UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Bc. Zuzana Školná

# Změny parametrů při rehabilitaci na chodícím pásu Zebris u zdravých jedinců

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Olomouc 2017

**Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 23. dubna 2017

---

podpis

**Poděkování**

Ráda bych poděkovala MUDr. Petru Koláři, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady při zpracování diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za statistické zpracování dat a všem zúčastněným probandům za ochotu zapojit se do výzkumu.

**ANOTACE**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**Téma práce:** Vliv protažení m. iliopsoas na parametry stoje a chůze

**Název práce:** Změny parametrů při rehabilitaci na chodícím pásu Zebris u zdravých jedinců

**Název práce v AJ:** Parameter changes during rehabilitation on a treadmill Zebris of healthy individuals

**Datum zadání:** 2016-01-31

**Datum odevzdání:** 2017-05-15

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Zuzana Školná

**Vedoucí práce:** MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

**Oponent práce:** Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

**Abstrakt v ČJ:** Chůze je jeden z charakteristických rysů lidského druhu. Podílí se na ní velké množství svalů. Jedním z nich je posturální sval m. iliopsoas. Tento sval je považován za jeden z nejzáhadnějších svalů lidského těla. Cílem této diplomové práce je zjistit, zda má protažení m. iliopsoas vliv na velikost rozsahu pohybu kyčelního kloubu do pasivní extenze a zda má krátkodobý i dlouhodobý účinek na parametry stoje a krokového cyklu. První část teorie je zaměřena na shrnutí poznatků o chůzi, řízení chůze, posturální stabilitě a posturální kontrole. V druhé části je stručně shrnuta anatomie a biomechanika m. iliopsoas. Ve třetí části je popsána definice a jednotlivé typy strečinku. Experimentální část se zabývá vlivem protažení m. iliopsoas na parametry chůze a na velikost rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu. Výzkumu se zúčastnilo 14 zdravých jedinců (průměrný věk 48 ± 6,8 let). Efekt terapie byl vyhodnocen dle parametrů získaných ze silové plošiny chodícího pásu FMD-T od firmy Zebris a za pomocí goniometru, kterým jsme měřili rozsah pohybu v kyčelním kloubu do extenze. Výsledky nám ukázaly signifikantní vliv na velikost rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu – pro pravou i levou dolní končetinu. Na parametry stoje měla vliv pouze krátkodobá terapie – došlo ke snížení posturálních výchylek. U parametrů chůze se po krátkodobé terapii změnily hodnoty délky kroku, doby dvojkroku a kadence.

**Abstrakt v AJ:** Walking is one of the characteristic features of the human species. A lot of muscles is involved. One of these is the postural muscle m. iliopsoas. This muscle is considered to be one of the most mysterious muscles of the human body. The aim of this diploma thesis is to determine whether the elongation of m. Iliopsoas influences the size of the extent of the hip joint movement into the passive extension and whether it has a short – term and long – term effect on the parameters of the standing and stepping cycle. The first theoretical part focuses on a summary of the findings on walking, walking management, postural stability and postural control. The second part briefly summarizes the anatomy and biomechanics of m. iliopsoas. The third part describes definitions and individual types of stretching. The experimental part deals with the influence of stretching m. iliopsoas on the parameters of the walk and on the extent of the range of movement to the extension of the hip joint. The study involved 14 healthy subjects (mean age 48 ± 6.8 years). The effect of the therapy was evaluated according to the parameters obtained from the Zebris FMD-T walking treadmill and by the goniometer to measure the range of motion in the hip joint to extension. The results showed a significant effect on the extent of the range of motion on extension in the hip joint – for the right and left lower limbs. Standing parameters were only affected by a short – term therapy – there was a reduction in postural excursions. After short – term therapy, the walking parameters, the step length, bipolar and cadence values have changed.

**Klíčová slova v ČJ:** iliopsoas, psoas major, chodící pás, strečink, chůze, extenze kyčelního kloubu, stoj, posturální stabilita

**Klíčová slova v AJ:** iliopsoas, psoas major, treadmill, stretch, gait, hip extension, stand, postural stability

**Rozsah:** 92 stran/4 přílohy

# OBSAH

**ÚVOD** **8**

**1 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE** **9**

1.1 Bipedální stoj 9

1.1.1 Posturální stabilita a posturální kontrola 9

1.2 Bipedální lokomoce 11

1.2.1 Teorie bipedální lokomoce 12

1.2.2 Řízení lokomoce 12

1.2.3 Krokový cyklus 14

1.3 Teorie o chůzi na chodícím pásu 17

1.3.1 Rychlost chůze na chodícím pásu 18

1.4 Musculus. iliopsoas 19

1.4.1 Anatomie m. iliopsoas 19

1.4.2 Biomechanika a funkce m. iliopsoas 21

1.5 Řetězení svalů 23

1.5.1 Svalový řetězec mezi pánví a femurem 23

1.6 Strečink 23

1.6.1 Faktory ovlivňující flexibilitu 24

1.6.2 Typy strečinku 25

1.7 Chodící pás Zebris 27

1.7.1 Možnosti vyšetření 27

**2 CÍLE A HYPOTÉZY** **29**

2.1 Cíl práce 29

2.2 Vědecké otázky a hypotézy 29

**3 METODIKA** **33**

3.1 Charakteristika testovaného souboru 33

3.2 Průběh měření 33

3.2.1 Testované parametry 35

3.3 Statistika 36

**4 VÝSLEDKY 37**

4.1 Vědecká otázka č. 1 37

4.1.1 Testování hypotézy $H_0$2 37

4.2 Vědecká otázka č. 2 39

4.2.1 Testování hypotézy $H_0$2 39

4.2.2 Testování hypotézy $H_0$3 40

4.3 Vědecká otázka č. 3 42

4.3.1 Testování hypotézy $H_0$4 42

4.3.2 Testování hypotézy $H_0$5 48

**5 DISKUZE 53**

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1 a k hypotéze $H_0$1 53

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2 a k hypotézám $H_0$2 a $H_0$3 60

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3 a k hypotézám $H_0$4 a $H_0$5 62

5.4 Limity studie 67

**ZÁVĚR 69**

**REFERENČNÍ SEZNAM 70**

**SEZNAM ZKRATEK 81**

**SEZNAM TABULEK 83**

**SEZNAM OBRÁZKŮ 84**

**SEZNAM GRAFŮ 85**

**SEZNAM PŘÍLOH 86**

**PŘÍLOHY 87**

# ÚVOD

Bipedální chůze je jedním z charakteristických rysů lidského druhu. Je to způsob lokomoce, který zahrnuje umístění dolních končetin na zem tak, aby byla vždy alespoň jedna dolní končetina v kontaktu se zemí. Chůze je nezbytnou součástí každodenního života a má významný vliv na jeho kvalitu.

Na chůzi se podílí velké množství svalů – jedním z nich je posturální sval m. iliopsoas. Je považován za jeden z nejzáhadnějších svalů v lidském těle. Jako jediný přímo spojuje femur s páteří (když nepočítáme m. piriformis). Tento sval flektuje femur vůči pánvi v kyčelním kloubu, při vzpřímeném stoji brání pádu trupu nazad, zvyšuje bederní lordózu, podílí se na lateroflexi, addukci a zevní rotaci femuru.

Mnoho studií, které zkoumaly m. iliopsoas, prokázalo vysokou tendenci ke zkrácení i u zdravých jedinců. Toto zkrácení může mít negativní vliv na fyziologii krokového cyklu. Proto jsme se v naší studii na tento sval zaměřili. Předpokládali jsme, že protažením tohoto svalu do extenze v kyčelním kloubu můžeme ovlivnit parametry stoje a časoprostorové parametry krokového cyklu.

Pro tuto práci byly k získání teoretických podkladů použity zahraniční odborné knihy, odborné články a studie z databází odborných časopisů: GoogleScholar, PubMed, Medvik, ScienceDirect, EBSCO a ReasearchGate. Vyhledávání zdrojů probíhalo od 13. 11. 2015 do 5. 5. 2017. Celkem bylo nalezeno 275 fulltextů (údaj z 7. 4. 2017). V této diplomové práci bylo použito 83 bibliografických a elektronických zdrojů, z toho 11 v českém jazyce.

Klíčovými slovy při vyhledávání relevantní literatury byly: iliopsoas, psoas major, chodící pás, strečink, chůze, extenze kyčelního kloubu, stoj, posturální stabilita a jejich anglické ekvivalenty (iliopsoas, psoas major, treadmill, stretch, gait, hip extension, stand, postural stability).

# 1 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

## 1.1 Bipedální stoj

Lidský bipedální stoj je ve své podstatě nestabilní, jelikož velká tělesná hmota je udržována ve vzpřímené poloze s těžištěm umístěným vysoko nad relativně malou opornou bází (Masani et al., 2003, p. 3774).

Vzpřímené držení těla je dynamický proces, který udržuje tělo ve vertikále a je fixováno geneticky. Deformace držení těla ve vzpřímené poloze je příznakem poruchy zdraví jedince. Vzpřímené držení těla se definuje jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla – která probíhá ve vertikále – tak, aby vzdálenost od paty k vrcholu hlavy byla co největší (při zachování fyziologických zakřivení páteře). Na udržování vzpřímeného držení se podílí především svalová aktivita. Další důležitou roli mají fyzikální parametry (gravitace, výška, hmotnost, vlastnosti oporné plochy) (Véle, 2006, ss. 102–103).

### 1.1.1 Posturální stabilita a posturální kontrola

Skutečnost, že lidská bytost je schopna udržet vertikální držení těla je samo o sobě zázrak. V některých analýzách je lidské tělo přirovnáváno k obrácenému kyvadlu, které v přítomnosti externí odchylky není možné vybalancovat. Model obráceného kyvadla počítá s jedním kloubem, zatímco lidské tělo je mnohem složitější. Nynější studie ukázaly, že pro popis posturální stability je nutno zohlednit více než jeden kloub. Stabilita mechanického systému v poli gravitace vyžaduje, aby průmět jeho středu směřoval do oblasti opory. Oblast opory pro lidskou bytost je relativně malá a vyžaduje interakce mezi pohyby v různých kloubech těla za účelem udržet rovnováhu (Latash, 1998, p. 163).

Vařeka a Vařeková (2009, s. 119) definují posturu jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil – hlavně síly tíhové. Postura je zajištěna především svalovou aktivitou, která je řízena z centrální nervové soustavy. Pojmem postura se nemyslí stoj na dvou nohách, postura je součástí i například sedu a je také důležitou součástí chůze. Winter (1995, p. 194) definoval posturu z biomechanického hlediska jako orientaci segmentů těla vzhledem ke gravitačnímu vektoru.

Oporná plocha (anglicky area of support, AS) byla původně definována jako plocha dotyku podložky s povrchem těla (Vařeka a Dvořák, 1999, ss. 84–85). Přesněji jde o část plochy

kontaktu (anglicky area of contact, AC), která je využita aktuálně k vytvoření oporné báze (anglicky base of support, BS). Například na přenosu síly mezi nohou a podložkou se ploska nepodílí rovnoměrně. Pod kostními prominencemi (pod kalkaneem a hlavičkami metatarzů) dochází k největšímu zatížení. Posturální funkce nohy je biomechanicky realizována prostřednictvím segmentů nohy (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 120). Tyto segmenty můžeme označit jako opěrné body. Další důležitou součástí postury je oporná báze neboli base of support, která byla definována jako část podložky ohraničená nejvzdálenějšími body oporné plochy (Vařeka a Dvořák, 1999. ss. 84–85). Nyní už tuto definici musíme chápat v souvislosti s upřesněnou definicí oporné plochy.

Jako hypotetický bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla, označujeme center of mass (COM) neboli těžiště. Center of gravity (COG) je průmět těžiště těla do roviny oporné báze. Winter (1995, p. 194) definuje center of pressure (COP) jako působiště vektoru reakční síly podložky. Je nutné dávat si pozor na častou záměnu COP s COG. Jsou totožné jen za předpokladu dokonale tuhého tělesa, což lidské tělo, které je tvořeno řadou segmentů, rozhodně není.

Posturální stabilitou je myšlena schopnost zajištění vzpřímeného držení těla a schopnost reagovat na změny jak vnitřních, tak zevních sil, aby nedošlo k neřízenému nebo nezamýšlenému pádu (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 119). Při zajištění posturální stability ve stoji je hlavním mechanismem v předozadním směru kotníková strategie, zatímco v laterolaterálním směru mechanismus kyčelní (Winter, 1995, pp. 194–196).

Shumway – Cook et Woollacott (2000, p. 162) definovali posturální kontrolu jako kontrolu polohy těla v prostoru za účelem rovnováhy a orientace. Schopnost zachovat odpovídající vztah mezi jednotlivými segmenty těla a okolním prostředím během daného úkolu nazvala posturální orientací (Shumway – Cook et Woollacott, 2000, p. 162). Posturální kontrola je základem pro veškeré motorické volní aktivity. Massion (1991, pp. 48–49) uvádí, že každý pohyb zahrnuje dvě komponenty – posturální a pohybovou, která plní záměr dané činnosti. Udržování polohy probíhá jako dynamický proces. Posturální kontrolou nazýváme neurální mechanismy, které jsou zodpovědné za udržení polohy a umožňují účelný pohyb v gravitačním poli.

Posturální kontrola má především dva cíle. Za prvé se posturální řízení podílí na udržení rovnováhy, což za statických podmínek znamená, že střed tlaku a projekce těžiště zůstávají uvnitř opěrné plochy. Druhým cílem je vytvořit rozhraní mezi percepcí a samotnou akcí

(Massion et al., 2004, p. 15). Kontrola postury je velmi složitý proces, který má kořeny ve fylogenezi (Gramsbergen, 2005, p. 78). Kvadrupedální stoj a chůze byly vyměněny za bipedální stoj a chůzi. Tento přesun měl významné důsledky pro posturální kontrolu, jelikož se podstatně snížila báze opory. V průběhu fylogeneze se horní končetiny začaly zapojovat do manuálních úkolů a klesalo jejich posturální řízení (Dietz, 1992, pp. 35–37).

Posturální kontrola potřebuje interakci mezi muskuloskeletálním systémem a nervovým systémem (Shumway – Cook et Woollacott, 2001, pp. 180–183). Mezi muskuloskeletální komponenty řadíme vlastnosti svalů, flexibilitu vazů a kloubní rozsah. Nervovými komponenty rozumíme senzorické procesy – vestibulární kontrolu, kontrolu vizuální a senzomotorickou. Posturální kontrola dále zahrnuje motorické procesy (reakční synergie) a anticipační funkce (Shumway – Cook et Woollacott, 2001, p. 181–185). Anticipačními funkcemi se myslí příprava jak somatosenzorického, tak motorického systému pro funkce posturální, které jsou ovšem závislé na učení a předchozí zkušenosti (Hodges, 1999, pp. 75–76). Posturální kontrola se musí spoléhat nejen na informace z periferie, ale také na správnou činnost centrálního nervového systému, aby správně vyhodnotil informaci a dokázal vytvořit koordinované posturální reakce (Shuppert et Horak, 1999, p. 66).

Winter (1995, p. 194) označil rovnováhu (neboli balanci) jako dynamiku postury při ochraně před pádem. Jedná se o neustálé přizpůsobování polohy kloubů a svalové aktivity funkčním požadavkům k udržení těla nad opornou bází. Rovnováha vyžaduje integraci informací z různých systémů. Velkou roli hraje vestibulární systém, který poskytuje signály ohledně orientace hlavy v prostoru vzhledem k poli gravitace. Vestibulární systém je uložen ve vnitřním uchu a tvoří jej polokruhovité kanálky a labyrint. Další neméně důležitou roli hrají zrakové informace a informace proprioceptivní (Latash, 1998, p. 164).

## 1.2 Bipedální lokomoce

Pohyb představuje motorický projev organismu, který je nedílnou součástí pro přežití. Slouží nám při hledání lepších podmínek pro život, umožňuje hledání potravy a pomáhá při úniku v ohrožení života. Jde o motorickou činnost, která jedinci umožňuje pohyb vůči okolí (Kiehn et Dougherty, 2013, p. 1210).

Typickou formou pohybu lidí je bipedální lokomoce. Bipedální chůze je jeden z charakteristických rysů našeho druhu (Collado – Vázquez et al., 2015, p. 241). Chůze je druh mechanického pohybu využívající dolní končetiny. Mezi klíčové prvky chůze patří její dynamický a opakující se charakter. Je to způsob lokomoce, který zahrnuje umístění nohou

na zem – jedné po druhé tak, aby byla vždy alespoň jedna noha v kontaktu se zemí. Např. při běhu totiž nastává situace, kdy není ani jedna noha v kontaktu se zemí (Birch et al., 2015, p. 279).

### 1.2.1 Teorie bipedální lokomoce

Nejstarší zaznamenané údaje ohledně způsobu, jakým se člověk pohyboval, lze přičíst Aristotelovi (384–322 př. n. l.). V období renesance se zasloužil o další pokrok Giovanni Borelli, a to prostřednictvím pokusů a teoretizováním. V době osvícenství přispěli k této tématice bratři Wilhelm (fyzik) a Eduard (fyziolog) Weberovi. Pracovali v Lipsku a využívali velmi jednoduché měření k analýze chůze a zasloužili se tak o významný pokrok v této oblasti. Další značný posun měřících technik se připisuje Jules Marey Etienne a Eadweard Muybridge. Tyto techniky byly dále rozvíjeny Ottem Fischerem ve spolupráci s Wilhelmem Braunem. Největším pokrokem se stal na počátku dvacátého století vývoj silových desek a pochopení kinematiky. Klinické využití propagovali hlavně David Sutherland, Jacquelin Perry v Americe a Jürg Baumann v Evropě. Klinická analýza chůze se stala široce dostupnou až v době příchodu moderních počítačů a přístrojů (Baker, 2007, pp. 331–340).

Dle Collado – Vázquez et al. (2015, pp. 242–243) je pravděpodobně první psaná zmínka o chůzi, jako takové, od Honoré de Balzaca. Balzac definuje chůzi jako „fyziognomii“ těla. Toto pojetí chůze ukazuje, že způsob, jakým se člověk pohybuje, hodně vypovídá o jeho osobní povaze a charakteru. Později definoval chůzi jak z biomechanického hlediska, tak z psychologického a antropologického. Balzac definoval správný způsob chůze tak, že člověk musí stát rovně, ale ne tuze. Řadí své nohy vpřed po jedné linii bez výrazného vychýlení těla doprava nebo doleva. Člověk musí nechat své tělo volně se nést během celého pohybu.

### 1.2.2 Řízení lokomoce

Prvotně se soudilo, že rytmické lokomoční pohyby jsou výsledkem cyklického řetězce reflexních dějů s centry ve spinální míše. Dle této představy se udržuje lokomoce v chodu cyklickou aktivací flexorů a extenzorů z proprioreceptorů. Nejprve přijde povel z vyšších center nervové soustavy k motoneuronům ke stažení flexorů. Svalová vřeténka v extenzorech zaznamenávají kontrakci a vyšlou signál do míchy. Reflexní cestou se z míchy vyvolá stah extenzorů a prostřednictvím reciproční inervace relaxace flexorů. Stažení extenzorů způsobí stimulaci svalových vřetének ve flexorech (Králíček, 2004, p. 141).

Novější poznatky ukazují, že rytmická reciproční činnost dvou antagonistických svalových skupin může probíhat bez této zpětnovazebné signalizace z periferie a nemá tedy reflexní charakter. Předpokládá se, že pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity neboli centrálního motorického programu (Králíček, 2004, p. 141).

**Centrální generátory pohybu (CPG)**

Generátor vzorce lokomočního pohybu je uložen ve spinální míše pro každou končetinu zvlášť (Králíček, 2004, p. 141). Centrální generátory pohybu jsou specializované neurální obvody, které při jejich aktivaci mohou vytvářet rytmické pohybové vzory jako je například chůze, dýchání a plavání (Marder et Bucher, 2001, pp. 987–988). Tyto obvody vytvářejí rytmus a utvářejí motorické výbuchy motoneuronů (Grillner et Wallén, 1985, p. 236). Koordinace obvodů je zprostředkována propriospinálními neurony s dlouhými axony, které párově vstupují do míchy v oblasti krční a bederní (Miller et al., 1975, pp. 218–219). V oblasti kaudální míchy jsou umístěny pohybové aktivity dolních končetin, kdežto v rostrální oblasti spinální míchy jsou uloženy pohybové aktivity horních končetin (Duysens et Van de Crommert, 1998, pp. 131–132).

Předpokládá se, že CPG zahrnuje tři typy buněk. První dva typy buněk působí proti sobě a potlačují aktivitu buněk jiného typu. Také poskytují výstup pro exekutivní aparát (například motoneurony svalů zapojených do pohybu). Tyto buňky se buď rychle unaví, nebo se „vypnou“ po krátkém časovém úseku vysoké aktivity. Vysoce aktivní se stávají buňky jedné skupiny a tím inhibují druhou skupinu. Tyto buňky se po určité době unaví nebo se „vypnou“ a tím se zvýší aktivita buněk druhého typu. Tento proces pokračuje do té doby, než jsou obě skupiny buněk deaktivovány vnějším stimulem. Buňky třetího typu poskytují vstup impulsům, které mohou potlačit nebo zvýšit aktivitu buněk prvních dvou skupin a také upravit vztahy mezi nimi (Latash, 1998, p. 173).

CPG jsou nejspíše aktivovány descendentními impulzy z retikulární formace ve středním mozku (v mesencefalické lokomoční oblasti). CPG rovněž přijímají vstupy z periferních senzorů (vizuálních receptorů, vestibulárních receptorů a proprioreceptorů) a z aferentních vstupů, což může vést ke změně struktury činnosti vedoucí například ke změnám v chůzi. Tyto změny mohou být vyvolány dobrovolně vstupem z vyššího centra (Latash, 1998, p. 173).

