. M. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Aging*, *34*(6), 556 – 560.
- Delmonico, M. J., Harris, T. B., Visser, M., Park, S. W., Conroy, M. B., Velasquez-Mieyer, P., ... Health, Aging, and Body (2009). Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. *The American Journal of Clinical Nutrition*, *90*(6), 1579–1585. <https://doi.org/10.3945/ajcn.2009.28047>
- DeVita, P., & Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*, *88*(5), 1804–1811.
- Dylevský, I. (2009). *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton.
- Fleg, J. L., Morrell, C. H., Bos, A. G., Brant, L. J., Talbot, L. A., Wright, J. G., & Lakatta, E. G. (2005). Accelerated longitudinal decline of aerobic capacity in healthy older adults. *Circulation*, *112*(5), 674–682.

- Forte, R., Pesce, C., Leite, J. C., De Vito, G., Gibney, E. R., Tomporowski, P. D., & Boreham, C. A. G. (2013). Executive function moderates the role of muscular fitness in determining functional mobility in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 25(3), 291–298. <https://doi.org/10.1007/s40520-013-0044-7>
- Frontera, W. R., Hughes, V. A., Fielding, R. A., Fiatarone, M. A., Roubenoff, R. & Evans, W. J. (2000). Aging of skeletal muscle: A 12-yr longitudinal study. *Journal of Applied Physiology*, 88(4), 1321–1326.
- Grabiner, P. C., Biswas, S. T., & Grabiner, M. D. (2001). Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 31–35. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001>.
- Granacher, U., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2010). Force production capacity and functional reflex activity in young and elderly men. *Aging Clinical and Experimental Research*, 22(5–6), 374–382. <https://doi.org/10.3275/6706>
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Zahner, L., Gollhofer, A., & Kressig, R. W. (2011). Comparison of traditional and recent approaches in the promotion of balance and strength in older adults. *Sports Medicine*, 41(5), 377–400. <https://doi.org/10.2165/11539920-000000000-00000>
- Gúth, A. (2004). *Výšetrovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth.
- Hess, J. A., & Woollacott, M. (2005). Effect of high-intensity strength-training on functional measures of balance ability in balance-impaired older adults. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 582–590. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2005.08.013>
- Holviala, J. H. S., Sallinen, J. M., Kraemer, W. J., Alen, M. J., & Häkkinen, K. K. T. (2006). Effects of strength training on muscle strength characteristics,

functional capabilities, and balance in middle-aged and older women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2), 336–344.

Hortobágyi, T., Rider, P., Gruber, A. H., & DeVita, P. (2016). Age and muscle strength mediate the age-related biomechanical plasticity of gait. *European Journal Of Applied Physiology*, 116(4), 805–814. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3312-8>

Howcroft, J., Lemaire, E., Kofman, J., & McIlroy, W. (2018). Dual-task elderly gait of prospective fallers and non-fallers: A wearable-sensor based analysis. *Sensors*, 18(4), 1275. <http://dx.doi.org/10.3390/s18041275>

Hylton, B., Stephen, R., & Richard, C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & Posture*, 18(1), 35–46. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00159-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00159-5)

Chamberlin, M. E., Fulwider, B. D., Sanders, S. L., & Medeiros, J. M. (2005). Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 60(9), 1163–1167.

Ibrahim, A. I., Muaidi, Q. I., Abdelsalam, M. S., Hawamdeh, Z. M., & Alhusaini, A. A. (2013). Association of postural balance and isometric muscle strength in early- and middle-school-age boys. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 36(9), 633–643. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2013.08.009>

Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L., & Häkkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(3), 260-267.

Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Jarkko, H. S., Janne, M., William, J., Markku, J., & Keijo, K. T. (2006). Effects of strength training on muscle strength characteristics, functional capabilities, and balance in middle-aged and older women. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(2), 336.
- Judge, J. O., Davis, R. B., & Ounpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(6), M303–M312
- Kahl, H., Dortschy, R., & Ellsäßer, G., (2007). Injuries among children and adolescents (1-17 years) and implementation of safety measures: results of the nationwide german health interview and examination survey for children and adolescents. *Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung- Gesundheitsschutz*, 50(5–6), 718–727. <https://doi.org/10.1007/s00103-007-0233-7>
- Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Zavázalová, H., & Sucharda, P. (2004). *Geriatric gerontology*. Praha: Grada Publishing.
- Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2008). Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 2899–905. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.08.002
- Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*, 15(1), 11-18.
- Katayama, Y., Senda, M., Hamada, M., Kataoka, M., Shintani, M., & Inoue, H. (2004). Relationship between postural balance and knee and toe muscle power in young women. *Acta Medica Okayama*, 58, 189-196.
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait and Posture*, 28(1), 1–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>