Je dokázáno, že obě horní končetiny a obě dolní končetiny jsou regulovány CPG. Současně bylo zjištěno, že senzorická zpětná vazba rovněž upravuje aktivitu CPG

a pomáhá při zprostředkovávání koordinace mezi končetinami (Zehr et Duysens, 2004, p. 347). Dále bylo dokázáno, že lokomoce je možná i přes absenci proprioceptorů z končetin (Latash, 2008, p. 222).

### 1.2.3 Krokový cyklus

Chůze využívá opakující se sled pohybů končetin a umožňuje přesunout tělo směrem dopředu a zároveň zachovat stabilitu stoje. Každá sekvence zahrnuje různé interakce mezi dolními končetinami a celkovou tělesnou hmotností. Během této sekvence rozlišujeme 3 základní systémy. Nejjednodušší systém rozděluje cyklus podle změn při vzájemném kontaktu obou dolních končetin s podložkou. Druhý systém využívá času a distanční vzdálenosti kroku. Třetí systém identifikuje funkční význam událostí během krokového cyklu a tyto intervaly označujeme jako funkční fáze chůze (Perry et Burnfield, 2010, pp. 3–4).

Vzhledem k tomu, že se tělo pohybuje směrem dopředu, tak jedna dolní končetina slouží jako mobilní zdroj podpory a druhá dolní končetina se posouvá do nového podpůrného místa. Tento sled událostí se opakuje do té doby, než dosáhneme místa určení osobou (Perry et Burnfield, 2010, pp. 3–4).

Jeden sled těchto funkcí jedné končetiny se nazývá krokový cyklus. Jelikož jedna akce hladce navazuje na druhou, neexistuje žádný specifický počáteční a koncový bod. Z tohoto důvodu nemůže být žádná z těchto událostí vybrána jako počátek krokového cyklu. Proto je moment kontaktu končetiny s podložkou obvykle vybrán jako počáteční kontakt krokového cyklu. Zdraví jedinci zahajují kontakt s podložkou úderem paty (heel strike). Ale ne všichni pacienti mají tuto schopnost, tudíž pokud se vyskytuje nějaká patologie, používá se termín počáteční kontakt (inicial contact) pro určení zahájení krokového cyklu (Perry et Burnfield, 2010, pp. 3–4).

Každý krokový cyklus se skládá ze dvou period – stojné a švihové. Během stojné fáze je chodidlo stále v kontaktu s podložkou a začíná s iniciálním (počátečním) kontaktem. Švihová fáze nastává v okamžiku odlepení palce od podložky (toe off) (Perry et Burnfield, 2010, pp. 3–4).

Stojná fáze se dále dělí na 3 intervaly, a to v závislosti na sledu kontaktu obou chodidel s podložkou. Začátek a konec stojné fáze zahrnuje bilaterální kontakt chodidel s podložkou (double stance). Zatímco střední část stojné fáze má kontakt pouze jedním chodidlem (single limb support). Počáteční double stance fází začíná krokový cyklus. Je to doba, při které jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou. Jednooporová fáze začíná, když protilehlé chodidlo je zvednuto do vzduchu pro švihovou fázi. Délka této fáze je nejlepším ukazatelem schopnosti

udržet stabilitu během celé této akce. Konečný stoj začíná kontaktem kontralaterálního chodidla s podložkou (Perry et Burnfield, 2010, pp. 3–4).

Birch et al. (2015, p. 279) definoval akce a fáze při chůzi. Akcí nazývá stav, který se stane v jednom okamžiku. Naopak fáze probíhá po určitou dobu.

**Akce chůze**

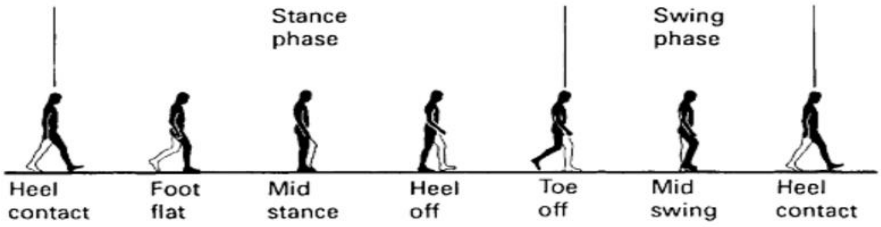
- **Heel Strike –** úder paty, začátek krokového cyklu.
- **Foot Flat –** kontakt nohy.
- **Heel Rise –** odvinutí paty.
- **Toe off –** odvinutí palce.

**Fáze chůze**

- **Stojná fáze –** doba, při které je dolní končetina v plném kontaktu s podložkou. Poskytuje podporu pro tělo. Stojná fáze trvá přibližně 60 % z celého krokového cyklu.
- **Švihová fáze –** doba, při které dolní končetina není v kontaktu se zemí. Tato fáze trvá přibližně 40 % z celého krokového cyklu.
- **Dvojí opora –** doba, při které jsou obě dolní končetiny v kontaktu se zemí (Birch et al., 2015, p. 279).

Další dělení chůze popisuje Whittle (2007, p. 53). Jednotlivé fáze krokového cyklu se příliš neliší od předchozího. Definuje navíc pouze střed stojné fáze a střed švihové fáze (viz Obrázek 1).

- **Úder paty –** „heel contact“.
- **Kontakt nohy –** „foot flat“.
- **Střed stojné fáze –** „mid stance“.
- **Odvinutí paty –** „heel off“.
- **Odraz palce –** „toe off“.
- **Střed švihové fáze –** „mid swing“ (Whittle, 2007, p. 53).




**Obrázek 1** Postavení nohou během jednoho cyklu chůze

(Whittle, 2007, p. 53)

Dle Perry et Burnfield (2010, pp. 11–16) dělíme fáze kroku následovně:

- **Initial Contact –** tento interval trvá od 0 do 2 % krokového cyklu. Kyčel je flektovaná, koleno extendované a kotník je v lehké dorzální flexi. Kontakt s podložkou je dán úderem paty. Okamžitě dochází také k přenosu tělesné váhy.
- **Loading Response –** trvá od 2 do 12 % krokového cyklu. Tato fáze zahrnuje počáteční bilaterální oporu. Využívá patu jako „houpačku“, koleno je flektováno, aby mohlo absorbovat otřesy. Plantární flexi narušuje úder paty, ale zhoupnutí paty se uchovává až do konce této fáze.
- **Mid Stance –** trvá od 12 do 31 % krokového cyklu. Je to první polovina jednooporové fáze, končetina pokračuje přes stabilní chodidlo do dorziflexe hlezna. Koleno a kyčel jsou extendované.
- **Terminal Stance –** interval této fáze trvá od 31 do 50 % krokového cyklu. Dochází k dokončení jednooporové fáze. Začíná odlepením paty a pokračuje do úderu druhého chodidla o podložku. Tělesná hmotnost se pohybuje směrem dopředu k předonoží.
- **Pre – Swing –** od 50 do 62 % krokového cyklu. Závěr stojné fáze, začíná kontralaterálně protilehlou končetinou a končí odlepením ipsilaterálním palcem chodidla. Dochází ke zvětšení plantární flexe, flexe v kolenním kloubu a snížení extenze v kyčelním kloubu.
- **Initial Swing –** interval od 62 do 75 %. Tato první fáze je přibližně jednou třetinou švihové fáze. Začíná nadzvednutím chodidla nad podložku a končí, když chodidlo v „letu“, je naproti stojné končetině. Dochází ke zvýšení flexe v kolenním kloubu, flexe v kyčelním kloubu a k nekompletní dorzální flexi.

- **Mid Swing –** od 75 do 87 % krokového cyklu. Zahrnuje střední třetinu švihové fáze. Začíná naproti stojné noze a končí, když je švihová končetina vpředu a tibie je ve vertikále (to znamená, že kyčel i kolenní kloub jsou v jedné rovině).
- **Terminal Swing –** interval od 87 do 100 % krokového cyklu. Tato konečná fáze švihu začíná vertikálou tibie a končí, když noha udeří na podložku. Pohyb je kompletní při extenzi kolenního kloubu, při mírném poklesu kyčle a při navrácení hlezna z dorzální flexe do neutrální pozice.

S téměř totožným dělením fází během krokového cyklu nás seznámil Mohammed Samer ve své studii „Recognition of gait cycle phases using wearable sensors“ (2014, p. 51). Takto definoval dělení krokového cyklu:

- **Initial contact (počáteční kontakt) –** kontakt paty se zemí.
- **Loading respons –** doba bezprostředně po počátečním kontaktu do doby zdvihnutí kontralaterální končetiny od země.
- **Midstance –** doba, kdy obě přednoží a paty začínají být v kontaktu se zemí.
- **Terminal stance –** v této fázi je v kontaktu se zemí pouze předonoží (pata se začíná odlepovat od země).
- **Preswing –** dopad protilehlé končetiny, těsně před zvednutím ipsilaterální končetiny.
- **Initial – swing –** noha se odlepuje od země a končí v maximální flexi v koleni.
- **Mid – swing –** doba, která trvá od maximální flexe v kolenním kloubu, do doby, než tibie dosáhne vertikály.
- **Terminal swing –** tato doba začíná, když je tibie ve vertikále a končí iniciálním kontaktem.

## 1.3 Teorie o chůzi na chodícím pásu

Chodící pásy jsou čím dál častěji zahrnovány do rehabilitace. Využíváme je nejčastěji k analýze chůze a k tréninku chůze (Fairley et al., 2010, p. 987). Chodící pásy vyžadují malý prostor, umožňují využití podpůrných mechanismů (závěsné sedáky) a umožňují kontrolu rychlosti pro usnadnění porovnávání kinematických a kinetických parametrů (Parvataneni et al., 2009, p. 95). Chodící pásy, díky potřebě pouze malého prostoru, usnadňují také využití

statických kamer a monitorovacích zařízení. Kamery se používají hlavně z důvodu, aby byla zajištěna platnost daného výzkumu (Alton et al., 1998, p. 436).

Chodící pásy jsou sice nejvíce využívány k rozboru chůze, ale zároveň samotnou mechaniku chůze narušují. Využití chodících pásů k vyhodnocení chůze může být vhodné pro ty proměnné, pro které je chůze po zemi a chůze po pásu rovnocenná. Výsledkem chůze na pásu je značná kinematická variabilita kroku (Row Lazzarini et Kataras, 2016, pp. 42–43).

Stále přetrvává diskuze o tom, zda je chůze na chodícím páse ekvivalentní s chůzí po zemi. Zejména v jiných případech, než u zdravé a mladé populace (Parvataneni et al., 2009, p. 95).

Chůze na pásu vede k rozšíření báze kroku, ke zvýšení výdeje energie a naruší koordinaci chůze. Bylo prokázáno, že tyto pásy také zvyšují kadenci, stabilitu, rytmus chůze a zároveň snižují variabilitu. Proto se výše uvedené aspekty chůze projevují lépe na chodícím pásu než při chůzi po zemi (Row Lazzarini et Kataras, 2016, pp. 42–43).

Řada studií se s Row Lazzarini et Kataras shoduje v parametru vyšší kadence v důsledku kratší stojné fáze při využití pásu než u chůze po zemi (Alton et al., 1998, pp. 434–436).

Ve studii, se kterou nás seznámil Alton et al. (1998, p. 434) se prokázalo zvýšení rychlosti během chůze a zlepšení extenze v kyčelním kloubu. Došlo k signifikantnímu zvětšení rozsahu pohybu kyčelního kloubu a ke zvětšení úhlu flexe kyčle během chůze na pásu.

Studie od Staszkiewicz et al. (2012, pp. 75–77) ukazuje, že se časové parametry ohledně chůze po zemi a chůze na pásu liší o méně než 5 % a nejsou statisticky významné. Riley et al. (2007, pp. 17–24) popisuje hodnoty 22 parametrů v kloubech během pohybu jak na pásu, tak při chůzi po podložce a tyto hodnoty ukazují, že pouze 12 parametrů se významně liší, ale velikost rozdílů je obecně nižší než 2°. Výzkum Parvataneni et al. (2009, pp. 95–100) shledává totožné výsledky. Tito vědci tvrdí, že krok, krokový cyklus a úhlová kinematika kloubů jsou podobné pro oba režimy chůze. Výjimku tvoří pouze maximální flexe kyčle a extenze kolenního kloubu, které jsou výraznější u chodícího pásu než u chůze po podložce.

### 1.3.1 Rychlost chůze na chodícím pásu

Item – Glatthorn et al. (2016, p 259–260) ve své studii testovali vliv rychlosti pásu na charakteristiku chůze. Chůze na pásu je nejčastěji zkoumána během předem určené rychlosti nebo během rychlosti vlastního výběru probanda. Někteří probandi nemusí být schopni dokončit chůzi na pásu při určité rychlosti, to bývá dané bolestí, která je omezuje. Nebo naopak mohou znehodnocovat výsledky chůze zapojením kompenzační strategie při krokovém cyklu.

Podle této studie by měly být hodnoceny parametry chůze v méně náročných podmínkách (pomalá rychlost). V náročnějších podmínkách (chůze do kopce, z kopce) na pásu se prokázala větší aktivace svalů dolních končetin než při chůzi po zemi. Ukázalo se, že chodící pásy jsou vhodné k vyhodnocení reakční síly, dále k vyhodnocení prostorových a časových parametrů během chůze při rychlosti vybrané probandem u zdravých jedinců.

## 1.4 Musculus. iliopsoas

Musculus iliopsoas se považuje za jeden z nejzáhadnějších svalů v lidském těle (Morling, 2009, p. 7). Je jediným svalem v lidském těle, který přímo spojuje femur s páteří (když nepočítáme m. piriformis). Proto ovlivňuje pohyb jak na páteři, tak v kyčelních kloubech (Jorgensson, 1993, p. 125).

M. iliopsoas je posturální sval a pozorováním se prokázala až zarážející tendence ke zkrácení (Janda, 1983, pp. 203–210). Několik studií, které zkoumaly délku m. iliopsoas zjistily, že přibližně 20–30 % procent zdravých jedinců prokazují omezení extenze v kyčelním kloubu o 5 či více stupňů. Janda (1983, pp. 203–210) si vysvětloval zvýšenou bederní lordózu právě zkrácením m. iliopsoas. Studií na prokázání tohoto tvrzení se věnovali Toppenberg et Bullock (1986, pp. 7–12). Nicméně tento experiment neprokázal významný vztah mezi m. iliopsoas a zvětšením bederní lordózy. Ingber (1989, pp. 382–385) ve své studii tvrdí, že m. iliopsoas může omezit dostupný rozsah pohybu bederní páteře do extenze. Jorgensson (1993, p. 125) se ve svém výzkumu zmiňuje, že za zkrácením tohoto svalu může stát hypermobilita bederní páteře. Často se bolesti dolní části zad, bolesti sacroiliakální, ischias, poškození disku, skolióza, menstruační bolesti a bolesti kyčelního i kolenního kloubu připisují právě iliopsoatu. Musíme brát ohled i na biomechanické aspekty, jako je naklonění pánve, nestejná délka končetin, kyfóza a bederní lordóza. Zkrácený m. iliopsoas může zůstat trvale zkrácený z důvodu posturálních návyků způsobených sedavým způsobem života nebo nevyváženým stojem. Ke zkrácení také může vést dřívější trauma, které nebylo zcela vyřešené. Zkrácení tohoto svalu může mít příčinu biomechanickou, fyzickou, ale také psychosomatickou. Často se zkrátí a táhne páteř nebo pánev na dominantní straně. To může způsobit skoliózu, kyfózu, lordózu nebo spazmus zádových svalů. (Morling, 2009, p. 9).

### 1.4.1 Anatomie m. iliopsoas

Musculus iliopsoas je sval, který se skládá ze tří svalů – m. iliacus, m. psoas major a m. psoas minor. Je součástí zadní břišní stěny a je uložen v zadní části v retroperitoneu.

Retroperitoneum není prázdný prostor, ani dutina, ale prostor, který je převážně vyplněn tukem (Croninet al., 2008, p. 295).

Začátek m. iliacus se udává od crista iliaca, horních dvou třetin fossa iliaca, ala sacralis, dále od přední části sacroiliakálního skloubení a iliolumbálních ligament (Cronin et al., 2008, p. 296).

M. psoas major zasahuje obratlové disky Th12 až L5 a příčné výběžky všech bederních obratlů. Prochází inferiorně a laterálně podél zadní stěny břišní a jde pod ligamentem inquinalis, kde se spojuje s m. iliacus a vytvářejí m. iliopsoas. Tento sval bývá asymetrický a je obvykle větší vpravo než vlevo (Cronin et al., 2008, p. 296).

Jako další sval, který se podílí na stavbě m. iliopsoas je m. psoas minor, který chybí u 40 % populace. Pokud je m. psoas minor přítomný, je třeba dát pozor na jeho časté zaměnění s lymfadenopatií (Cronin et al., 2008, p. 298). Začíná na tělech obratlů Th12 a L1 a upíná se na eminencia iliopectinea a fascia iliaca.

M. iliopsoas se upíná na malý trochanter stehenní kosti a krátký úsek jde níže na proximální část femuru (Daivajna et al., 2014, p. 67). M. iliopsoas je posteriorně spojen s m. quadratus lumborum a s páteří (Cronin et al., 2008, p. 298).

Fascia transversalis je silná fascie m. iliopsoas zasahující mezi jednotlivé svaly a vytváří prostor, který je propojen s páteří, hrudníkem, stehenní kostí a pánví. Tato fascie se superiorně mísí s fascií hrudníku a jako m. psoas major posteriorně přechází na ligamentum arcuatum diaphragma. Spojuje se s fascia lata inferiorně a anteriorně lehce naléhá na ledviny, slinivku břišní, aortu, dolní dutou žílu, tlusté střevo, dvanácterník, slepé střevo a apendix (Cronin et al., 2008, p. 298).

Studie od Tatu et al. (2001, 372–374) popisující anatomii femorální části m. iliopsoas rozděluje šlachu m. iliopsoas do tří složek. Rozlišuje hlavní šlachu (neboli m. psoas major), šlachu doplňkovou (tedy šlachu m. iliacus) a pravá svalová vlákna m. iliacus. Šlacha m. psoas major začíná nad úrovní ligamentum inquinale. Zpočátku jde ve frontální rovině a projevuje se jeho charakteristickou rotací, která postupně přepojuje ventrální část šlachy na mediální plochu a dorsální část šlachy na plochu laterální. Po této rotaci se hlavní šlacha rozšiřuje a překrývá malý trochanter na femuru. Studie uvádí, že ve 2 případech z 24 preparací se tato šlacha zcela dělí na dva svazky. V dalších dvou případech se dělí na dva svazky částečně. Doplňková šlacha (šlacha m. iliacus) leží více laterálně než hlavní šlacha. Většina mediálních svalových vláken m. iliacus jde na přední plochu a poté se sloučí s hlavní šlachou. Většina laterálních vláken není součástí uspořádání doplňkové šlachy. Makroskopicky splývají do štěrbiny, kterou vytváří hlavní a doplňková šlacha. Pravá mediální svalová vlákna m. iliacus

se upínají na anteriorní plochu doplňkové šlachy. Laterální vlákna začínají zejména na ventrální části crista iliaca a končí samostatně na anteriorní ploše trochanter minor a v oblasti pod trochanterem. Inferiorní svalová vlákna začínají na linea arcuata, připojují se k hlavní šlaše m. psoas major a končí na ventromediální ploše.

### 1.4.2 Biomechanika a funkce m. iliopsoas

M. iliopsoas flektuje femur vůči pánvi v kyčelním kloubu. Při vzpřímeném stoji brání pádu trupu nazad, dále zvyšuje bederní lordózu při oboustranné činnosti. Také se podílí na lateroflexi, addukci a zevní rotaci femuru. Při trvalé asymetrii může způsobit vybočení páteře. Ve vertikální poloze je trvale aktivní s tendencí ke zkrácení, což se projevuje zvětšením bederní lordózy, které je spojené se zvýšením zátěže kyčelních kloubů. Tímto vzrůstá jejich opotřebení, které se projevuje omezením vnitřní rotace, zkrácením kroku a prvními příznaky koxartrózy (Véle, 2006, s. 241).

Nejvýznamnějším partnerem pro m. iliopsoas je m. gluteus maximus, který je jeho antagonistou, má tendenci k hypotonii a k inhibici jeho funkce při zkrácení m. iliopsoas. Tento stav se projevuje oploštěním svalového bříška a snížením subgluteální rýhy ve vzpřímeném stoji (Véle, 2006, s. 242).

M. iliopsoas pracuje v tandemu s m. rectus femoris, m. pectineus, m. tensor fascie latae a m. sartorius (Morling, 2009, p. 7).

Gracovetsky (1989, pp. 59–60) se domnívá, že páteř je hlavním „motorem“ chůze. Tvrdí, že účinná chůze je poháněna působením páteře, nikoli dolních končetin. Poskytuje nejdůležitější část pohybu pro zahájení chůze. M. iliopsoas nepřetržitě působí na špičky během krokového cyklu. Ze všech tří svalů, které tvoří m. iliopsoas se nejvíce podílí na pohonu vpřed m. iliacus (Travell et Simons, pp. 93–94).

V mnohé literatuře se rozvádí diskuze o nejednoznačné funkci m. psoas major. Je dobře známo, že primární funkce m. psoas major je flexe v kyčelním kloubu. Existují ovšem i další činnosti toho svalu, které nejsou tak dobře známy. První, kdo vyšetřoval elektromyograficky úlohu m. iliopsoas byl Basmajian (1958, pp. 127–132), který došel k závěru, že m. psoas major nemůže být oddělovaný od m. iliacus s ohledem na jejich společné působení na kyčelní kloub. Další elektromyografická studie byla vypracována Keagy et al. (1966, pp. 1377–1382), kteří umístili elektrody přímo na m. psoas major pěti pacientům. Nahrávky vytvořené během různých aktivit naznačily, že aktivita m. psoas major koreluje s upřednostněním jedné dolní končetiny během chůze a dochází také k ovlivnění odchylky trupu během sedu. M. psoas major významně neovlivňuje rotaci, abdukci a ani addukci. Nachemson (1966, pp. 177–188) ukázal,

že m. psaos major byl aktivní během vzpřímeného stoje a během koncentrické a excentrické fáze flexe trupu. Dle tohoto pozorování se domníval, že m. psoas major může fungovat jako stabilizátor bederní páteře.

Bogduk et al. (1992, pp. 109–119) tvrdí, že biomechanická analýza ukazuje, že psoas major má jen slabý účinek na bederní páteř vzhledem k flexi nebo extenzi. Věří, že m. psoas major hlavně působí na stabilitu svalů bederní páteře skrz axiální kompresi. Comerford et Mottram (2001, pp. 15–26) souhlasí s Bogdukem a rozvíjí svou teorii tvrzením, že tato axiální komprese fixuje páteř v neutrálním postavení, zatímco podélně tahá hlavici femuru do kloubní jamky.

Yoshio et al. (2002, pp. 199–207) využívali těla mrtvých k analýze m. psoas major jak ve své dynamické fázi (jako flexor kyčelního kloubu), tak ve své statické fázi (zahrnující fixaci kyčelního kloubu k udržení sedu nebo stoje proti gravitaci). Výsledky studie naznačují, že m. psoas major pracuje fázicky. Za prvé pracuje jako vzpřimovač bederní páteře, dále jako stabilizátor hlavice femuru v acetabulu (od 0°–15°). Za druhé snižuje stabilizační činnost na rozdíl od udržení činnosti vzpřimovací (od 15°–45°) a za třetí funguje jako efektivní flexor kyčelního kloubu (od 45°–60°). Dále dospěl k závěru, že funkce m. psoas major jako stabilizátoru kyčelního kloubu je zastíněna svou aktivitou stabilizování/vzpřimování bederní páteře. Klinická studie provedená Dangeria et Naesh (1998, pp. 928–931) zkoumala průřez m. psoas major u zdravých jedinců a u pacientů s jednostranným ischias, který byl způsobený herniací disku. Autoři prokázali, že u většiny pacientů s herniací v bederní oblasti došlo k významnému snížení průřezové plochy m. psoas major na postižené straně, a to převážně v úrovni herniace disku. Navrhli, že existuje vztah mezi snížením průřezové plochy m. psoas major a délkou trvání ischias na postižené straně. Naopak interpretovali, že neexistuje korelace mezi velikostí herniace disku a snížením průřezu m. psoas major.

Podobně Baker et al. (2004, pp. 515–519) zkoumali příčný řez m. psoas major při jednostranné bolesti dolních zad s využitím magnetické rezonance. Autoři studie zjistili, že existují statisticky významné rozdíly v příčném průřezu m. psoas major mezi pravou a levou stranou na úrovni L1 – L5. Dále zjistili, že existuje pozitivní korelace mezi snížením průřezové plochy m. psoas major a délce trvání příznaků. Další studie, která využívala magnetickou resonanci, posuzovala účinky klidu na lůžku na svaly trupu. Autoři Hides et al. (2007, pp. 1687–1692) předpokládali, že dojde buď ke snížení průřezové plochy, nebo zůstane ve stejném stavu. Překvapivě bylo ale zjištěno, že průřezová plocha m. psoas major a m. rectus abdominis naopak vzrostla. Toto zvýšení (nebo hypertrofii) připsali nárůstu svalového tonu

a udržování trupu ve flekčním držení během klidu na lůžku, což má za následek zkrácení m. psoas major.

## 1.5 Řetězení svalů

Svaly se mohou zkrátit pouze díky přiblížení svých úponů a poté nabýt své původní délky. Dokáží udržet polohu segmentů proti vlivu zevní síly a provádějí pohyb. Většina pohybů probíhá diagonálně a ve více segmentech najednou. Při pohybu vždy působí několik svalů současně a tím vytvářejí svalové skupiny se společnou funkcí. Jednotlivé svaly jsou propojeny do širších funkčních celků pomocí vazivových nebo kostěných struktur. Svalová smyčka je tvořena svaly propojující pohyblivý kostní segment se dvěma pevnými strukturami (punctum fixum). Smyčka přitahuje pohyblivý segment (punctum mobile) k jednomu či druhému opěrnému bodu nebo pevně fixuje jeho pozici vůči opěrným bodům. Svalový řetězec vzniká vzájemnou funkční i fyzikální vazbou několika svalů nebo smyčkou propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými a kostními strukturami do řetězce. Tento řetězec tvoří samostatný složitý útvar, který je programově řízen z CNS. Zřetězené svaly nemusí pracovat synchronně, CNS umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých částí dle timingu, který pohyb svalů koordinuje. Tím se dosahuje přesnosti pohybu při úspoře energie (Véle, 2006, ss. 313–314).

### 1.5.1 Svalový řetězec mezi pánví a femurem

Svalová smyčka mezi pánví a femurem bývá postižena hypertonií v oblasti m. iliopsoas a hypotonií v oblasti m. gluteus maximus a vede ke změně postavení sakroiliakálního kloubu. Tato svalová smyčka jde následovně: os ilium – m. gluteus maximus – femur – m. iliacus – os ilium – femur – m. psoas → lumbální páteř – os sacrum – os ilium (Véle, 2006, s. 323)

## 1.6 Strečink

Strečink je využíván při mnohých sportovních aktivitách jako součást přípravy před začátkem intenzivní aktivity (Nagano et al, 2006, p. 423).

Míra pohybu, která se vyskytuje v kloubu, se nazývá rozsah pohybu – range of motion (ROM). Rozsah pohybu je určen řadou faktorů zahrnující strukturu pojivové tkáně, úroveň aktivity, věk a pohlaví. Kloubní pouzdro omezuje rozsah pohybu v kloubu o 47 %, svalstvo o 41 %, šlacha o 10 % a kůže o 2 % (Bunc, 1995, pp. 6–9).

Flexibilita se řadí mezi kondičně – koordinační schopnosti. Nedostatečná míra flexibility může být limitujícím faktorem při provádění pohybových aktivit. (Kabešová, 2011, s. 76). Flexibilita je měřítkem rozsahu pohybu a má statické i dynamické komponenty. Statická flexibilita je rozsah možného pohybu kolem kloubu a jeho okolních svalů při pasivním pohybu. Statická flexibilita nevyžaduje úmyslnou aktivitu svalů. Dynamická flexibilita se vztahuje k dosažitelnému rozsahu pohybu během aktivního pohybu, a tudíž vyžaduje úmyslnou svalovou činnost. Dynamický rozsah pohybu je obecně vyšší než statický rozsah pohybu (Baechle et Earle, 2008, p. 297).

Je dobře známo, že dobrá flexibilita přináší pozitivní přínos pro naše svaly a klouby. Napomáhá prevenci úrazů, pomáhá minimalizovat bolesti svalů a zvyšuje efektivitu všech fyzických aktivit. Zvýšení flexibility může také zlepšit kvalitu života a funkční nezávislost (Nelson et Kokkonen, 2007, p. 5). Flexibilita je považována za velmi důležitý prvek pro správnou kondici. Protahovací cvičení ke zvýšení flexibility byly spojeny s dosažením lepších výkonů, se snížením bolestivosti svalů po tréninku a se zvýšeným rozsahem pohybů v kloubech. Nejčastěji však bývá flexibilita spojována s rizikem vzniku zranění (Magnusson, 1998, 65–66).

Cílem strečinku je zajistit individuálně optimální rozsahy pohybů vzhledem k anatomickým a fyziologickým možnostem pohybového systému. Uvolněním svalů (relaxací), optimální reflexní svalovou aktivitou a odpovídající silou agonistů docílíme efektivního protažení svalů a vazů (Kabešová, 2011, s. 78). Během strečinku se zaměřujeme na svaly a fascie, které obsahují více elastického vaziva než na svaly a vazy, u kterých může dojít k narušení funkce a k destabilizaci kloubu (Alter, 1999, s. 45).

### 1.6.1 Faktory ovlivňující flexibilitu

Flexibilitu ovlivňuje řada faktorů, jako je např. struktura kloubu, pohlaví a věk. Tyto faktory se tréninkem nedají významně ovlivnit. Flexibilitu můžeme ovlivnit kvalitní přípravou před zahájením dané činnosti, a to např. protahovacími cviky a cvičením se zátěží (Beachle et Earle, 2008, p. 298).

Struktura kloubu určuje rozsah pohybu. Kulové klouby (jako je kyčelní kloub) umožňují pohyb ve všech anatomických rovinách a mají největší rozsah pohybu ze všech kloubů. Například zápěstí je elipsoidní kloub, který umožňuje pohyb v sagitální a frontální rovině. Jeho rozsah pohybu je podstatně menší než rozsah pohybu v kyčelním kloubu (Beachle et Earle, 2008, p. 298).

Mladí lidé mají tendenci být flexibilnější než starší lidé. Ženy mají větší tendenci být flexibilnější než muži. Rozdíly ve flexibilitě mezi mladými muži a mladými ženami mohou být způsobeny strukturálními a anatomickými odlišnostmi. Starší lidé postihuje proces zvaný fibróza, ve kterém vláknitou pojivovou tkáň nahrazují degenerující svalová vlákna (Beachle et Earle, 2008, p. 298).

Limitovat rozsah pohybu mohou i šlachy, vazy, fasciální pochvy, kloubní pouzdra nebo kůže. Pružnost a plasticita pojivové tkáně jsou dalšími faktory, které určují rozsah pohybu. Právě protahovací cvičení může pozitivně ovlivnit pojivové tkáně díky jejich plastickému potenciálu (Beachle et Earle, 2008, p. 298).

Omezit flexibilitu může i špatně nastavený odporový trénink. Cviky by se měly provádět tak, že se rovnoměrně rozvíjí agonistické i antagonistické svaly. Velký nárůst svalové hmoty může také nepříznivě ovlivnit rozsah pohybu tím, že brání pohyblivosti kloubů (Beachle et Earle, 2008, p. 298).

### 1.6.2 Typy strečinku

Existují 4 hlavní typy strečinku – statický strečink, balistický strečink, dynamický strečink a postizometrická relaxace.

**Statický strečink**

Při statickém strečinku protahujeme daný sval nebo danou svalovou skupinu výdrží po určitý čas v dané protahovací poloze (Nelson et Kokkonen, 2015, p. 9). Dle Buzkové (2006, s. 15) je to nejběžnější typ strečinku, který stimuluje flexibilitu. Doporučená výdrž v literatuře je 30 sekund. Vzhledem k tomu, že se statický strečink provádí pomalu, nedochází k vyvolání napínacího reflexu. Proto je pravděpodobnost zranění menší než při balistickém protahování. Samozřejmě může k poranění dojít při příliš intenzivním protahování. Statický strečink je snadné se naučit a je zde prokázaný účinek na zvětšení rozsahu pohybu (Beachle et Earle, 2008, p. 300).

Statický strečink se již dlouho využívá v rámci zahřívací části tréninku (warm – up) a jeho cílem je zvýšit výkonnost a snížit riziko zranění. Existuje již mnoho studií ohledně vlivu statického strečinku před výkonem na snížení rizika úrazu. Přesto ale důkazů, že strečink před nebo po zátěži zabraňuje vzniku zranění nebo snižuje bolestivost svalů, je poměrně málo. Ačkoliv statický strečink před aktivitou může zlepšit výkonnost při sportu, který vyžaduje zvýšení rozsahu pohybu (např. gymnastika), může naopak ohrozit svalový výkon. V těchto

případech je důležité zvážit rizika a přínosy pro zařazení statického strečinku do programu (Baechle et Earle, 2008, p. 297).

**Balistický strečink**

Při balistickém strečinku se provádí švihové pohyby. V krajní poloze tedy není žádná výdrž (Nelson et Kokkonen, 2015, p. 9). Jak uvádí Beachle et Earle (2008, p. 300) tento typ strečinku se často využívá před pohybovou aktivitou v rámci zahřívací části (warm – up). Nicméně může docházet k poranění svalů nebo pojivové tkáně, jelikož obvykle spouští napínací reflex a neumožňuje zapojeným svalům relaxovat a maří účel protahování. Opačný názor uvádí Nelson et Kokkonen (2015, p. 9), který ve své knize popisuje obavy mnoha lidí, kteří si myslí, že při balistickém strečinku je aktivován právě napínací reflex, což by s sebou neslo větší riziko svalového nebo šlachového zranění – obzvlášť u zkrácených svalů. Nelson také ukazuje na skutečnost, že tato domněnka nebyla žádným vědeckým výzkumem dokázána.

**Dynamický strečink**

Dynamický strečink využívá konkrétní funkce svalu při pohybu. Provádí se specifické pohyby končetinami, které mají za cíl zvýšit rozsah pohybu v kloubu (Nelson et Kokkonen, 2015, p. 9). Beachle et Earle (2008, p. 300) definují dynamický strečink jako funkčně protahovací cvičení, které využívá specifické sportovní pohyby, aby připravily daný sval pro konkrétní činnost. Dynamický strečink je stále nejvíce preferovaným způsobem protažení během zahřívací fáze tréninku. Výhody dynamického strečinku zahrnují schopnost podporovat dynamickou flexibilitu, kopírovat pohybové vzory a udržovat potřebný rozsah pohybu pro dané sportovní aktivity. Dále pomáhá tělo před aktivitou zahřát na rozdíl od statického tréninku, při kterém naopak teplota klesá. Charakteristické pro dynamický strečink jsou skoky, kývavé pohyby, pohyby většího rozsahu pohybu, při kterých jsou aktivovány proprioreceptivní reflexy (Nelson et Kokkonen, 2008, p. 9).

**Postizometrická relaxace a reciproční inhibice**

Postizometrická relaxace je technika, kterou využíváme k uvolnění svalového spasmu ve svalu (trigger point). Principem této techniky je relaxace hypertonických svalových vláken. Relaxace následuje po lehké izometrické kontrakci svalu (Dvořák, 2007, s. 36).

Postizometrická relaxace obsahuje 4 kroky. Prvním dosáhneme předpětí ve směru cíleného pohybu, během druhého kroku klade pacient odpor (o minimální síle, alespoň

5 sekund) proti zamýšlenému pohybu. Následuje třetí krok, kdy pacientovi řekneme „s výdechem úplně povolte“. V poslední fázi pacient relaxuje, dochází k fenoménu uvolnění. Z nově získaného postavení můžeme postup opakovat (Kolář, 2009, p. 247).

Reciproční inhibice zpravidla následuje po postizometrické relaxaci. Během reciproční inhibice jde o to, že pacient napíná antagonistu svalu proti odporu. Pouze lehkým odporem dosáhneme nejlepšího výsledku (Kolář, 2009, p. 247).

## 1.7 Chodící pás Zebris

Systém Zebris FDM-T je chodící pás, který má zabudovanou tlakovou plošinu s možností analýzy i terapie chůze. K analýze statického a dynamického rozložení sil slouží měřící software FDM-T. Můžeme synchronizovat měření z tlakové plošiny se záznamem ze dvou kamer pro základní videoanalýzu pohybu (Kolářová et al., 2014, ss. 38–46).

Pod chodícím pásem (s elektrickým pohonem) je zabudovaná plošina o velikosti 150 x 50 cm, která slouží ke snímání silových parametrů. Maximální sklon pásu je 15 %, maximální rychlost pásu je 10 km/hod (se zrychlením 0,1 km/hod). Chodící pás umožňuje i nácvik chůze pozpátku. A to díky zpětným chodům motorů. Jelikož software při snímání chůze nerozezná, že jde vyšetřovaný v opačném směru, musíme si tento fakt při vlastní analýze dat zohlednit. Pro okamžité zastavení chodícího pásu během terapie použijeme červené „stop tlačítko“. Tato tlačítka nalezneme na základním ovládacím panelu, na přenosném ovladači s magnetem a na madle chodícího pásu (Kolářová et al., 2014, ss. 38–46).

### 1.7.1 Možnosti vyšetření

Pomocí systému FMD-T můžeme provádět analýzu stoje a chůze. Jednou z dalších možností, kterou nám chodící pás Zebris poskytuje je sledování lokomoce a schopnost modifikovat krokový cyklus v rámci terapie. Po ukončení vyšetření nám slouží pro klinické i statistické zhodnocení výsledků měřeného probanda reporty, které nabízejí grafické i číselné výstupy (Kolářová et al., 2014, ss. 38–46).

**Vyšetření stoje**

Toto vyšetření se provádí ve stoji na chodícím páse, bez opory horních končetin s pohledem vpřed. Doba vyšetření je přednastavena na třicet sekund. Informuje nás o několika parametrech:

- **Analysis Time (s) –** doba analýzy
- **95 % confidence ellipse aera ($mm^2$) –** plocha, ve které se promítá 95 % COP při analýze
- **COP path length (mm) –** délka trajektorie pohybu COP při měřené analýze
- **COP average velocity (mm/s) –** průměrná rychlost pohybu COP v čase
- **Average Forces (%) –** procentuální zatížení chodidel

Kromě těchto hodnot se v reportu dozvíme také o průměrném rozložení tlaků ($N/cm^2$) a průměrném silovém působení končetin (N) (Kolářová et al., 2014, ss. 38–46).

**Vyšetření chůze**

Pacient chodí v určitém časovém úseku (standardně 60 sekund) na chodícím páse, kdy rychlost je nastavena buď v rámci metodiky, nebo si ji určuje pacient sám. Výsledný report má několik stránek a mnoho hodnocených parametrů (Kolářová et al., 2014, ss. 38–46).

Z analýzy chůze zjišťujeme:

- **Maximální tlaky a charakter průběhu COP ve všech krokových cyklech –** kromě jednotlivých krokových cyklů jsou zde také průměry midstance, stojné fáze a absolutní maximum
- **Časoprostorové parametry chůze –** zde nalezneme např. hodnoty jako je délka kroku, šířka kroku, doba jednotlivých fází kroku v procentech, rychlost, frekvenci atd.
- **Silové parametry kroku –** grafické zobrazení:
  - Butterfly Diagram – průběh COP v průběhu krokového cyklu
  - Gait line left/right – průběh COP každé dolní končetiny
- **Distribuce tlaků ve stojné fázi –** analýza silového působení na každou část chodidla v průběhu času (Kolářová et al., 2014, ss. 38–46).

# 2 CÍLE A HYPOTÉZY

## 2.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce je zjistit, zda má protažení m. iliopsoas vliv na velikost rozsahu pohybu kyčelního kloubu do pasivní extenze a zda má toto protažení krátkodobý i dlouhodobý účinek na parametry stoje a na parametry krokového cyklu.

## 2.2 Vědecké otázky a hypotézy

**Vědecká otázka č. 1**

***Existuje prokazatelný vliv protažení m. iliopsoas na velikost rozsahu pohybu kyčelního kloubu do pasivní extenze.***

**$H_0$1:** Rozsah pohybu do pasivní extenze v kyčelním kloubu se neliší před první terapií a po třetí terapii.

**$H_A$1:** Rozsah pohybu do pasivní extenze v kyčelním kloubu se liší před první terapií a po třetí terapii.

**Vědecká otázka č. 2**

***Existuje prokazatelný krátkodobý a dlouhodobý účinek protažení m. iliopsoas na vybrané parametry stoje?***

**$H_0$2:** Parametry stoje měřené před první terapií a po první terapii jsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Konfidenční elipsa ($mm^2$)
- Délka trajektorie pohybu COP (mm)
- Průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny (%)

**$H_A$2:** Parametry stoje měřené před první terapií a po první terapii nejsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Konfidenční elipsa ($mm^2$)
- Délka trajektorie pohybu COP (mm)
- Průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny (%)

**$H_0$3:** Parametry stoje měřené před první terapií a před třetí terapií jsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Konfidenční elipsa ($mm^2$)
- Délka trajektorie pohybu COP (mm)
- Průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny (%)

**$H_A$3:** Parametry stoje měřené před první terapií a před třetí terapií nejsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Konfidenční elipsa ($mm^2$)
- Délka trajektorie pohybu COP (mm)
- Průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny (%)

**Vědecká otázka č. 3**

***Existuje prokazatelný krátkodobý a dlouhodobý účinek protažení m. iliopsoas na vybrané parametry krokového cyklu?***

**$H_0$4:** Parametry chůze měřené před první terapií a po první terapii jsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku (cm)
- Šířka kroku (cm)
- Stride time (s)
- Frekvence kroků (steps/min)
- Length of gait line (mm)
- Laterální symetrie (mm)
- Odval chodidla (s)
- Maximální silové působení (N)

**$H_A$4:** Parametry chůze měřené před první terapií a po první terapii nejsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku (cm)
- Šířka kroku (cm)
- Stride time (s)
- Frekvence kroků (steps/min)
- Length of gait line (mm)
- Laterální symetrie (mm)
- Odval chodidla (s)
- Maximální silové působení (N)

**$H_0$5:** Parametry chůze měřené před první terapií a před třetí terapií jsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku (cm)
- Šířka kroku (cm)
- Stride time (s)
- Frekvence kroků (steps/min)
- Length of gait line (mm)

- Laterální symetrie (mm)
- Odval chodidla (s)
- Maximální silové působení (N)

**HA5:** Parametry chůze měřené před první terapií a před třetí terapií nejsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku (cm)
- Šířka kroku (cm)
- Stride time (s)
- Frekvence kroků (steps/min)
- Length of gait line (mm)
- Laterální symetrie (mm)
- Odval chodidla (s)
- Maximální silové působení (N)

# 3 METODIKA

V rámci této diplomové práce byly hodnoceny parametry chůze a stoje u zdravých jedinců před terapií, po krátkodobé terapii a po dlouhodobé terapii. Experiment probíhal v Kineziologické laboratoři na lůžkovém rehabilitačním oddělení ve Fakultní nemocnici Olomouc. Měření začalo v říjnu 2016 a bylo ukončeno v únoru 2017.