- Kavanagh, J. J., Barrett, R. S., & Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait & Posture*, *20*(3), 291–298.
- Kavanagh, J. J., Barrett, R. S., & Morrison, S. (2005). Age-related differences in head and trunk coordination during walking. *Human Movement Science*, *24*(4), 574–587. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.07.003>
- Kavanagh, J., Barrett, R., & Morrison, S. (2006). The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking. *Experimental Brain Research*, *172*(4), 454–463.
- Kaya, B. K., Krebs, D. E., & Riley, P. O. (1998). Dynamic stability in elders: momentum control in locomotor ADL. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, *53*(2), M126–M134. <https://doi.org/10.1093/gerona/>
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.
- Ko, S. U., Tolea, M. I., Hausdorff, J. M., & Ferrucci, L. (2011). Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: results from the Baltimore longitudinal study of aging. *Journal of Biomechanics*, *44*(10), 1974–1979.
- Ko, S., Hausdorff, J. M., & Ferrucci, L. (2010). Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: results from the Baltimore longitudinal study of ageing. *Age And Ageing*, *39*(6), 688–694. <https://doi.org/10.1093/ageing/afq113>
- Kobayashi, Y., Hobará, H., Heldoorn, T. A., Kouchi, M., & Mochimaru, M. (2016). Age-independent and age-dependent sex differences in gait pattern determined by principal component analysis. *Gait & Posture*, *46*, 11–17.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

- Kragstrup, T. W., Kjaer, M., & Mackey, A. L. (2011). Structural, biochemical, cellular, and functional changes in skeletal muscle extracellular matrix with aging. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), 749–757.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie (Třetí, přepracované a rozšířené vydání)*. Praha: Galén.
- Latt, M. D., Menz, H. B., Fung, V. S., & Lord, S. R. (2008). Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Experimental Brain Research*, 184(2), 201–209.
- Lehnert, M. (2012). *Anaerobic performance: Assessment and training*. Olomouc: Palacký University.
- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Lord, S. R., & Ward, J. A. (1994). Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women. *Age and Ageing*, 23(6), 452–460.
- Lord, S. R., Lloyd, D. G., & Li, S. K. (1996). Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and Ageing*, 25(4), 292–299.
- Lord, S. R., Ward, J. A., Williams, P., & Anstey, K. J. (1994). Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *Journal of The American Geriatrics Society*, 42(10), 1110–1117.
- Lowry, K. A., Lokenvitz, N., & Smiley-Oyen, A. L. (2012). Age- and speed-related differences in harmonic ratios during walking. *Gait and Posture*, 35(2), 272–276. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.019>
- Lowry, K., A., Smiley-Oyen, A. L., Carrel, A. J., & Kerr, J. P. (2009). Walking stability using harmonic ratios in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 24(2), 261–267. <https://doi.org/10.1002/mds.22352>

- Mann, C. J., Perdiguero, E., Kharraz, Y., Aguilar, S., Pessina, P., Serrano, A. L., & Muñoz-Cánoves, P. (2011). Aberrant repair and fibrosis development in skeletal muscle. *Skeletal Muscle*, *1*(1), 21. <https://doi.org/10.1186/2044-5040-1-21>
- Mazzà, C., Iosa, M., Pecoraro, F., & Cappozzo, A. (2008). Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *5*, 30. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-30>
- McCurdy, K., & Langford, G. (2006). The relationship between maximum unilateral squat strength and balance in young adult men and women. *Journal of Sports Science & Medicine*, *5*(2), 282–288.
- McGibbon, C. A., & Krebs, D. E. (2004). Discriminating age and disability effects in locomotion: neuromuscular adaptations in musculoskeletal pathology. *Journal of Applied Physiology*, *96*(1), 149.
- Měkota, K., & Novosad, J. (2005). *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, *32*(2), 137–142.
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2011). Acceleration Patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *58*(5), M446–M452. <https://doi.org/10.1093/gerona/58.5.m446>
- Menz, H., Morris, M., & Lord, S. (2005). Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *Journals of Gerontology Series a Biological Sciences and Medical Sciences*, *60*(12), 1546–

1552.

- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2005). Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults. *Gait and Posture*, *21*(2), 164–170. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.013>
- Morse, C. I., Thom, J. M., Davis, M. G., Fox, K. R., Birch, K. M., & Narici, M. V. (2004). Reduced plantarflexor specific torque in the elderly is associated with a lower activation capacity. *European Journal of Applied Physiology*, *92*, 219226.
- Moxley Scarborough, D., Krebs, D. E., & Harris, B. A. (1999). Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait & Posture*, *10*(1), 10–20. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00018-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00018-1)
- Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2013). Association of balance, strength, and power measures in young adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *27*(3), 582-589.
- Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015). Associations between measures of balance and lower-extremity muscle strength/power in healthy individuals across the lifespan: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, *45*(12), 1671–1692. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0390-z>
- Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*, *46*(1), 290–333.
- Murton, A. J., Constantin, D., & Greenhaff, P. L. (2008). The involvement of the ubiquitin proteasome system in human skeletal muscle remodelling and atrophy. *Biochimica et Biophysica Acta*, *1782*(12), 730–743. <https://doi.org/10.1016/j.bbadis.2008.10.011>

- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analyza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci
- Oshita, K., & Yano, S. (2012). Association of force steadiness of plantar flexor muscles and postural sway during quiet standing by young adults. *Perceptual & Motor Skills*, 115(1), 143–152.
- Pasciuto, I., Bergamini, E., Iosa, M., Vannozzi, G., & Cappozzo, A. (2017). Overcoming the limitations of the harmonic ratio for the reliable assessment of gait symmetry. *Journal of Biomechanics*, 53, 84–89. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.005>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed). Thorofare, N.J.: SLACK.
- Ringsberg, K., Gerdhem, P., Johansson, J., & Obrant, K. J. (1999). Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women. *Age and Ageing*, 28(3), 289–93.
- Rokyta, R. (2016). *Fyziologie* (Třetí, přepracované vydání). Praha: Galén.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35(2), 37–41.
- Scott, D. Ebeling, P. R., Nicholson, G., Sanders, K. M., Stuart, A. L., & Kay, D. (2014). Investigating the predictive ability of gait speed and quadriceps strength for incident falls in community-dwelling older women at high risk of fracture. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 58(3), 308–313. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2013.11.004>
- Shimada, H., Tiedemann, A., Lord, S. R., Suzukawa, M., Makizako, H., Kobayashi, K., & Suzuki, T. (2011). Physical factors underlying the association between lower walking performance and falls in older people: A structural equation model. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 53(2), 131–134.

<https://doi.org/10.1016/j.archger.2010.11.003>

- Smith, L. K., Lelas, J. L., & Kerrigan, D. C. (2002). Gender differences in pelvic motions and center of mass displacement during walking: stereotypes quantified. *Journal of women's health & gender-based medicine*, *11*(5), 453-458.
- Spink, M. J., Fotoohabadi, M. R., Wee, E., Hill, K. D., Lord, S. R., & Menz, H. B. (2011). Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *92*(1), 68–75. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.09.024>
- Tieland, M., Trouwborst, I., & Clark, B. C. (2018). Skeletal muscle performance and ageing. *Cachexia Sarcopenia Muscle*, *9*(1), 3-19. <https://doi.org/10.1002/jcsm.12238>
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement. An Introductory Text* (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone Inc.
- Trojan, S., Votava, J., Druga, R., & Pfeiffer, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (Třetí, přepracované a doplněné vydání). Praha: Grada Publishing.
- Uematsu, A., Tsuchiya, K., Kadono, N., Kobayashi, H., Kaetsu, T., Hortobágyi, T., & Suzuki, S. (2014). A behavioral mechanism of how increases in leg strength improve old adults' gait speed. *Plos One*, *9*(10), e110350. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0110350>
- Vandervoort, A. (2002). Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve*, *25*(1), 17–25. <https://doi.org/10.1002/mus.1215>
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (Druhé, rozšířené a přepracované vydání). Praha: Triton.