## 3.1 Charakteristika testovaného souboru

Do studie bylo zařazeno 14 zdravých probandů. Měřeno bylo 12 žen a 2 muži ve věkovém rozmezí 37–62 let s průměrným věkem 48 ± 6,8 let a s průměrným BMI 25,0 ± 3,7 kg/m$^2$. Zařazovacím kritériem do studie bylo, že žádný z probandů nemá diagnostikovanou koxartrózu v kyčelním kloubu, udává maximálně bolest do třetího stupně škály VAS a je schopen samostatné chůze. Další podmínkou zařazení do studie byla nepřítomnost akutního poúrazového stavu, neurologického či ortopedického nálezu a kognitivního deficitu. Probandi byli před začátkem terapie seznámeni s průběhem vyšetření, metodikou výzkumu a následnou terapií. Probandi museli podepsat informovaný souhlas ke zpracování a vyhodnocení dat pro účely této práce.

## 3.2 Průběh měření

Každý proband byl nejdříve seznámen s průběhem daného měření a poté podepsal informovaný souhlas (viz Příloha 1). Případné dotazy byly probandovi zodpovězeny. Před samotným měřením každý zúčastněný vyplnil dotazník (viz Příloha 2), který obsahoval tyto otázky:

- Máte bolesti kyčelního kloubu?
- Měl/a jste někdy poranění dolních končetin?
- Prodělal/a jste někdy operaci dolních končetin?
- Věnujete se nějakému sportu?
- Protahujete se doma?

Součástí byl také kineziologický rozbor, který byl zaznamenáván na druhou stranu dotazníku. V rámci kineziologického rozboru bylo vyšetřeno postavení DKK, test 3M, měření rozsahu pohybu do extenze kyčelního kloubu, timing m. gluteus maximus a další.

Před každým měřením bylo nutné chodící pás Zebris zkalibrovat. Po celou dobu testování byli probandi naboso. Po kalibraci byl proband instruován, aby se postavil na chodící pás a díval se rovně před sebe (viz Obrázek 2). Pro zamezení vizuální korekce byla vypnuta televize, která promítá videozáznam měření. V následujících dvou minutách probíhalo měření stoje. Nahrávání přístroje bylo zapnuto náhodně po dobu třiceti sekund. Před chůzí byl proband požádán, aby opustil pás z důvodu kalibrace. Poté byl chodící pás zapnut a terapeut postupně přidával rychlost. Proband si určil individuální rychlost, která odpovídala jeho přirozené chůzi. Na tuto rychlost se proband adaptoval tři minuty. Poté následovala fáze měření chůze, vlastní zaznamenávání trvalo jednu minutu (proband opět nevěděl, ve který okamžik začíná měření).

Následovalo protažení m. iliopsoas v pozici vleže na boku na okraji lehátka. Spodní dolní končetina byla pokrčena do 90° flexe v kolenním i v kyčelním kloubu (u některých probandů o několik stupňů méně – dle jejich zakřivení páteře), spodní horní končetina byla uložena pod hlavou a svrchní horní končetina lehce přidržovala koleno spodní dolní končetiny (viz Obrázek 3–4). Svrchní dolní končetinu terapeut uchopil zespodu přes lýtko, držel za koleno a vedl končetinu do extenze v kyčelním kloubu. Svou druhou horní končetinou a trupem terapeut fixoval pánev a zároveň se snažil vyvarovat prohloubení bederní lordózy. Proband následně dostal pokyn lehce zatlačit kolenem proti ruce terapeuta (směrem k hrudníku) a stále udržovat lehký tlak. Po přibližně dvaceti sekundách proband s hlubokým výdechem dolní končetinu uvolnil a terapeut ji vedl do lehkého protažení směrem do extenze. Tento průběh protažení se opakoval ještě sedmkrát. Následovala reciproční inhibice m. psoas major ve stejné pozici, tedy vleže na boku. Svrchní dolní končetina byla v extenzi (s ohledem na správné zakřivení páteře) a terapeutova ruka držela probandovo chodidlo (viz Obrázek 5). Proband měl za úkol odtlačit terapeutovu ruku směrem do extenze. Reciproční inhibice byla provedena čtyřikrát. Tento celý proces se opakoval stejně na druhém boku pro druhou dolní končetinu.

Proband byl vyzván, aby si opět stoupl na chodící pás. Předtím byl pás znovu zkalibrován. Chodící pás terapeut nastavil na preferovanou rychlost probanda a opět proběhla tříminutová adaptace. Poté terapeut zapnul měření chůze. Po skončení záznamu dat proband opustil pás, aby mohl terapeut zapnout další kalibraci. Po zkalibrování chodícího pásu byl proband vyzván, aby se na něj vrátil. Během dalších dvou minut proběhlo měření stoje, které trvalo třicet sekund.

Na závěr celého měření byl proband instruován k autoterapii strečinku m. iliopsoas. Cvik se nazývá „vysoký rytíř“ (viz Obrázek 7). Jedna dolní končetina je vpřed a druhá vzad, špičky směřují dopředu. Přední dolní končetina je v semiflexi v kolenním kloubu a zadní dolní končetina je extendovaná. Proband přenáší váhu na přední končetinu, přitom si hlídá postavení nohou, pánve a páteře (aby se neprohýbal v oblasti beder). Tento cvik opakuje desetkrát pro každou dolní končetinu alespoň dvakrát denně.

Po čtrnácti dnech proband absolvoval druhou návštěvu. Toto měření probíhalo obdobně. Rozdíl byl ve způsobu protažení m. iliopsoas. Tentokrát proband prováděl dvě minuty dlouhé nákroky na pohybujícím se pásu (rychlost minimální, ale opět individuální dle probanda) (viz Obrázek 6). Protahovací cvik probandovi na doma zůstal nadále, terapeut provedl korekci tohoto cviku.

Třetí měření následovalo měsíc po druhém. Bylo provedeno před vlastní terapií, jelikož by terapie ovlivnila výsledky dlouhodobého strečinku. Metodika byla stejná jako při prvním měření. Po posledním měření probandi odpověděli na otázku týkající se bolesti kyčelního kloubu (menší – stejná – větší než před začátkem terapie). Terapeut provedl výstupní kineziologický rozbor a předem vybrané testy.

### 3.2.1 Testované parametry

**Testování stoje**

- ***95 % confidence ellipse area (mm$^2$)*** **–** plocha, kde se nachází 95 % všech projekcí COP v měřeném čase.
- ***COP path length (mm)*** **–** délka trajektorie pohybu COP v měřeném čase.
- ***Average Forces (%)*** **–** průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny.

**Testování chůze**

- ***Step length (cm)*** **–** délka kroku (vzdálenost mezi kontaktem paty pravé a levé dolní končetiny).
- ***Step width (cm)*** **–** šířka kroku.
- ***Stride time (s)*** **–** doba od kontaktu paty po kontakt paty stejnou dolní končetinou.
- ***Cadence (steps/min)*** **–** frekvence (počet kroků za minutu).

- ***Length of gait line (mm)* –** číselné vyjádření změny polohy COP pro jednu dolní končetinu (vypočteno na základě reakčních sil působících na podložku pro každou končetinu zvlášť).
- ***Lateral symmetry (mm)* –** laterolaterální lokalizace středového bodu Butterfly Diagramu (záporné hodnoty – posun vlevo, kladné hodnoty – posun vpravo, nulová hodnota – představuje symetrii).
- ***Time change heel to forefoot (s)* –** odval chodidla vyjádřený v čase stojné fáze.
- ***Maximum force (N)* –** maximální silové působení.

## 3.3 Statistika

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software IBM SPSS Statistics 23 a program Microsoft Excel 2010. Všechny statistické testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

Data byla popsána ukazateli popisné statistiky – mediánem, minimální a maximální hodnotou. Byl spočítán i aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Hypotézy byly následně ověřovány Wilcoxonovým párovým testem. Tento test byl zvolen vzhledem k malému rozsahu výběru. Zkoumaný vzorek tvořilo 14 probandů.

Výsledky byly přehledně shrnuty do tabulek. V tabulkách je uvedena hodnota mediánu, nejnižší naměřená hodnota (min), nejvyšší naměřená hodnota (max), průměrná hodnota a směrodatná odchylka (SD). Počet pacientů je označen *n.* V posledním sloupci je uvedena *p* – hodnota Wilcoxonova testu, *p* – hodnoty nižší než 0,05 jsou označeny červeně a výsledky jsou považovány za statisticky významné. U statisticky významných rozdílů je rozložení hodnot ukázáno krabicovými grafy. Vodorovná čára v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horní hrana hodnotu 3. kvartilu. Anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty, pokud byly v souboru nalezeny odlehlé a extrémní hodnoty jsou zakresleny kroužky a hvězdičkami.

V souboru bylo 14 probandů, 12 (86 %) žen a 2 (14 %) muži. Průměrný věk se směrodatnou odchylkou byl 48,8 ± 6,8 let, věkové rozmezí 37 až 62 let a hodnota mediánu byla 48 let. Průměrná hodnota BMI se směrodatnou odchylkou byla 25,0 ± 3,7 kg/m$^2$, rozmezí 20,2 až 33,9 kg/m$^2$ a hodnota mediánu byla 24,3 kg/m$^2$.

# 4 VÝSLEDKY

## 4.1 Vědecká otázka č. 1

***Existuje prokazatelný vliv protažení m. iliopsoas na velikost rozsahu pohybu kyčelního kloubu do pasivní extenze?***

### 4.1.1 Testování hypotézy $H_0$1

**$H_0$1:** Rozsah pohybu do pasivní extenze v kyčelním kloubu se neliší před první terapií a před třetí terapií.

Platnost hypotézy $H_0$1 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Nulovou hypotézu $H_0$1 můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy $H_A$1 pro parametr EXT KYK (extenze kyčelního kloubu) - pro pravou i levou dolní končetinu.

Wilcoxonovými testy byly prokázány statisticky významné rozdíly mezi hodnotami kyčelního kloubu do extenze naměřenými před první terapií a před třetí terapií:

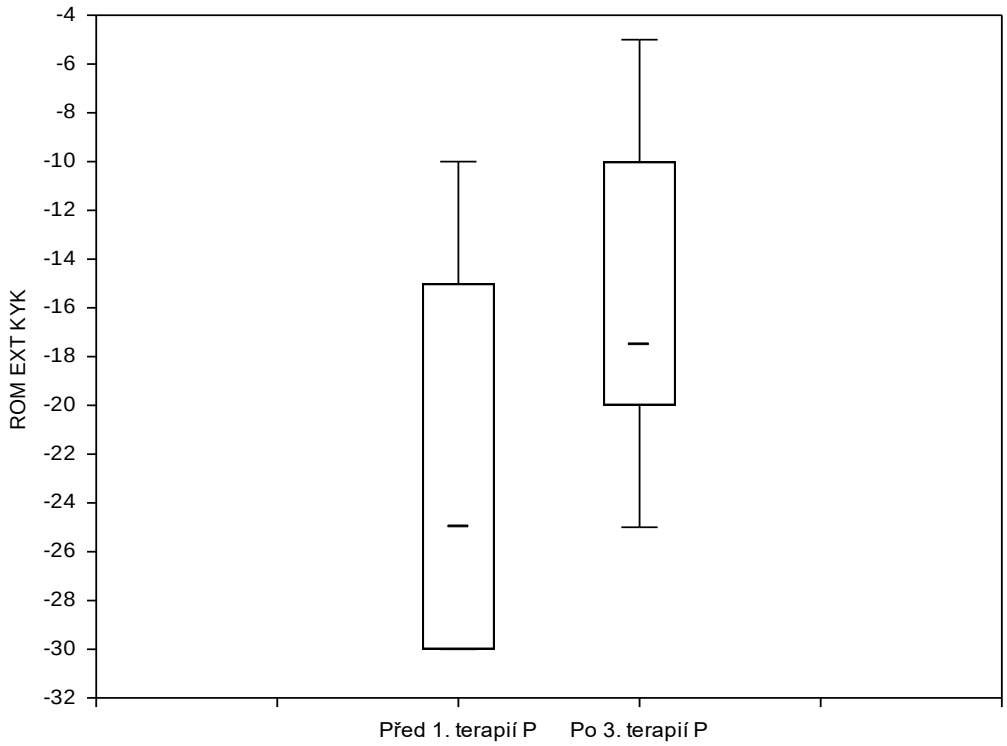
- **EXT KYK PŘED & PO P (p = 0,001) –** hodnoty těchto parametrů se statisticky významně zvýšily (viz Graf 1).
- **EXT KYK PŘED & PO L (p = 0,002) –** hodnoty těchto parametrů se statisticky významně zvýšily (viz Graf 2).

Data v následující tabulce (viz Tabulka 1) uvádějí mediány, minimální a maximální hodnoty, průměry a směrodatné odchylky měřených parametrů před první terapií a před třetí terapií. V posledním sloupci je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu. Signifikantní hodnoty <0,05 jsou v tabulce zvýrazněny tučně. Tyto hodnoty nám potvrzují statisticky významný efekt terapie.

**Tabulka 1** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů

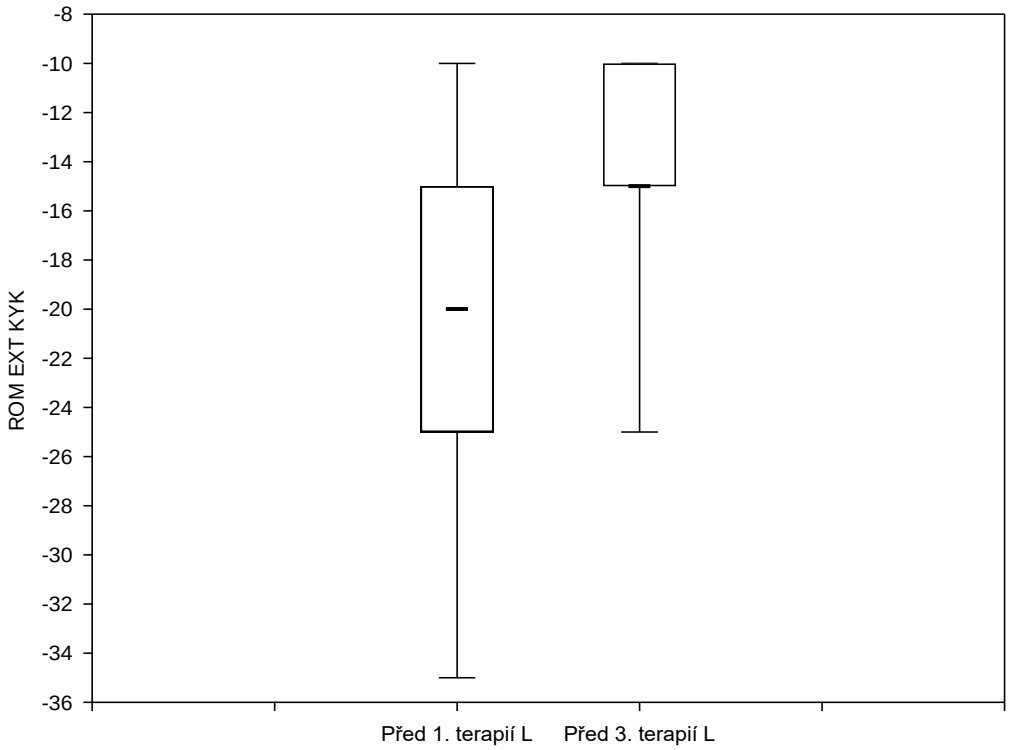
| EXT KYK | PŘED 1. TERAPIÍ (*n* = 14) | | | | | PŘED 3. TERAPIÍ (*n* = 14) | | | | | *p* |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Medián | Min | Max | Průměr | SD | Medián | Min | Max | Průměr | SD | |
| **PDK** | -25 | -30 | -10 | -22 | 7 | -17,5 | -25 | -5 | -16 | 6 | **0,001** |
| **LDK** | -20 | -35 | -10 | -20 | 7 | -15 | -25 | -10 | -14 | 4 | **0,002** |

***Legenda k tabulce 1:*** ***n*** *– počet probandů,* ***min*** *– minimum,* ***max*** *– maximum,* ***SD*** *– směrodatná odchylka,* ***p*** *– hladina významnosti,* ***EXT KYK*** *– extenze kyčelního kloubu,* ***PDK*** *– pravá dolní končetina,* ***LDK*** *– levá dolní končetina*




**Graf 1** Rozsah pohybu kyčelního kloubu do extenze před 1. terapií a před 3. terapií

***Legenda ke grafu 1:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***ROM EXT KYK*** *– rozsah pohybu do extenze v kyčelním kloubu,* ***P*** *– pravá*




**Graf 2** Rozsah pohybu kyčelního kloubu do extenze před 1. terapií a před 3. terapií

***Legenda ke grafu 2:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***ROM EXT KYK*** *– rozsah pohybu do extenze v kyčelním kloubu,* ***L*** *– levá*

## 4.2 Vědecká otázka č. 2

***Existuje prokazatelný krátkodobý a dlouhodobý účinek protažení m. iliopsoas na vybrané parametry stoje?***

### 4.2.1 Testování hypotézy $H_0$2

**$H_0$2:** Parametry stoje měřené před první terapií a po první terapii jsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Konfidenční elipsa ($mm^2$)
- Délka trajektorie pohybu COP (mm)
- Průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny (%)

Platnost hypotézy $H_0$2 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Nulovou hypotézu $H_0$2 nemůžeme zamítnout. Wilcoxonovými testy nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi parametry stoje, které byly naměřené před a po první terapii.

Data zaznamenaná v tabulce (viz Tabulka 2) uvádějí mediány, minimální a maximální hodnoty, průměry a směrodatné odchylky měřených parametrů před první terapii a po první terapii. V posledním sloupci je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu.

**Tabulka 2** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů

| STOJ | PŘED 1. TERAPIÍ (*n* = 14) | | | | | PO 1. TERAPII (*n* = 14) | | | | | *p* |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Mediá n | Min | Max | Průměr | SD | Medián | Min | Max | Průměr | SD | |
| **95 % CeA** | 540 | 39 | 2952 | 775 | 789 | 356 | 128 | 1273 | 414 | 290 | 0,245 |
| **COP PL** | 340 | 225 | 925 | 421 | 214 | 292 | 180 | 686 | 316 | 137 | 0,245 |
| **AF L** | 49 | 42 | 65 | 51 | 6 | 49 | 42 | 61 | 50 | 5 | 0,607 |
| **AF R** | 51 | 35 | 58 | 49 | 6 | 51 | 39 | 58 | 50 | 5 | 0,607 |

***Legenda k tabulce 1:*** ***n*** – počet probandů, ***min*** – minimum, ***max*** – maximum, ***SD*** – směrodatná odchylka, ***p*** – hladina významnosti, ***CeA*** – konfidenční elipsa (plocha, kde se nachází 95 % všech projekcí COP), ***COP PL*** – délka trajektorie pohybu COP, ***AF*** – průměrné procentuální zatížení, ***L*** – levá, ***R*** – pravá

### 4.2.2 Testování hypotézy $H_0$3

**$H_0$3:** Parametry stoje měřené před první terapií a před třetí terapií jsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Konfidenční elipsa ($mm^2$)
- Délka trajektorie pohybu COP (mm)
- Průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny (%)

Platnost hypotézy $H_0$3 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

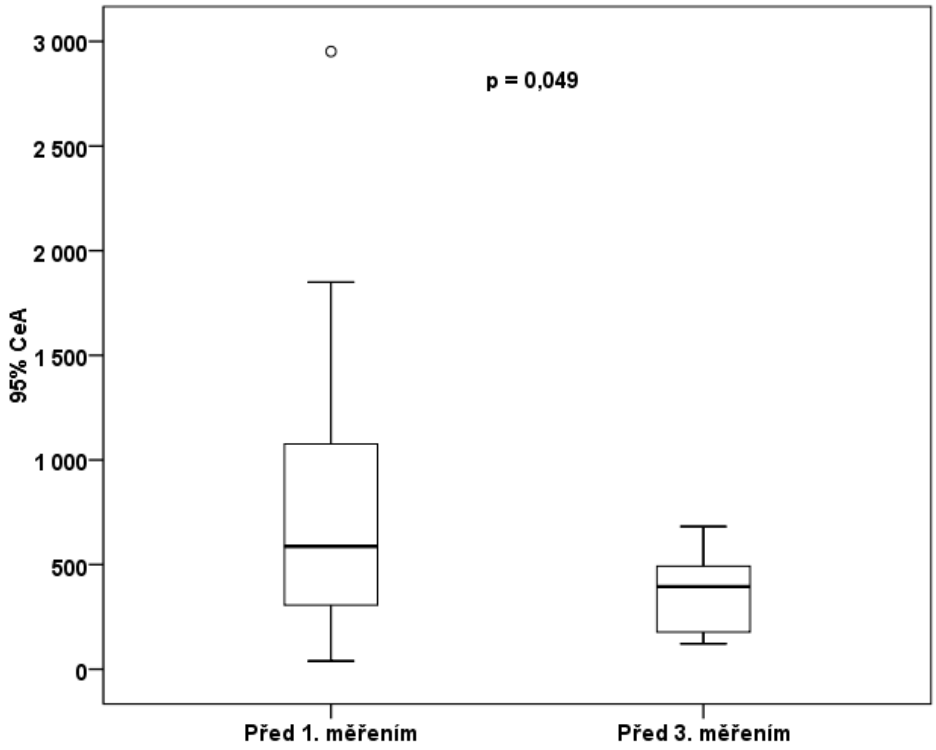
Wilcoxonovými testy byly prokázány statisticky významně nižší hodnoty parametru 95 % CeA (konfidenční elipsa) před třetí terapií ve srovnání s první terapií, p = 0,049 (viz Graf 3). Nulovou hypotézu $H_0$3 můžeme pro tento parametr zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy $H_A$3. Pro ostatní parametry významné rozdíly prokázány nebyly.

Data v následující tabulce (viz Tabulka 3) uvádějí mediány, minimální a maximální hodnoty, průměry a směrodatné odchylky měřených parametrů před první terapií a před třetí terapií. V posledním sloupci je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu. Signifikantní hodnoty <0,05 jsou v tabulce zvýrazněny tučně. Tyto hodnoty nám potvrzují statisticky významný efekt terapie.

**Tabulka 3** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů

| STOJ | PŘED 1. TERAPIÍ (*n* = 14) | | | | | PŘED 3. TERAPIÍ (*n* = 14) | | | | | *p* |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Medián | Min | Max | Průměr | SD | Medián | Min | Max | Průměr | SD | |
| **95 % CeA** | 540 | 39 | 2952 | 775 | 789 | 395 | 121 | 682 | 353 | 185 | **0,049** |
| **COP PL** | 340 | 225 | 925 | 421 | 214 | 261 | 175 | 846 | 322 | 180 | 0,071 |
| **AF L** | 49 | 42 | 65 | 51 | 6 | 50 | 40 | 56 | 49 | 5 | 0,240 |
| **AF R** | 51 | 35 | 58 | 49 | 6 | 50 | 40 | 56 | 49 | 5 | 0,759 |

***Legenda k tabulce 3:*** ***n*** – počet probandů, ***min*** – minimum, ***max*** – maximum, ***SD*** – směrodatná odchylka, ***p*** – hladina významnosti, ***CeA*** – konfidenční elipsa (plocha, kde se nachází 95 % všech projekcí COP, ***COP PL*** – délka trajektorie pohybu COP, ***AF*** – průměrné procentuální zatížení, ***L*** – levá, ***R*** – pravá




**Graf 3** Změna distribuce konfidenční elipsy před 1. terapií a před 3. terapií

***Legenda ke grafu 3:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***95 % CeA*** *– konfidenční elipsa,* ***p*** *– hladina významnosti*

## 4.3 Vědecká otázka č. 3

***Existuje prokazatelný krátkodobý a dlouhodobý účinek protažení m. iliopsoas na vybrané parametry krokového cyklu?***

### 4.3.1 Testování hypotézy $H_04$

**$H_04$:** Parametry chůze měřené před první terapií a po první terapii jsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku (cm)
- Šířka kroku (cm)
- Doba dvojkroku (s)
- Frekvence kroků (steps/min)
- Length of gait line (mm)
- Laterální symetrie (mm)
- Odval chodidla (s)

- Maximální silové působení (N)

Platnost hypotézy $H_0$4 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Nulovou hypotézu $H_0$4 můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy $H_A$4 pro parametry – délka kroku pravé i levé dolní končetiny, frekvence kroků, length of gait line pro levou dolní končetinu, odval chodidla pro pravou dolní končetinu a maximální silové působení na předonoží levé dolní končetiny a patu pravé dolní končetiny.

Wilcoxonovými testy byly prokázány statisticky významné rozdíly mezi hodnotami naměřenými před a po první terapii u těchto parametrů chůze:

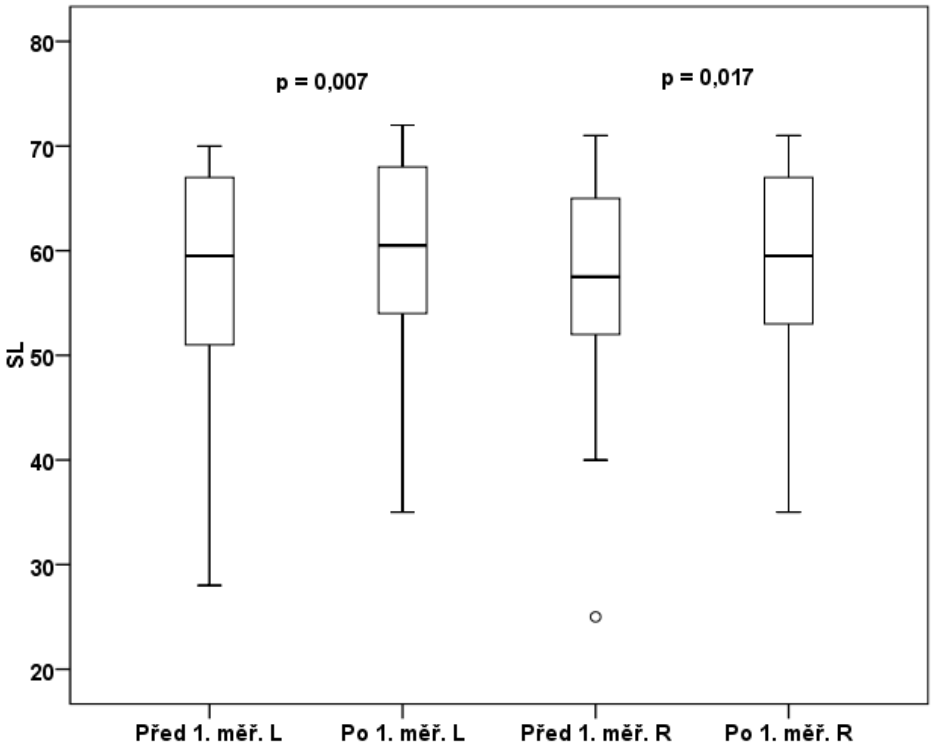
- **SL L (p = 0,007) i SL R (p = 0,017) –** hodnoty těchto parametrů se statisticky významně zvýšily (viz Graf 4).
- **ST L (p = 0,009) i ST R (p = 0,014) –** hodnoty těchto parametrů se statisticky významně zvýšily (viz Graf 5).
- **CAD (p = 0,014) –** hodnoty tohoto parametru se statisticky významně snížily ( viz Graf 6).
- **LOGL L (p = 0,035) i LOGL R (p = 0,026) –** hodnoty těchto parametrů se statisticky významně zvýšily (viz Graf 7).
- **TCHHTF R (p = 0,009) –** hodnoty tohoto parametru se statisticky významně zvýšily (viz Graf 8).
- **MF F L (p = 0,006) –** hodnoty tohoto parametru se statisticky významně zvýšily (viz Graf 9).
- **MF H (p = 0,046 –** hodnoty tohoto parametru se statisticky významně snížily (viz Graf 10).

Data zaznamenaná v tabulce (viz Tabulka 4) uvádějí mediány, minimální a maximální hodnoty, průměry a směrodatné odchylky měřených parametrů před první terapii a po první terapii. V posledním sloupci je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu. Signifikantní hodnoty <0,05 jsou v tabulce zvýrazněny tučně. Tyto hodnoty nám potvrzují statisticky významný efekt terapie.

**Tabulka 4** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů

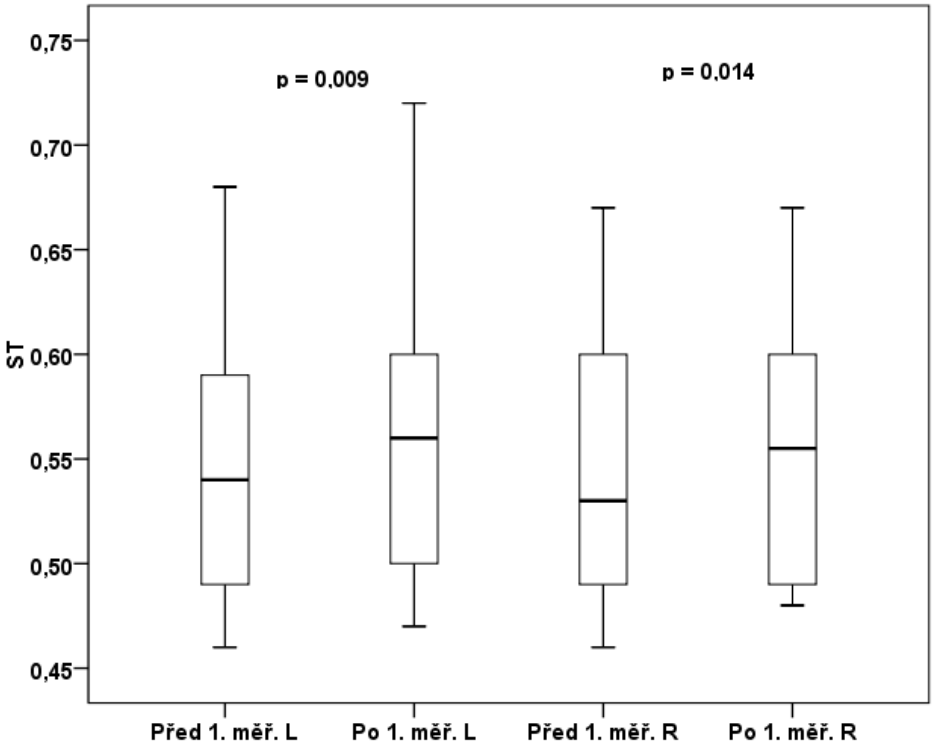
| CHŮZE | PŘED 1. TERAPIÍ (*n* = 14) | | | | | PO 1. TERAPII (*n* = 14) | | | | | *p* |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Medián | Min | Max | Průměr | SD | Medián | Min | Max | Průměr | SD | |
| **SL L** | 59,5 | 28,0 | 70,0 | 56,1 | 12,5 | 60,5 | 35,0 | 72,0 | 58,6 | 10,7 | **0,007** |
| **SL R** | 57,5 | 25,0 | 71,0 | 55,6 | 13,0 | 59,5 | 35,0 | 71,0 | 57,9 | 11,1 | **0,017** |
| **SW** | 9,0 | 6,0 | 17,0 | 10,1 | 3,6 | 8,0 | 3,0 | 19,0 | 9,7 | 4,1 | 0,334 |
| **ST L** | 0,5 | 0,5 | 0,7 | 0,5 | 0,1 | 0,6 | 0,5 | 0,7 | 0,6 | 0,1 | **0,009** |
| **ST R** | 0,5 | 0,5 | 0,7 | 0,5 | 0,1 | 0,6 | 0,5 | 0,7 | 0,6 | 0,1 | **0,014** |
| **CAD** | 112,5 | 91,0 | 130,0 | 111,4 | 11,9 | 108,5 | 87,0 | 125,0 | 108,9 | 12,0 | **0,014** |
| **LOGL L** | 227,6 | 103,2 | 260,7 | 209,1 | 46,1 | 232,3 | 114,3 | 261,5 | 218,4 | 36,5 | **0,035** |
| **LOGL R** | 224,6 | 109,9 | 259,6 | 210,3 | 42,7 | 227,8 | 117,1 | 261,9 | 219,4 | 36,4 | **0,026** |
| **LAT SYM** | 0,10 | -12,80 | 8,60 | -0,01 | 5,62 | -0,20 | -5,80 | 9,10 | 0,56 | 3,67 | 0,802 |
| **TCHHTF L** | 0,21 | 0,02 | 0,35 | 0,19 | 0,08 | 0,21 | 0,01 | 0,39 | 0,23 | 0,09 | 0,052 |
| **TCHHTF R** | 0,21 | 0,01 | 0,27 | 0,19 | 0,07 | 0,23 | 0,01 | 0,31 | 0,22 | 0,07 | **0,009** |
| **MF F L** | 627,5 | 460,4 | 768,3 | 616,6 | 92,6 | 650,9 | 481,9 | 815,6 | 647,8 | 99,5 | **0,006** |
| **MF F R** | 666,5 | 477,1 | 761,1 | 650,2 | 88,6 | 649,2 | 490,8 | 768,7 | 653,0 | 90,4 | 0,683 |
| **MF H L** | 413,1 | 142,3 | 531,3 | 401,6 | 89,9 | 415,2 | 207,1 | 559,7 | 412,8 | 82,3 | 0,109 |
| **MF H R** | 399,3 | 199,2 | 503,6 | 395,2 | 81,6 | 426,3 | 224,5 | 518,3 | 409,5 | 77,3 | **0,046** |

***Legenda k tabulce 1:*** ***n*** – počet probandů, ***min*** – minimum, ***max*** – maximum, ***SD*** – směrodatná odchylka, ***p*** – hladina významnosti, ***L*** – levá, ***R*** – pravá, ***SL*** – délka kroku, ***SW*** – šířka kroku, ***ST*** – doba dvojkroku, ***CAD*** – frekvence kroků, ***LOGL*** – length of gait line, ***LAT SYM*** – laterální symetrie, ***TCHHTF*** – odval chodidla, ***MF*** – maximální silové působení, ***F*** – předonoží, ***H*** – pata



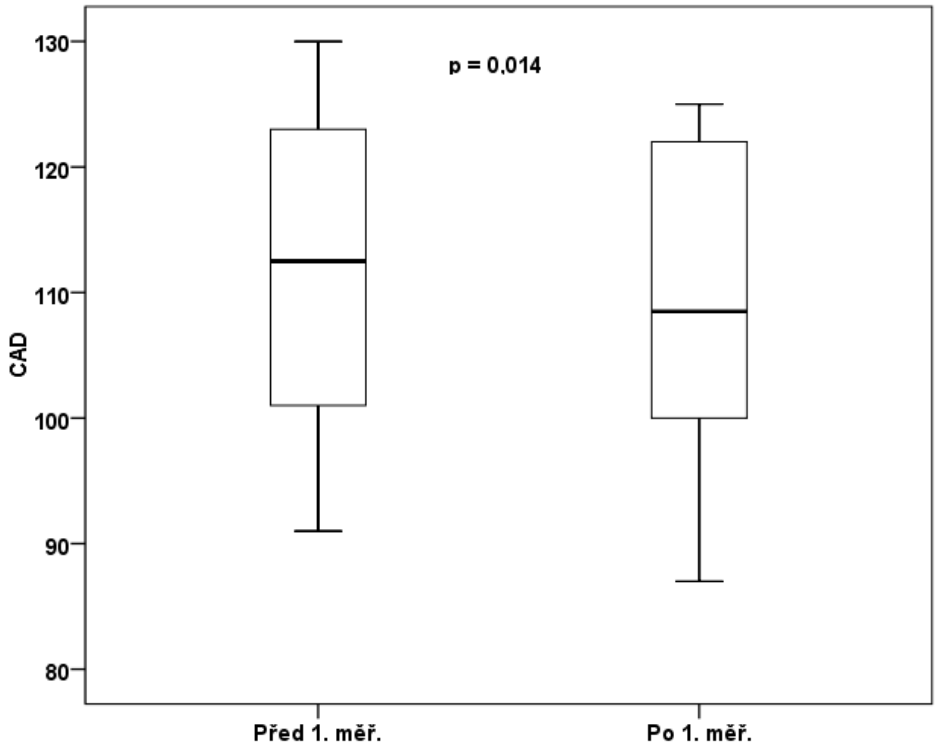

**Graf 4** Změna distribuce délky kroku před 1. terapií a po 1. terapii

***Legenda ke grafu 4:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***SL*** *–délka kroku,* ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***p*** *– hladina významnosti*



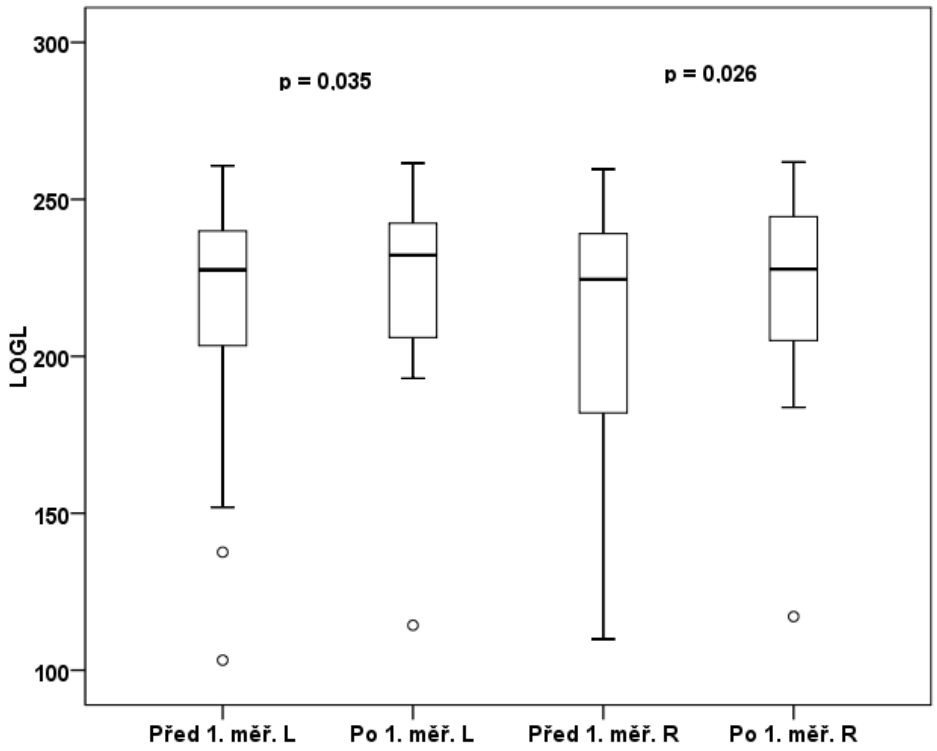

**Graf 5** Změna distribuce doby dvojkroku před 1. terapií a po 1. terapii

***Legenda ke grafu 5:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***ST*** *–doba dvojkroku,* ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***p*** *– hladina významnosti*



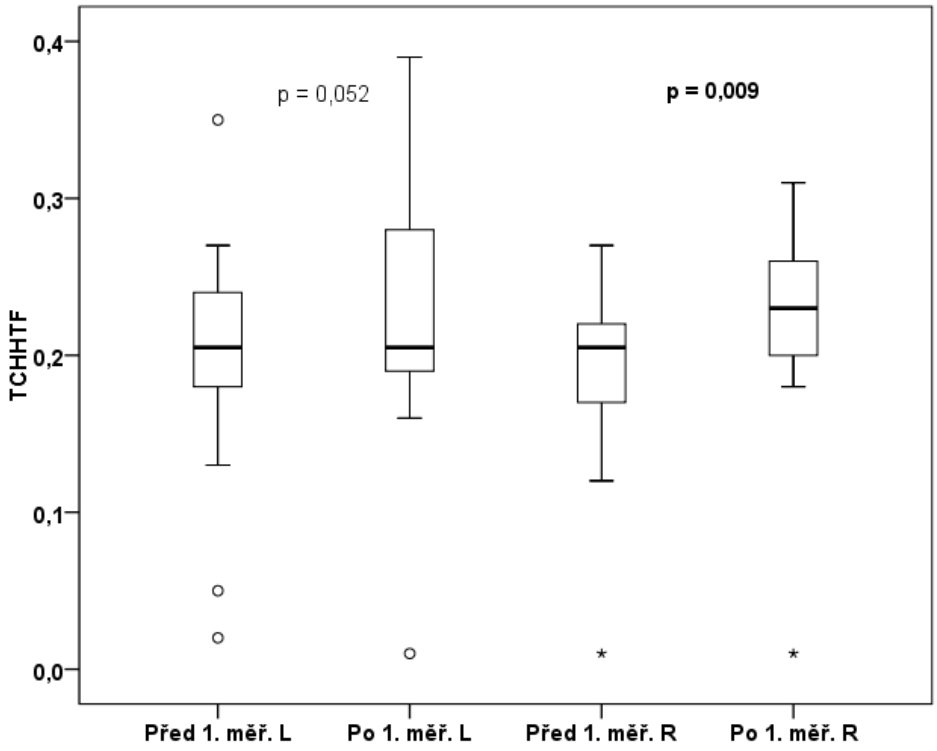

**Graf 6** Změna distribuce kadence před 1. terapií a po 1. terapii

***Legenda ke grafu 6:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***CAD*** *– kadence,* ***měř.*** *– měření,* ***p*** *– hladina významnosti*