- Verdijk, L. B., Koopman, R., Schaart, G., Meijer, K., Savelberg, H. H. C. M., & Loon, L. J. C. V. (2007). Satellite cell content is specifically reduced in type II skeletal muscle fibers in the elderly. *American Journal of Physiology: Endocrinology & Metabolism*, 292, E151.
- Whipple, R. H., Wolfson, L. I., & Amerman, P. (1987). The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: An isokinetic study. *Journal of American Geriatrics Society*, 35(1), 13–20.
- Whittle, M. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
- Wimpenny, P. (2016). *Isokinetics*. Retrieved from World Wide Web: <https://isokinetics.net/index.php/2016-04-05-17-04-58/validity>
- Yu, F., Hedström, M., Cristea, A., Dalén, N., & Larsson, L. (2007). Effects of ageing and gender on contractile properties in human skeletal muscle and single fibres. *Acta Physiologica*, 190(3), 229–241.
- Zecevic, A. A., Salmoni, A. W., Speechley, M., & Vandervoort, A. A. (2006). Defining a fall and reasons for falling: Comparisons among the views of seniors, health care providers, and the research literature. *Gerontologist*, 46(3), 367–376. <https://doi.org/10.1093/geront/46.3.367>

12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP k výzkumu

Příloha 2. Vzor informovaného souhlasu s účastí ve výzkumu a zpracováním dat pro účely výzkumu podepsaný testovanou osobou

Příloha 3. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu

Příloha 4. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly při pohybu do inverze a everze v hlezenním kloubu

Příloha 5. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly plantárních a dorzálních flexorů hlezenního kloubu

Příloha 6. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly flexorů a extenzorů kyčelního kloubu

Příloha 7. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu

Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP k výzkumu



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 8. 3. 2017 byl výzkumný projekt

autorů: **Mgr. Zuzana Kováčiková, PhD. (hlavní řešitelka)**
spoluřešitelé: **Mgr. Lucia Bizovská; Mgr. Petr Linduška**

s názvem **Posturální stabilita a její vztah k síle vybraných svalových skupin**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **24/2017**
dne: **29. 3. 2017**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Příloha 2. Vzor informovaného souhlasu s účastí ve výzkumu a zpracováním dat pro účely výzkumu podepsaný testovanou osobou

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Posturální stabilita a její vztah k síle vybraných svalových skupin

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu



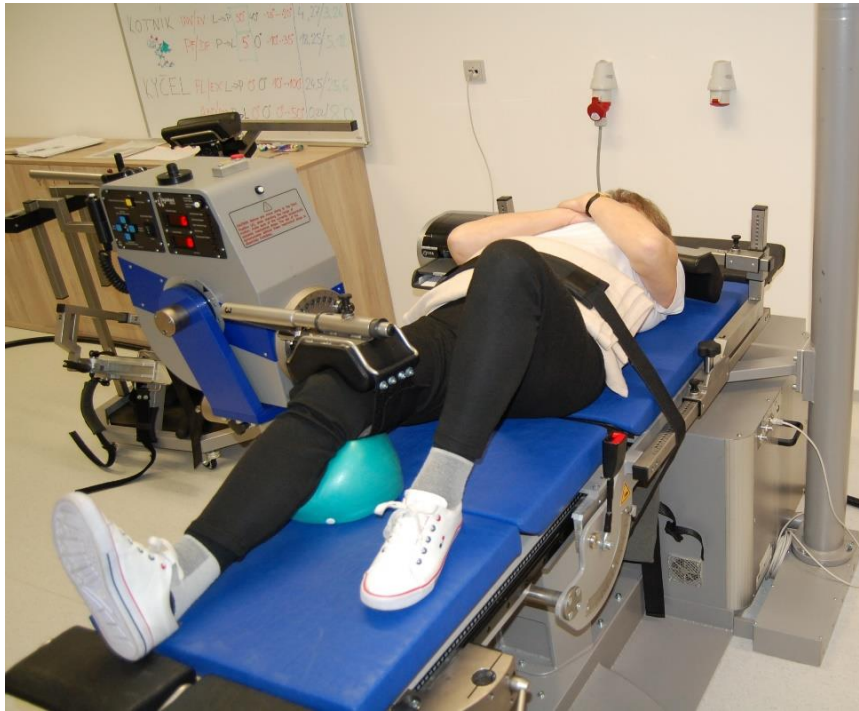
Příloha 4. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly při pohybu do inverze a everze v hlezenním kloubu



Příloha 5. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly plantárních a dorzálních flexorů hlezenního kloubu



Příloha 6. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly flexorů a extenzorů kyčelního kloubu



Příloha 7. Nastavení přístroje Isomed při testování maximální izokinetické svalové síly abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu