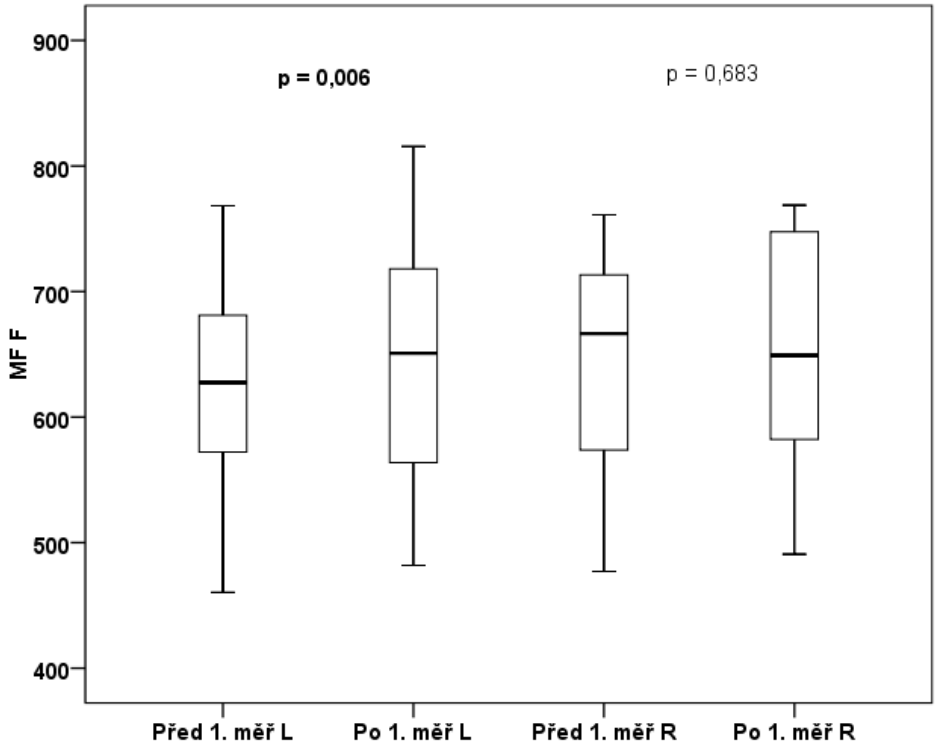

**Graf 7** Změna distribuce length of gait line před 1. terapií a po 1. terapii

***Legenda ke grafu 7:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***LOGL*** *– length of gait line ,* ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***měř.*** *– měření,* ***p*** *– hladina významnosti*



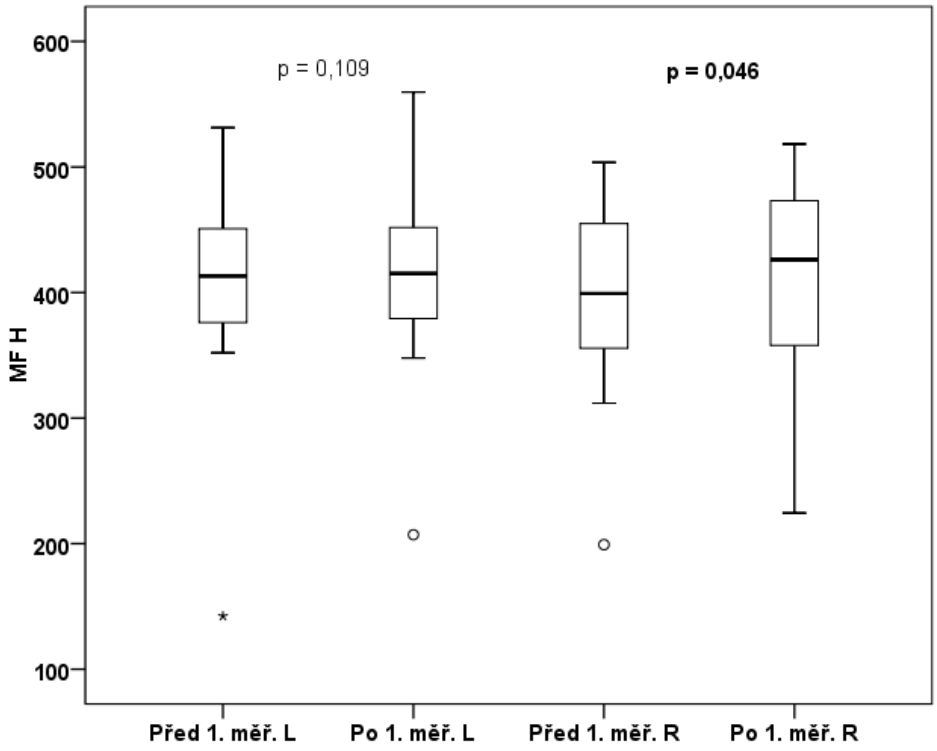

**Graf 8** Změna distribuce odvalu chodidla před 1. terapií a po 1. terapii

***Legenda ke grafu 8:*** *medián,* *25 % – 75 %,* *minimum – maximum,* ***TCHHTF*** – odval chodidla, ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***měř.*** *– měření,* ***p*** *– hladina významnosti*




**Graf 9** Změna distribuce max. silového zatížení předonoží před 1. terapií a po 1. terapii

***Legenda ke grafu 9:*** *medián,* *25 % – 75 %,* *minimum – maximum,* ***MF*** – maximální silové působení, ***F*** *– předonoží,* ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***měř.*** *– měření,* ***p*** *– hladina významnosti*




**Graf 10** Změna distribuce max. silového zatížení paty před 1. terapií a po 1. terapii

***Legenda ke grafu 10:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***MF*** – maximální silové působení, ***H*** *– pata,* ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***měř.*** *– měření,* ***p*** *– hladina významnosti*

### 4.3.2 Testování hypotézy $H_05$

**$H_05$:** Parametry chůze měřené před první terapií a před třetí terapií jsou stejné.

Hodnocené parametry:

- Délka kroku (cm)
- Šířka kroku (cm)
- Stride time (s)
- Frekvence kroků (steps/min)
- Length of gait line (mm)
- Laterální symetrie (mm)
- Odval chodidla (s)
- Maximální silové působení (N)

Platnost hypotézy $H_0$5 byla ověřována pomocí Wilcoxonova párového testu. Test byl dělán na hladině signifikance 0,05.

Nulovou hypotézu $H_0$5 můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy $H_A$5 pro tyto parametry – odval chodidla pravé a levé dolní končetiny, maximální silové působení na předonoží levé dolní končetiny a maximální silové působení na patu levé a pravé dolní končetiny. Pro ostatní parametry významné rozdíly prokázány nebyly.

Wilcoxonovými testy byly prokázány statisticky významné rozdíly mezi hodnotami naměřenými před první a před třetí terapií u těchto parametrů chůze:

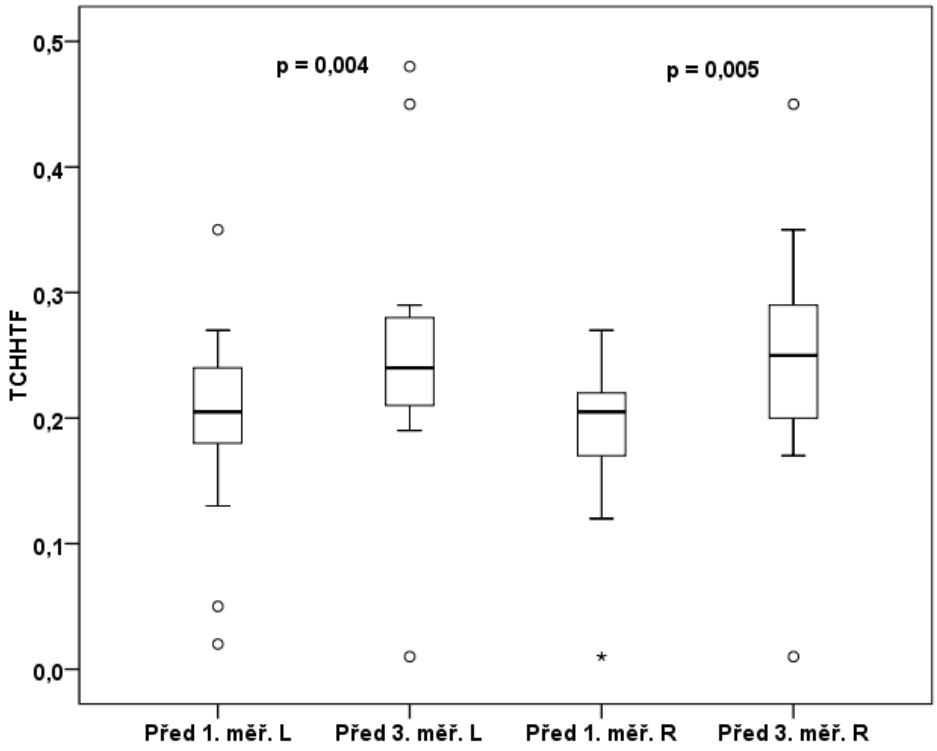
- **TCHHTF L (p = 0,004) i TCHHTF R (p = 0,005) –** hodnoty tohoto parametru se statisticky významně zvýšily (viz Graf 11).
- **MF F L (p = 0,026) –** hodnoty tohoto parametru se statisticky významně zvýšily (viz Graf 12).
- **MF H L (p = 0,022) i MF H R (p = 0,048) –** hodnoty tohoto parametru se statisticky významně zvýšily (viz Graf 13).

Data v tabulce (viz Tabulka 5) uvádějí mediány, minimální a maximální hodnoty, průměry a směrodatné odchylky měřených parametrů před první terapií a před třetí terapií. V posledním sloupci je uvedena hodnota signifikance Wilcoxonova párového testu. Signifikantní hodnoty <0,05 jsou v tabulce zvýrazněny tučně. Tyto hodnoty nám potvrzují statisticky významný efekt terapie.

**Tabulka 5** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů

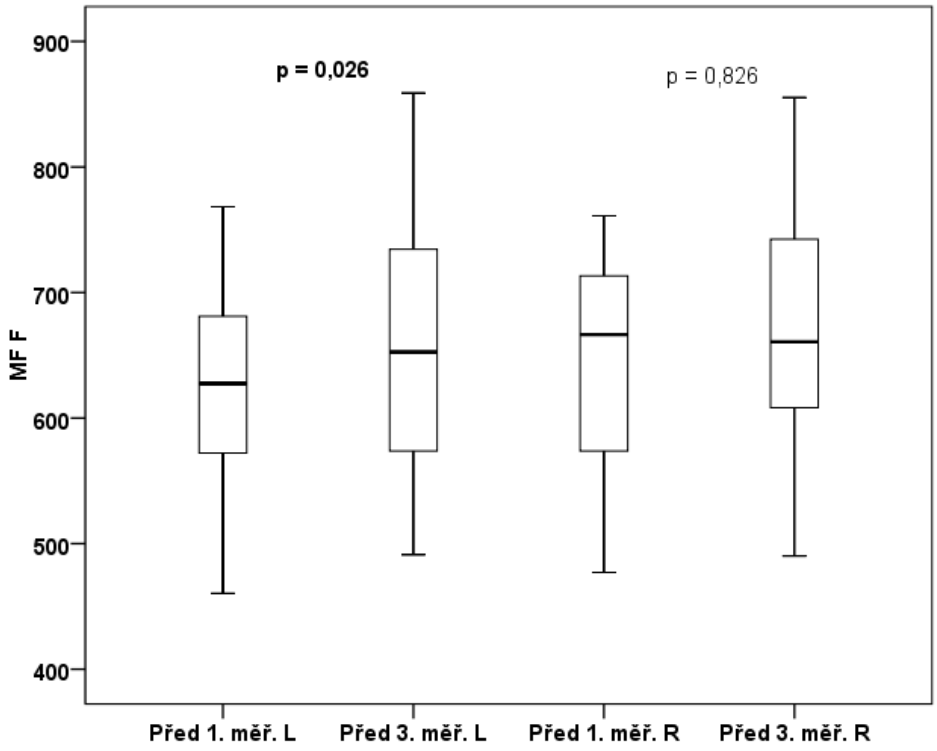
| CHŮZE | PŘED 1. TERAPIÍ (*n* = 14) | | | | | PŘED 3. TERAPIÍ (*n* = 14) | | | | | *p* |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Medián | Min | Max | Průměr | SD | Medián | Min | Max | Průměr | SD | |
| **SL L** | 59,5 | 28,0 | 70,0 | 56,1 | 12,5 | 60,0 | 37,0 | 70,0 | 58,4 | 9,0 | 0,094 |
| **SL R** | 57,5 | 25,0 | 71,0 | 55,6 | 13,0 | 58,5 | 38,0 | 70,0 | 57,6 | 9,1 | 0,309 |
| **SW** | 9,0 | 6,0 | 17,0 | 10,1 | 3,6 | 10,0 | 4,0 | 15,0 | 9,6 | 3,0 | 0,302 |
| **ST L** | 0,5 | 0,5 | 0,7 | 0,5 | 0,1 | 0,5 | 0,5 | 0,6 | 0,5 | 0,1 | 0,692 |
| **ST R** | 0,5 | 0,5 | 0,7 | 0,5 | 0,1 | 0,5 | 0,5 | 0,7 | 0,6 | 0,1 | 0,446 |
| **CAD** | 112,5 | 91,0 | 130,0 | 111,4 | 11,9 | 110,0 | 88,0 | 125,0 | 109,4 | 12,2 | 0,277 |
| **LOGL L** | 227,6 | 103,2 | 260,7 | 209,1 | 46,1 | 205,8 | 132,3 | 240,0 | 203,2 | 26,6 | 0,363 |
| **LOGL R** | 224,6 | 109,9 | 259,6 | 210,3 | 42,7 | 208,4 | 131,9 | 236,9 | 204,6 | 25,9 | 0,272 |
| **LAT SYM** | 0,10 | -12,80 | 8,60 | -0,01 | 5,62 | -0,25 | -2,10 | 3,60 | 0,12 | 1,77 | 0,875 |
| **TCHHTF L** | 0,21 | 0,02 | 0,35 | 0,19 | 0,08 | 0,24 | 0,01 | 0,48 | 0,26 | 0,11 | **0,004** |
| **TCHHTF R** | 0,21 | 0,01 | 0,27 | 0,19 | 0,07 | 0,25 | 0,01 | 0,45 | 0,25 | 0,10 | **0,005** |
| **MF F L** | 627,5 | 460,4 | 768,3 | 616,6 | 92,6 | 652,7 | 491,2 | 858,9 | 652,6 | 103,5 | **0,026** |
| **MF F R** | 666,5 | 477,1 | 761,1 | 650,2 | 88,6 | 660,8 | 490,1 | 855,2 | 656,6 | 100,7 | 0,826 |
| **MF H L** | 413,1 | 142,3 | 531,3 | 401,6 | 89,9 | 445,0 | 351,7 | 535,9 | 436,0 | 56,5 | **0,022** |
| **MF H R** | 399,3 | 199,2 | 503,6 | 395,2 | 81,6 | 423,5 | 342,8 | 518,6 | 430,9 | 55,8 | **0,048** |

***Legenda k tabulce 5:*** ***n*** – počet probandů, ***min*** – minimum, ***max*** – maximum, ***SD*** – směrodatná odchylka, ***p*** – hladina významnosti, ***L*** – levá, ***R*** – pravá, ***SL*** – délka kroku, ***SW*** – šířka kroku, ***ST*** – doba dvojkroku, ***CAD*** – frekvence kroků, ***LOGL*** – length of gait line, ***LAT SYM*** – laterální symetrie, ***TCHHTF*** – odval chodidla, ***MF*** – maximální silové působení, ***F*** – předonoží, ***H*** – pata



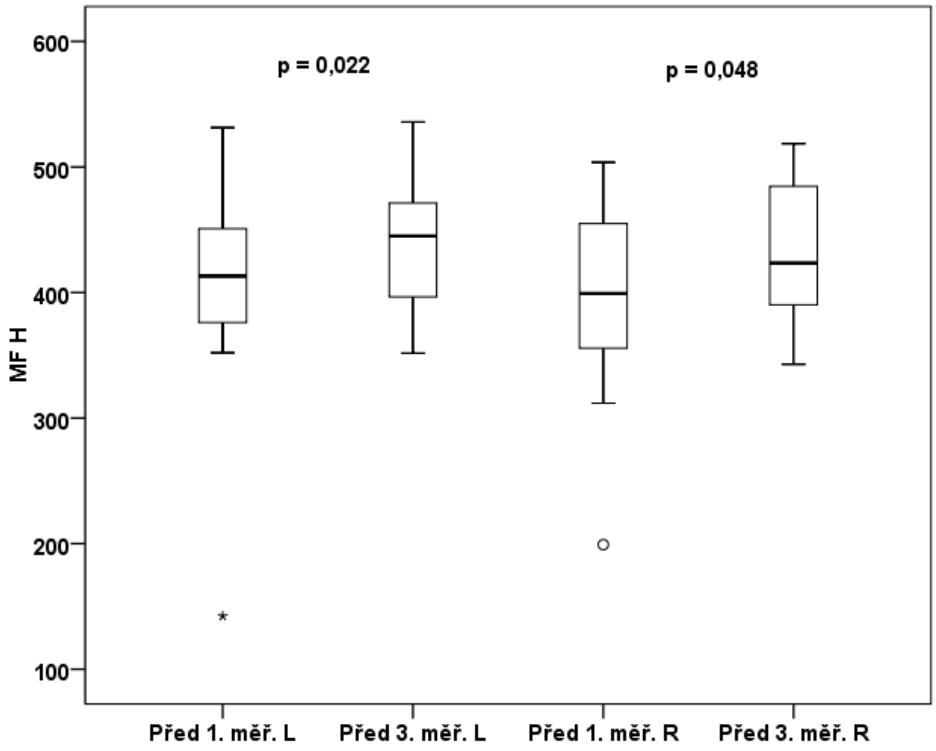

**Graf 11** Změna distribuce odvalu chodidla před 1. terapií a před 3. terapií

***Legenda ke grafu 11:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum, ,* ***TCHHTF*** – odval chodidla, ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***měř.*** *– měření,* ***p*** *– hladina významnosti*




**Graf 12** Změna distribuce max. silového zatížení předonoží před 1. terapií a před 3. terapií

***Legenda ke grafu 12:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***MF*** – maximální silové působení, ***F*** *– předonoží,* ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***měř.*** *– měření,* ***p*** *– hladina významnosti*




**Graf 13** Změna distribuce max. silového zatížení paty před 1. terapií a před 3. terapií

***Legenda ke grafu 13:*** *medián, 25 % – 75 %, minimum – maximum,* ***MF*** – maximální silové působení, ***H*** *– pata,* ***L*** *– levá,* ***R*** *– pravá,* ***měř.*** *– měření,* ***p*** *– hladina významnosti*

# 5 DISKUZE

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda má protažení m. iliopsoas vliv na velikost rozsahu pohybu kyčelního kloubu do pasivní extenze a zda má toto protažení krátkodobý i dlouhodobý účinek na parametry stoje a na parametry krokového cyklu – jak prostorové, tak i časové. Cílem této kapitoly je porovnat získané výsledky s poznatky jiných studií.

## 5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1 a k hypotéze $H_0 1$

Flexibilita (pohyblivost) je schopnost pohybovat svaly a klouby v plném rozsahu pohybu (Alter, 1999, p. 56). Úroveň flexibility udávají různé elementy, které bývají často opomíjené. Mezi ty, které dobře známe, patří např. svalová síla, typ kloubu, vzájemná koordinace agonistů, antagonistů a synergistů, poddajnost měkkých tkání a z určité části i kůže. Často ovšem bývají opomíjeny situace, jako je emoční naladěnost a psychická povaha jedince, dále to, ve kterém ročním období nebo, ve které části dne se zrovna jedinec nachází.

***Možnosti testování rozsahu pohybu***

Limitace rozsahu pohybu v kyčelním kloubu může být sdružená s různými typy pohybové dysfunkce. Velikost extenze kyčelního kloubu může přispívat k muskuloskeletálním bolestivým syndromům (jako například bolesti dolní části zad – LBP). Často také ovlivňuje rozsah pohybu u osob s neurologickým postižením. Je obzvlášť důležité, aby došlo k přesnému klinickému vyšetření kyčelního kloubu do extenze. Využívá se různých pozic pro měření a různých technik. Terapeut musí vždy dbát na co nejpřesnější provedení daného měření a při opakovaném měření musí probanda nastavit do co nejvíce shodné pozice, jako při předchozím měření (Van Dillen et al., 2000, pp. 307–308).

Ve většině studiích se využívá k měření kyčelního kloubu do extenze Thomasův test, který je jedním z nejznámějších a nejvíce užívaných testů klinickými pracovníky (Clapis et al., 2009, pp. 135–141; Vigotsky et al., 2016, pp. 1–2; Harvey, 1998, pp. 68–70; Lee et al., 2011, pp. 150–158).

Existují dva typy tohoto testu. Jednak klasický Thomasův test, kdy proband leží na vyšetřovacím lůžku na zádech a obě dolní končetiny jsou položené na lůžku. Proband si přitáhne jednu dolní končetinu co nejvíce směrem k hrudníku. Pánev je držena v neutrálním

postavení během celého rozsahu pohybu. Kontralaterální noha zůstane položená na lůžku. Pozitivní Thomasův test je tehdy, když je viditelná flexe kyčelního úseku dolní končetiny a je patrná mezera mezi touto částí dolní končetiny a vyšetřovacím lůžkem. Druhým typem je modifikovaný Thomasův test, který se provádí na okraji lůžka, kde kontralaterální noha je spuštěna z okraje lehátka. Tento test nám dovolí měřit maximální rozsah pohybu do extenze v kyčelním kloubu u všech jedinců, a nikoliv pouze u těch, kteří mají výrazný extenční deficit (Vigotsky et al., 2016, pp. 1–2).

Praktické využití testů se ve studiích lišilo. Nejvíce byl využíván modifikovaný Thomasův test (Vigotsky et al., 2016, pp. 1–2; Harvey, 1998, pp. 68–70; Clapis et al., 2009, pp. 135–141; Gyoung – Mo et al., 2015, pp. 447–449; Mills et al., 2015, pp. 946–954), který jak již bylo zmíněno výše, dovoluje měřit pohyb v maximálním rozsahu. Klasický Thomasův test využili Lee et al. (2011, pp. 150–158) u měření dětí s mozkovou obrnou, kde by poloha vleže s dolní končetinou přes okraj stolu byla riskantní.

V naší práci, se zkrácení m. iliopsoas Thomasovým testem nevyšetřovalo. Zvolili jsme polohu vleže na boku (viz Průběh měření) a to z důvodu lepší korekce polohy bederní páteře – aby nedocházelo k prohloubení bederní lordózy. Dalším důvodem, který nás vedl k výběru této polohy, je celkově kvalitnější vedení pohybu terapeutem bez nežádoucích synkinéz. Jak je možno vidět na fotografiích ve výše zmíněných studiích, často při měření docházelo právě k neuhlídání správného postavení bederní páteře a k jejímu prohloubení. To může vést probanda do patologie, která by mohla mít negativní vliv na pohybový aparát jedince. Také může dojít ke zkreslení velikosti naměřeného rozsahu pohybu, jelikož dochází právě ke zvýšení bederní lordózy, a právě ta dovolí probandovi jít do větší extenze v kyčelním kloubu. Tento pohyb ovšem nevychází z kyčelního kloubu, ale z bederní až thorakolumbální oblasti.

Vigotsky et al. (2016, pp. 1–2) udávají, že tento test byl vytvořen pro vyloučení flekční kontraktury kyčelního kloubu. Znamená tedy, že jeho pozitivita svědčí o flekční kontraktuře. Další výše zmíněný autor, který ve své studii využil modifikovaný Thomasův test k určení míry flexibility u 117 elitních sportovců byl Harvey (1998, pp. 68–70). Autor porovnával výsledky mezi jednotlivými sporty, pohlavími a dominancí končetin. Většina sportovců vykazovala flexibilitu m. iliopsoas, která umožňovala dolní končetině viset pod horizontálou. Analýza rozptylu ukázala, že nedominantní končetina byla více flexibilní než dominantní končetina, a že tenisoví hráči a veslaři byli méně flexibilní než běžci.

Thomasův test se neprokázal jako platná vyšetřovací metoda pro testování pacientů s dětskou mozkovou obrnou, kteří jsou schopni chůze. Kontraktura byla vyšetřena třemi testy – Thomas test, Staheliho test a hamstring shift test. Experimentální skupina se skládala z dětí s dětskou mozkovou obrnou a kontrolní skupina z dětí bez mozkové obrny. Bylo zjištěno, že Staheli test je nejvíce platnou metodou pro testování pacientů s dětskou mozkovou obrnou, zatímco Thomasův test pro kontrolní skupinu (Lee et al., 2011, pp. 150–158).

***Možnosti měření rozsahu pohybu***

V klinické praxi je měření kloubního rozsahu pohybu nedílnou součástí vyšetření. Terapeutům umožňuje kvantifikovat ztráty rozsahu pohybu nebo posoudit účinnost terapie a následný pokrok probanda.

Nejčastěji se využívá goniometr (Van Trijffel et al., 2010, pp. 223–235; Wakefield et al., 2015, pp. 460–466; Clapis et al., 2009, 135–141; Kerrigan, 2003, pp. 1–6). Spolehlivost goniometrické techniky může být snížena při měření RP kyčle, ramene, kotníku a výrazně se liší v závislosti na vyšetřovaném pohybu (Van Trijffel et al., 2010, pp. 223–235).

Porovnáním různých možností měření rozsahu pohybu se věnovali např. Wakefield et al. (2015, pp. 460–466) a Clapis et al. (2009, pp. 135–141).

Jedním z mnoha způsobů měření rozsahu pohybu je takzvaná trigonometrie, kterou využili Wakefield et al. (2015, pp. 460–466) k porovnání s goniometrem při měření extenze v kyčelním kloubu při modifikovaném Thomasovo testu. Ve své studii zjišťovali, který způsob měření rozsahu pohybu je spolehlivější. Uvádí, že slabostí goniometrických měření je, že už jen malé chyby při přiložení mohou vést k podstatné chybě měření. Došli k výsledkům, že použití trigonometrické metody pro měření rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu při modifikovaném Thomasovu testu vykazuje vyšší spolehlivost než goniometrická technika.

*Při trigonometrii terapeut využije marker k identifikování velkého trochanteru a nejvíce palpovatelný segment na laterálním epikondylu femuru. Terapeut pak změří délku mezi těmito body standardním antropometrickým metrem a výšku obou orientačních bodů od země pomocí stadiometru. Úhel pohybu byl vypočítán dle vzorečku 0 = sin -1(O/H), kde 0 je úhel extenze kyčelního kloubu, O je výška velkého trochanteru mínus výška laterálního epikondylu a H je vzdálenost od velkého trochanteru k laterálnímu epikondylu (Wakefield et al., 2015, pp. 460–466).*

V dalším experimentu, který se zabýval spolehlivostí měření mezi jednotlivými možnostmi při měření rozsahu pohybu do extenze, zkoumali Clapis et al. (2009, pp. 135–141) spolehlivost interrateru pro inklinometrické a goniometrické měření. Uvádí, že byla stanovena vysoká spolehlivost interrateru pro každý přístroj. Vysoké korelace získané z této studie naznačují, že inklinometr a goniometr jsou spolehlivými nástroji pro měření rozsahu pohybu kyčle do extenze. Výsledky také dokazují, že tyto dva nástroje mohou být použity zaměnitelně pro měření extenze v kyčelním kloubu.

Z výše uvedených studií je patrné, že nejspolehlivější metodou pro měření rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu je trigonometrie, kde je zaručena přesnost výše uvedeným výpočtem. Další testované přístroje, jako je goniometr a inklinometr, byly shledány jako spolehlivé, ale ne natolik přesné, jako je tomu u trigonometrie. Je to dané nemožností ohlídat přiložení nástroje bez odchylek.

V naší práci jsme využívali jako měřící nástroj goniometr. Dbali jsme, aby podmínky – poloha probanda, výška lehátka atd. – byly co nejvíce shodné během všech měření, a tím jsme se vyvarovali možným odchylkám. Pro co největší zamezení zkreslení výsledného rozsahu pohybu prováděl měření vždy jeden a ten samý terapeut. Tuto skutečnost zmiňují i ve výše uvedených studiích.

***Vliv protažení m. iliopsoas na extenzi kyčelního kloubu***

Extenze kyčelního kloubu je jedním z nezbytných pohybů pro správné zatížení a funkci bederní páteře a kyčelního kloubu. Bylo zjištěno, že normální pohyblivost kyčle do extenze je nutná pro normální mechanické rozložení zatížení v kyčelním kloubu a pro efektivní metabolické nároky ve stoji. Snížená extenze v kyčelním kloubu se vyskytuje např. v důsledku zkrácení kyčelních flexorů (Roach at al., pp. 13–20).

Existuje spousta studií, které se zaměřily na měření rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu (Avrahami et al. 2014, pp. 444–455; Van Dillen et al., 2000, pp. 307–316; Mills et al., 2015, 946–954; Winters et al., 2004, pp. 800–807; Roach at al., pp. 13–20, Rodacki et al., 2009, pp. 167–172; Watt et al.,2011, pp. 324–329; Cristopoliski et al., 2009, pp. 614–620).

Jak je již zmíněno v úvodním odstavci této kapitoly, extenze kyčelního kloubu je velmi důležitá po správné nastavení a správnou funkci bederní páteře. Proto si mnozí autoři pro svůj výzkum vybrali jako experimentální skupinu pacienty s LBP – low back pain (Avrahami et al. 2014, pp. 444–455; Van Dillen et al., 2000, pp. 307–316; Winters et al., 2004, pp. 800–807; Roach et al., pp. 13–20).

Avrahami et al. (2014, pp. 444–455) se zaměřili na pacienty s, nebo bez LBP se zkrácenými flexory kyčelního kloubu. Ke své terapii využívali techniku FMLT – manuální fascio – muskulární prodloužení (Manual fascial – muscular lengthening therapy). Cílem této práce bylo zkoumat klinické a biomechanické účinky manuální FMLT u těchto pacientů. Pacienti byli rozděleni do dvou základních skupin. Experimentální skupinu tvořilo 10 probandů s LBP a kontrolní asymptomatická skupina se skládala z 8 pacientů. Provedeny byly celkem 4 terapie manuálního FMLT flexorů kyčelního kloubu u obou skupin s dvoutýdenním odstupem. Pacienti nejdříve vyplnili dotazník ohledně disability (Roland-Morris Disability Questionnaire) a bolestivosti (VAS). Testování flexibility do pasivní extenze v kyčelním kloubu bylo měřeno pomocí modifikovaného Thomasova testu. Pacienti s LBP prokázali malé, ale významné snížení disability a bolestivosti. U obou skupin došlo k významnému pasivnímu zvýšení rozsahu pohybu v kyčli do extenze. Po dvou týdnech protahování se signifikantně prokázal efekt času na bolestivost, došlo k výraznému poklesu bolesti u pacientů s LBP. Z dlouhodobého hlediska se prokázal významný vliv strečinku flexorů kyčelního kloubu pouze pro skupinu pacientů s LBP.

Co se týče bolestivé škály VAS, v předešlé studii došlo u probandů k výraznému snížení bolesti, což se prokázalo i v naší studii. Probandi, kteří před začátkem terapie uváděli bolestivost do třetího stupně bolestivé škály VAS (což byla hranice, pro zařazení do výzkumu), hlásili po ukončení terapie mírnější a méně často se vyskytující bolest. Někteří probandi si před terapií stěžovali na stále se vyskytující mírnou bolest kyčelního kloubu během spánku, většina však po skončení terapie udává vymizení této bolesti.

Další studie, která se zajímala o rozsah pohybu v kyčelním kloubu do pasivní extenze, byla napsána autory Van Dillen et al. (2000, pp. 307–316). Konkrétním cílem této studie bylo určit rozsah pasivní extenze kyčelního kloubu při změnách úhlu v kolenním kloubu v sagitální rovině a při změnách úhlu kyčelního kloubu v rovině frontální u probandů se „zdravými“ zády a u probandů s LBP. Výzkumu se účastnilo 35 probandů se „zdravými“ zády (24 žen a 11 mužů)

a 10 probandů s LBP (6 žen a 4 muži). Pasivní délka jedno nebo dvou kloubových flexorů kyčelního kloubu byla testována ve čtyřech různých situacích, ve kterých byla změněna poloha kolenního nebo kyčelního kloubu. Koleno bylo umístěno pasivně do plné extenze nebo do 80° flexe, zatímco kyčel byla umístěna do 0° abdukce nebo do plné abdukce. Probandi s LBP vykazovali menší pasivní extenzi v kyčelním kloubu než pacienti bez bolestí zad. Obě skupiny měly nižší úhel extenze kyčelního kloubu, když bylo koleno v 80° flexi než při plné extenzi kolenního kloubu, a když byla kyčel v nulové abdukci než v plné abdukci. Výsledky této studie ukazují, že změna úhlu kolenního kloubu v sagitální rovině a úhel kyčelního kloubu ve frontální rovině může ovlivnit pasivní rozsah pohybu do extenze kyčelního kloubu během testování délky flexorů kyčelního kloubu.

Pacienty s LBP se zabývali i Winters et al. (2004, pp. 800–807), kteří ve své studii zjišťovali, zda aktivní a pasivní strečink mají rozdílný vliv při zvyšování rozsahu pohybu extenze v kyčelním kloubu u pacientů se zkrácenými flexory kyčelního kloubu. Experimentu se zúčastnilo 33 probandů s nízkým stupněm LBP, kteří vykazovali snížený rozsah pohybu. Probandi byli rozděleni do dvou skupin. První skupinu tvořili jedinci, kteří měli doma provádět aktivní strečink. Druhá skupina jedinců byla instruována k pasivnímu strečinku. Rozsah pohybu byl měřen modifikovaným Thomasovo testem před zahájením studie a dále po třech a šesti týdnech od prvního testování. Rozsah pohybu se u obou skupin v průběhu času zlepšil, ale mezi skupinami se nevyskytovaly žádné signifikantní rozdíly. Výsledky studie ukazují, že pasivní i aktivní strečink jsou účinné pro zvyšování rozsahu pohybu, a to pravděpodobně díky zvýšené flexibilitě flexorů kyčelního kloubu.

Pasivní strečink, který měli provádět probandi při protahování v rámci domácího cvičení v této studii, se shodoval se způsobem protažení, které bylo popsáno v metodice této diplomové práce.

Poslední z výše uvedených autorů, kteří se zaměřili na rozsah pohybu extenze v kyčelním kloubu u pacientů s LBP, jsou Roach et al. (2015, pp. 13–20). Rozdělili pacienty na dvě skupiny. První, experimentální skupinu tvořilo 30 probandů s LBP a druhou, kontrolní skupinu 30 probandů bez LBP. Měřili pasivní protažení do extenze v kyčli a využili k měření digitální inklinometr. Výsledky udávají významný rozdíl v extenzi kyčelního kloubu, který se vyskytuje u pacientů s LBP ve srovnání s kontrolní skupinou.

Všichni zmínění autoři se ve svých výsledcích shodli na pozitivním vlivu protažení m. iliopsoas do pasivní extenze u pacientů s LBP. Van Dillen uvedla prokazatelně sníženou pasivní extenzi v kyčli u pacientů s LBP ve srovnání s pacienty bez LBP. Zjistila, že probandi mají vyšší úhel extenze, pokud je v kolenním kloubu plná extenze (oproti 80° flexi) a plná abdukce (oproti 0° abdukci) v kyčelním kloubu. Avrahami udává, že došlo k výraznému zvýšení extenze v kyčli jak u pacientů s LBP, tak u pacientů bez LBP během krátkodobé terapie. Naopak dlouhodobý efekt měl vliv pouze na skupinu pacientů s LBP. Winters prokázal účinnost na extenzi v kyčli jak aktivního, tak pasivního strečink u pacientů s LBP.

Mills et al. (2015, 946–954) ve svém výzkumu ohledně omezení rozsahu pohybu flexorů kyčelního kloubu teoretizovali, že změní antagonistickou svalovou funkci prostřednictvím vzájemné inhibice a synergie dominantních mechanizmů. Domnívali se, že synergická dominance může mít za následek změnu pohybových vzorů a zvýšení rizika úrazu dolních končetin. V rámci experimentu se probandi rozdělili do dvou skupin. V první skupině byli probandi, kteří prokazovali omezenou délku flexoru kyčelního kloubu (pohyb nad horizontálou) a ve druhé skupině byli ti, kteří ji měli bez omezení (pohyb pod horizontálou). Oběma skupinám byl proveden modifikovaný Thomasův test a měřila se EMG aktivita m. gluteus maximus a m. biceps femoris. Jednotlivci s omezenou délkou flexorů kyčelního kloubu vykazovali menší aktivaci m. gluteus maximus.

V rámci našeho vstupního a výstupního kineziologického vyšetření proběhlo testování timingu m. gluteus maximus. Před začátkem terapie bylo zaktivování m. gluteus maximus pomalejší a asymetrické. Předpokládali jsme, že zkrácené flexory kyčelního kloubu budou mít negativní dopad na zapojení m. gluteus maximus jako jejich antagonisty. Toto tvrzení se nám po skončení terapie potvrdilo a u většiny testovaných jedinců došlo k symetrizaci zapojení tohoto svalu.

Veškeré předešlé studie se shodují, že protažení flexorů kyčelního kloubu má pozitivní vliv na rozsah pohybu do extenze v kyčelním kloubu. Toto tvrzení se potvrdilo i při našem měření. Došlo k výraznému zvýšení pasivního rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu u většiny testovaných.

## 5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2 a k hypotézám $H_0$2 a $H_0$3

V této části práce jsme zjišťovali, zda existuje prokazatelný krátkodobý a dlouhodobý účinek protažení m. iliopsoas na vybrané parametry stoje. Jednalo se o tyto parametry – konfidenční elipsa, délka trajektorie pohybu COP a průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny. Krátkodobý účinek byl měřen ihned po ukončení terapie protahováním, zatímco dlouhodobý byl zkoumán 6 týdnů od prvního měření.

V naší práci byla k analýze stoje využita zabudovaná tlaková plošina. Podobný typ přístroje se zabudovanou tlakovou plošinou ve svém výzkumu využívali pouze Adelsberger et Tröster (2014, pp. 1–8). Další typy, které se využívají k měření parametrů stoje, jsou silové desky či plošiny. Tento typ měřícího zařízení ve svém výzkumu využili Nagano et al. (2006, pp. 422–434) a Lima et al. (2014, pp. 564–570).

Posturální výchylky COP během klidného stoje se zkoumaly v mnoha studiích, ale pouze malá část autorů zjišťovala, zda může mít na tyto výchylky vliv právě strečink (Lima et al., 2014, pp. 564–570; Nagano et al., 2006, pp. 422–434; Adelsberger et Tröster, 2014, pp. 1–8).

Nagano et al. (2006, pp. 422–434) se ve svém výzkumu snažili vyhodnotit efekt protahování lýtkových svalů na posturální výchylky během klidného stoje. Před aplikováním strečinku se probandi postavili na silovou desku a byl zaznamenán pohyb COP směrem od středu. Následně se vypočítali parametry jako je rychlost výchylky COP, směrodatná odchylka, maximální mediolaterální rozsah (+ jeho střední hodnota), maximální anteroposteriorní rozsah (+ jeho střední hodnota). Poté se účastníci výzkumu postavili na speciální zařízení (nakloněná plošina se zarážkou na paty), na kterém probíhalo 3 minuty protahování dorzálních flexorů kotníku. Ihned poté se probandi přesunuli na silovou plošinu, kde byly parametry opět zaznamenány. Testování probíhalo jak s otevřenýma očima, tak se zavřenýma. Výsledky ukázaly, že posturální výchylky COP se výrazně zvýšily v důsledku strečinku, a to jak při otevřených, tak při zavřených očí. Větší výchylky COP se prokázaly během stoje se zavřenýma očima. Autoři ve svém výzkumu prokázali vliv protahování lýtkových svalů na posturální výchylky COP, ačkoliv tento efekt může být do jisté míry kompenzován zrakem.

Ke stejným výsledkům ohledně zvýšení posturálních výchylek COP došli Lima et al. (2014, pp. 564–570). Jejich cílem bylo prokázat okamžitý efekt statického strečinku plantárních flexorů hlezenního kloubu díky povrchové elektromyografii a pohybu COP během stoje na jedné dolní končetině a poté při klasickém klidném stoji. Studie se zúčastnilo 14 probandů, kteří před začátkem měření určili svou dominantní končetinu. Poté provedli třiceti sekundový stoj na dominantní dolní končetině před a po protažení dorzálních flexorů hlezna. Posturální výchylky autoři popsali pomocí COP elipsy, rychlosti COP, a frekvence COP. Projekce COP u protažené dolní končetiny se zvýšila okamžitě po strečinku.

V rámci naší metodiky jsme porovnávali, jak jsme se zmínili výše v textu, účinky krátkodobé a dlouhodobé terapie. V rámci krátkodobého vlivu strečinku m. iliopsoas na zkoumané parametry COP se nám signifikantně nepotvrdila žádná měřená hodnota. Těmto výsledkům ale oponují výše zmínění autoři – Nagano et al. (2006, pp. 422–434) a Lima et al. (2014, pp. 564–570), kterým vyšly statisticky významné výsledky. Oba autoři se shodují na vlivu strečinku na posturální výchylky COP během klidného stoje. Z jejich výsledků vyplývá, že strečink má vliv na zvýšení posturálních výchylek COP.

Další studie, která se zajímá o vliv strečinku na stabilitu a balanc byla napsána autory Adelsberger et Tröster (2014, pp. 1–8). Třinácti subjektům byl náhodně přiřazen deseti minutový strečink nebo desetiminutová zahřívací aktivita. Tito probandi byli srovnáváni s pěti, kteří neměli ani strečink a ani zahřívací část. Pohyb COP byl snímán na tlakových plošinách před a po dané aktivitě. U probandů po protažení se průměrné hodnoty posunuly směrem k prstům, zatímco probandům, kteří měli provádět zahřívací cvičení, se posunulo COP směrem k patě.

V naší studii jsme porovnávali vliv protažení m. iliopsoas na zatížení pravé a levé dolní končetiny. Zajímalo nás, zda může dojít k symetrizaci hodnot mezi končetinami, a tím ke správnému rozložení tlaků a ekonomičtějšímu stoji. Tato hodnota se nám signifikantně nepotvrdila. Vzhledem ke zvolené metodice nemůžeme provést porovnání s touto studií, jelikož v ní autoři zvolili rozložení projekce COP směrem k předonoží a patě.

Z výše uvedených výsledků vidíme, že u většiny autorů došlo ke zvýšení posturálních výchylek COP ihned po aplikování strečinku (Nagano et al., 2006, pp. 422–434; Lima

et al., 2014, pp. 564–570). S těmito výsledky se neshodujeme, jelikož nám se krátkodobý vliv strečinku na parametry stoje statisticky významně neprokázal.

V našem výzkumu se ovšem signifikantně projevil vliv dlouhodobého strečinku (6 týdnů) m. iliopsoas na vybrané parametry stoje. Došlo k významnému snížení konfidenční elipsy COP, což je v rozporu s výsledky autorů z předchozího odstavce. Jejich výsledky prokazují zvýšení posturálních výchylek, což poukazuje na méně stabilní stoj ihned po protažení. Zatímco naše dlouhodobé výsledky ukazují přesný opak, tedy větší stabilitu a jistotu během klidného stoje. Jelikož žádná studie nezkoumala vliv dlouhodobé terapie, není možné tyto výsledky porovnat a prodiskutovat.

## 5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3 a k hypotézám $H_0$4 a $H_0$5

V této části jsme zjišťovali, zda existuje prokazatelný krátkodobý a dlouhodobý účinek protažení m. iliopsoas na vybrané parametry krokového cyklu, a to jak na prostorové, tak na časové parametry. Jednalo se o tyto parametry – délka kroku, šířka kroku, stride time, kadence, length of gait line, laterální symetrie, odval chodidla a maximální silové působení. Krátkodobý účinek byl měřen ihned po ukončení terapie protahováním, zatímco dlouhodobý byl zkoumán 6 týdnů od prvního měření.

Studie, které se zajímaly o časoprostorové parametry chůze, zkoumaly nejčastěji rychlost kroku, délku kroku a frekvenci kroků (neboli kadenci) (Watt et al., 2011, pp. 324–329; Cristopoliski et al., 2009, pp. 614–620; Akalan et al., 2016, pp. 642–648; Choi et al., 2011, pp. 1–7; Christiansen et al., 2008, pp. 1421–1428; Rodacki et al., 2009, pp. 167–172).

Akalan et al. (2016, pp. 642–648) jako jediný z autorů se věnoval parametru stride time, neboli době od kontaktu paty po kontakt paty stejnou dolní končetinou.

V naší práci jsme zvolili rychlost preferovanou probandem, která se již při dalších měřeních neměnila. Tudíž jsme se nemohli věnovat zkoumání rychlosti kroku. Téměř všichni autoři (Watt et al., 2011, pp. 324–329; Cristopoliski et al., 2009, pp. 614–620; Akalan et al., 2016, pp. 642–648; Choi et al., 2011, pp. 1–7; Rodacki et al., 2009, pp. 167–172) v rámci svých metodik zvolili rychlost preferovanou pacientem individuálně pro každé měření.

Jediný, kdo se lišil, byl Christiansen et al. (2008, pp. 1421–1428). Ten měřil délku kroku při volně zvolené rychlosti probandem a poté při striktně dané rychlosti zvolené terapeutem.

Studie se lišily v délce odstupu jednotlivých měření. Krátkodobý neboli okamžitý účinek strečinku m. iliopsoas zkoumal například Akalan et al. (2016, pp. 642–648), Choi et al. (2011, pp. 1–7) a Rodacki et al. (2009, pp. 167–172). Dlouhodobému efektu, tedy účinku s odstupem několika týdnů se věnovali například Watt et al. (2011, pp. 324–329), Cristopoliski et al. (2009, pp. 614–620) a Christiansen et al. (2008, pp. 1421–1428).

***Vliv krátkodobého strečinku m. iliopsoas na časoprostorové parametry chůze***

Krátkodobým vlivem na časoprostorové parametry chůze se zabývali například Rodacki et al. (2009, pp. 167–172), Choi et al. (2011, pp. 1–7) a Akalan et al. (2016, pp. 642–648). Nejprve přiblížíme jejich výzkumy a poté rozebereme jednotlivé parametry a porovnáme s našimi získanými hodnotami.

Studie, která byla napsána Rodacki et al. (2009, pp. 167–172), se zaměřuje na analýzu účinku strečinku na parametry chůze u starších jedinců ve snaze zjistit, zda může dojít tímto cvičením k ovlivnění rizika pádu. Experimentu se zúčastnilo 15 žen. Kinematická analýza chůze byla provedena před a bezprostředně po provedení statického strečinku aplikovaného na flexory kyčelního kloubu. Výsledky ukázaly významný vliv protahovacích cviků na hodnocené parametry chůze. Prokázala se zvýšená rychlost chůze, delší krok, zkrácená double stance fáze. Došlo i ke zvýšení kadence, ale ne signifikantně. Zlepšení těchto parametrů naznačuje lepší stabilitu a mobilitu. Autoři došli k závěru, že protahovací cvičení, které je prováděno pravidelně může vést ke zlepšení kvality chůze, což naznačuje snížení rizika pádu.

Choi et al. (2011, pp. 1–7) se ve svém výzkumu zabývají kontrakturami m. psoas major u dětí s mozkovou obrnou. Zkoumají klinický význam kinematických a kinetických parametrů kyčelního kloubu a 3D modelováním délky m. psoas major. Do výzkumu se zapojilo 24 dětí s mozkovou obrnou a 28 zdravých dětí v rámci kontrolní skupiny. Kinematické a kinetické údaje byly získány trojrozměrnou analýzou chůze (zařízení Vicon 370–7, kamery a dvě silové desky), délka m. psoas major byla stanovena za použití techniky pro modelaci muskuloskeletálního systému. Klíčovými kinematickými proměnnými byla flexe a extenze

v kyčli, rotace kyčlí a sklon pánve. Výsledky udávají vyšší kadenci, délku kroku i rychlost chůze u kontrolní skupiny. Modelací se prokázal delší m. psoas major pouze u kontrolní skupiny. U dětí s mozkovou obrnou se prokázal pouze větší úhel extenze kyčelního kloubu při Thomasovo testu.

Třetí studie, která zkoumala vztah mezi zkráceným m. iliopsoas a mezi související sníženou rychlostí flexe a schopností tím vyvolat stiff – knee (tuhé koleno) během chůze u zdravých jedinců, byla sepsána Akalan et al. (2016, pp. 642–648). Experimentu se zúčastnilo 15 probandů bez neurologického deficitu nebo muskuloskeletálního problému. Na dominantní stehno těchto probandů byla umístěna zátěž, která odpovídala 5 % jejich tělesné hmotnosti. Po následujících 33 minutách byl aplikován pasivní strečink právě se zatížením v proximální části stehna. Síla klesla z 5/5 na 3/5 svalového testu. Všichni probandi prošli analýzou chůze před a po pasivním strečinku kvůli porovnání kinematiky, kinetiky a časoprostorových parametrů chůze. Ve svých výsledcích autoři popisují, že snížená rychlost flexe v kyčli přispěla k stiff – knee a došlo ke snížení rozsahu pohybu do flexe. Z časoprostorových parametrů se výrazně snížila průměrná rychlost chůze a kadence po protažení modifikovaným Thomasovo testem se zátěží. Další parametry, jako stride time a délka kroku byly výrazně delší po protažení než před protažením.

Z výše uvedených studií vyplývá, že okamžitý účinek strečinku m. iliopsoas má významný vliv na rychlost chůze a kadenci. Rodacki et al. (2009, pp. 167–172), Choi et al. (2011, pp. 1–7) udávají vyšší rychlost a kadenci po protažení.

Výsledky naší práce ukázaly naopak na snížení kadence ihned po protažení. Tuto skutečnost si vysvětlujeme fixně stanovenou rychlostí. Jak jsme se zmínili na začátku diskuze, u našich probandů došlo ke zvětšení rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu, ale díky pevně stanovené rychlosti nemohlo dojít ke zvýšení rychlosti kroku, tudíž se proband musel přizpůsobit stanovenému tempu a došlo ke snížení kadence.

Pouze ve studii od Akalan et al. (2016, pp. 642–648) došlo také ke snížení kadence a spolu s tím i rychlosti chůze. Dle autorů je to známka připevněného závaží na stehně testovaných jedinců.

Dalším testovaným parametrem, který se významně projevil jak u všech výše zmíněných autorů, tak v našem výzkumu, je délka kroku. V našem výzkumu se délka kroku signifikantně projevila, jak pro pravou, tak pro levou dolní končetinu.

Signifikantní parametr – stride time se významně zvýšil ve studii Akalan et al. (2016, pp. 642–648). S tímto se shodují i naše výsledky, které vykazují signifikantní hodnoty pro stride time pravé i levé dolní končetiny.

***Vliv dlouhodobého strečinku m. iliopsoas na časoprostorové parametry chůze***

Dlouhodobým vlivem na časoprostorové parametry chůze se zabývali například Watt et al. (2011, pp. 324–329), Cristopoliski et al. (2009, pp. 614–620) a Christiansen et al. (2008, pp. 1421–1428). Nejprve opět přiblížíme jejich výzkumy a poté rozebereme jednotlivé parametry a porovnáme s našimi získanými hodnotami.

Watt et al. (2011, pp. 324–329) ve své studii zjišťovali, zda má desetidenní protahovací program flexorů kyčelního kloubu vliv na zvýšení úhlu extenze v kyčli, délku kroku, rychlost chůze a na snížení anteverze pánve během chůze. Výzkumu se zúčastnilo 82 seniorů (39 v kontrolní skupině a 43 v experimentální skupině). Experimentální skupina prováděla deset týdnů strečink flexorů kyčelního kloubu dvakrát denně, zatímco kontrolní skupina se věnovala strečinku ramenního pletence také dvakrát denně. Experimentální skupina vykazovala významné zvýšení rozsahu pohybu do extenze, zvýšenou délku kroku a snížení anteverze pánve během chůze. U kontrolní skupiny se potvrdilo pouze snížení anteverze pánve. Ani u jedné skupiny se signifikantně nepotvrdil parametr rychlosti chůze, což je výrazný rozdíl oproti výsledkům krátkodobého vlivu protažení. Tyto výsledky ukazují na důležitost využití jednoduchého strečinku pro seniory, aby došlo k zmírnění poklesu efektivity chůze.

Podobnému výzkumu se věnovali i Cristopoliski et al. (2009, pp. 614–620). Experimentu se zúčastnilo 20 seniorů, kteří byli rozděleni do dvou skupin. Experimentální skupina se účastnila dvanácti návštěv, během kterých došlo ke strečinku m. iliopsoas. Kontrolní skupina se této aktivity neúčastnila. Analýza chůze byla provedena na začátku terapie a po čtyřech týdnech prováděné terapie. Experimentální skupina prokázala zvýšenou délku kroku, vyšší rychlost chůze, a zkrácenou double stance fázi po tréninku.

Autory dalšího podobnému výzkumu byli Christiansen et al. (2008, pp. 1421–1428). Studie se zúčastnilo 40 zdravých probandů, opět rozdělených do dvou skupin. Experimentální skupina absolvovala osmitýdenní strečinkový program, zatímco kontrolní skupina žádnou aktivitu neprováděla. Měřily se parametry chůze během volně zvolené rychlosti probandem a následně během rychlosti zvolené terapeutem. Experimentální skupina neprokázala prodloužení kroku při volně zvolené rychlosti, ani při rychlosti zvolené terapeutem.

Cviky na protažení m. iliopsoas v rámci metodik jednotlivých studií se lišily. Watt et al. (2011, pp. 324–329) uvádí, že probandi byli instruováni, aby prováděli strečink v pozici „rytíře“, zatímco Christiansen et al. (2008, pp. 1421–1428) popisuje cvik, který je totožný s naším (viz Metodika), liší se pouze v umístění horních končetin. Probandi Christiansenovi studie se navíc přidržovali stolu (z důvodu vysokého průměrného věku probandů – přibližně 72,1). Jiný způsob terapie popsal Cristopoliski et al. (2009, pp. 614–620). Probandi prováděli pasivní strečink za pomoci terapeuta v ambulanci. Způsob protahování se shodoval s tím, který jsme využili na protahování během zkoumání krátkodobého účinku. Jak jsme již zmínili výše, tato poloha je vhodná hlavně z důvodu ohlídání správného provedení cviku.

Lišilo se i mezidobí mezi prvním a kontrolním měřením. V naší studii jsme zvolili šest týdnů aktivního protahování dvakrát denně, Cristopoliski et al. (2009, pp. 614–620) uvádí čtyři týdny pasivního protahování terapeutem, Watt et al. (2011, pp. 324–329) testovali desetitýdenní strečink dvakrát týdně a Christiansen et al. (2008, pp. 1421–1428) měřili výsledek protahování po osmi týdnech.

Zvýšená délka kroku se potvrdila ve studii autorů Watt et al. (2011, pp. 324–329), ale nedošlo k potvrzení dlouhodobého strečinku na rychlost chůze. Tomuto oponují Cristopoliski et al. (2009, pp. 614–620), kteří uvádějí signifikantně zvýšenou rychlost chůze. Co se týká délky kroku, autoři se s předchozí studií shodují. Christiansen et al. (2008, pp. 1421–1428) oběma předešlým studiím oponují, jelikož se v jejich výzkumu neprokázalo prodloužení kroku, a to ani při volně zvolené rychlosti, ani při rychlosti zvolené terapeutem.

V naší práci se shodujeme s výzkumy Christiansen et al. a Cristopoliski et al., kterým se, jak je psáno v předchozím odstavci, také nepodařilo prokázalo signifikantní prodloužení kroku po dlouhodobém strečinku m. iliopsoas.

Ve všech zmíněných studiích, které se objevují v kapitole „Diskuze k vědecké otázce č. 3 a k hypotézám $H_0$4 a $H_0$5“ se autoři zaměřují pouze na pár jimi vybraných časoprostorových parametrů. Nejvíce zkoumají a hodnotí vliv protažení flexorů kyčelního kloubu na rychlost chůze, délku kroku a kadenci. Jen jeden autor se zabývá hodnotou stride time, kterou jsme zkoumali i my v naší práci. Někteří autoři hodnotili parametr double stance fáze, ale tuto hodnotu jsme do naší práce nezařadili.

Jelikož žádný z autorů nehodnotí ostatní parametry, které jsme v naší práci zkoumali, nebylo s čím naše výsledky porovnat a oddiskutovat.

## 5.4 Limity studie

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda má protažení m. iliopsoas vliv na velikost rozsahu pohybu kyčelního kloubu do pasivní extenze a zda má toto protažení krátkodobý i dlouhodobý účinek na parametry stoje a na parametry krokového cyklu – jak prostorové parametry chůze, tak i časové.

Za jeden z hlavních limitů práce považujeme malý počet probandů, kteří byli do této práce zapojeni. Původně bylo zamýšleno zařadit do studie minimálně 20 probandů, ale kvůli časové náročnosti výzkumu bylo ochotno měření podstoupit pouze 15 zdravých jedinců. Měření v celém rozsahu metodiky této práce dokončilo 14 probandů (jeden z probandů musel výzkum přerušit z důvodu zlomeniny dolní končetiny).

Další limit shledáváme ve volbě probandů – byly mezi nimi velké rozdíly ve věku, výšce i hmotnosti. Tento rozptyl mohl zkreslit výsledky tohoto výzkumu.

Při plánování a realizaci toho výzkumu jsme zvolili rychlost chodícího pásu, která je preferovaná probandem a nemění se po celou dobu měření. Do budoucna bychom tak již neučinili, a to ze dvou důvodů. Za prvé došlo časem k určité adaptaci probanda na chodící pás. Za druhé tím, že vlivem strečinku m. iliopsoas došlo ke zvýšení extenze v kyčelním kloubu a u některých probandů k prodloužení kroku, tudíž striktně nastavenou rychlostí mohlo dojít ke zkreslení naměřených výsledků.

Limitem studie bylo také to, že probandi dostali protahovací cvik na doma, ale nemůžeme vědět, zda se protahovali pravidelně dvakrát denně, jak byli námi instruováni.

Do budoucna bychom zvolili pouze jednu pozici pro protahování u takto zvolené metodiky. Různý typ strečinku bychom volili spíše u metodiky, kdy by se zařadily dvě testované skupiny a každá z nich by dostala jinou pozici k protahování. Poté by se zkoumal rozdíl parametrů mezi jednotlivými skupinami. Také by bylo do budoucna zajímavé zkoumat rozložení tlaku na předonoží a patu, a ne pouze na pravou a levou dolní končetinu.

# ZÁVĚR

M. iliopsoas je považován za jeden z nejzáhadnějších svalů lidského těla. Tento sval se podílí na flexi femuru vůči pánvi v kyčelním kloubu. Často má tendenci ke zkrácení i u zdravých jedinců.

Cílem diplomové práce je zjistit, zda má protažení m. iliopsoas vliv na velikost rozsahu pohybu kyčelního kloubu do pasivní extenze a zda má toto protažení krátkodobý i dlouhodobý účinek na parametry stoje a na parametry krokového cyklu. Každý proband absolvoval tři terapeutické bloky.

Hodnotili jsme tyto parametry – konfidenční elipsa, délka trajektorie pohybu COP a průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny pro stoj, délka kroku, šířka kroku, stride time (doba dvojkroku), frekvence kroků, length of gait line, laterální symetrie, odval chodidla a maximální silové působení pro chůzi.

Z našich výsledků vyplynulo, že protažení m. iliopsoas má významný vliv na velikost rozsahu pohybu do extenze v kyčli, jak pro pravou, tak pro levou dolní končetinu. Na hodnocené parametry stoje neměla krátkodobá terapie vliv a u dlouhodobé terapie došlo pouze ke snížení posturálních výchylek. U časoprostorových parametrů chůze se změnily hodnoty pouze u krátkodobé terapie, jednalo se o hodnoty pro délku kroku – pravé i levé dolní končetiny, doba dvojkroku a kadence.

Co se týká vlivu strečinku m. iliopsoas na parametry stoje a krokového cyklu, výsledky nepotvrdily naše očekávání. Tuto skutečnost si odůvodňujeme malým počtem probandů, kteří se zapojili do našeho výzkumu. Druhým důvodem mohla být rychlost chodícího pásu, která se po celou dobu výzkumu neměnila. Za třetí důvod považujeme možnou nedisciplinovanost probandů při provádění domácího strečinku.

Pozitivně jsme zhodnotili, že probandi po strečinku m. iliopsoas subjektivně vnímali lepší kvalitu chůze a snížení bolestivosti kyčelního kloubu – to zejména v noci a při zátěži.

Určitě by stálo za to v podobných výzkumech pokračovat, zvolit přesnější metodiku a nahradit domácí strečink cvičebními jednotkami pod dohledem fyzioterapeuta.

# REFERENČNÍ SEZNAM

ADELSBERGER, R., TRÖSTER, G. 2014. Effects of stretching and warm-up routines on stability and balance during weight-lifting: a pilot investigation. *BMC Research Notes*. [online]. 2014, vol. 7, no. 938, p. 1–8. [cit. 2017-04-10]. ISSN: 1756-0500.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4326506/

AKALAN, N. E., KUCHIMOV, S., APTI, A., TEMELLI, Y., NENE, A. 2016. Weakening iliopsoas muscle in healthy adults may induce stiff knee pattern. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. [online]. 2016, vol. 50, no. 6, p. 642–648. [cit. 2017-04-10]. ISSN: 1017-995X.
Dostupné z: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1017995X16302449.

ALTER, M. J. 1999. *Strečink – 311 protahovacích cviků pro 41 sportů*. 2. vyd. Praha: Grada, 1999, s. 232. ISBN: 80-7169-763-X.

ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S., MORRISSEY, M. C. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*. 1998, vol. 13, no. 4, p. 434–440. [cit. 2017-01-16]. ISSN: 0268-0033.

AVRAHAMI, D., POTVIN, J. R. 2014. The clinical and biomechanical effects of fascialmuscular lengthening therapy on tight hip flexor patients with and without low back pain. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. [online]. 2014, vol. 58, no. 4, p. 444–455. [cit. 2017-03-17]. ISSN: 1715-6181.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4262809/

BAECHLE, T., EARLE, R. 2008. *Essentials of Strength Training and Conditioning*. 3rd Edition. United States: Human Kinetics, 2008, p. 641. ISBN: 0-7360-5803-6.

BAKER, K. L., SHAMLEY, D. R., JACKSON, D. 2004. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine*. 2004, vol. 29, no. 22, p. 515–519. [cit. 2017-02-23]. ISSN: 1554-3053.

BAKER, R. 2007. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture*. 2007, vol. 26, no. 5, p. 331–342. [cit. 2017-01-12]. ISSN: 0966-6362.

BASMAJIAN, J. V. 1958. Electromyography of iliopsoas. *The Anatomical Record*. 1958, vol. 132, no. 2, p. 127–132. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 1091-320203.

BIRCH, I., VERNON, W., WALKER, J., YOUNG, M. 2015. Terminology and forensic gait analysis. *Science and Justice*. [online]. 2015, vol. 55, no. 6, p. 279–284. [cit. 2017-01-12]. ISSN: 1355-0306.
Dostupné z: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1355030615000349

BOGDUK, N., PEARCY, M., HADFIELD, G. 1992. Anatomy and biomechanics of psoas major. *Clinical Biomechanics*. [online]. 1992, vol. 2, no. 2, p. 109–119. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 0268-0033.
Dostupné z: https://doi.org/10.1016/0268-0033(92)90024-X

BUNC, V. 1995. Pojetí tělesné zdatnosti a jejích složek. *Tělesná výchova a sport mládeže*. 1995, vol. 61, no. 5, p. 6–9. [cit. 2017-03-02]. ISSN: 1210-7689.

BUZKOVÁ, K. 2006. *Strečink*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006, s. 219. ISBN: 802471342X.

CLAPIS, P. A., DAVIS, S. M., DAVIS, R. O. 2009. Reliability of inclinometer and goniometric measurements of hip extension flexibility using the modified Thomas test. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2009, vol. 24, no. 2. p. 135–141. [cit. 2017-04-16]. ISSN: 0959-3985.

COLLADO – VÁZQUEZ, S., CARRILLO, J. M. 2015. Balzac and human gait analysis. *Neurología*. [online]. 2015, vol. 30, no. 4, p. 240–246. [cit. 2017-01-12]. ISSN: 2173-5808.
Dostupné z: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2173580815000358

COMERFORD, M. J., MOTTRAM, S. L. 2001. Movement and stability dysfunction ± contemporary developments. *Manual Therapy*. 2001, vol. 6, no. 1, p. 15–26. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 2000-0388.

CRISTOPOLISKI, F., BARELA, J. A., LEITE, N., FOWLER, N. E., RODACKI, A. L. F. 2007. Stretching Exercise Program Improves Gait in the Elderly. *Gerontology*. [online]. 2007, vol. 55, no. 6, p. 614–620. [cit. 2017-04-09]. ISSN: 0304–324X.
Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/26773587_Stretching_Exercise_Program_Improves_Gait_in_the_Elderly

CRONIN, C. G., LOHAN, D. G., MEEHAN, C. P., DELAPPE, E., MCLOUGHLIN, R., O´SULLIVAN, G. J., MCCARTHY, P. 2008. Anatomy, pathology, imaging and intervention of the iliopsoas muscle revisited. *Emergency Radiology*. 2008, vol. 15, no. 2, p. 295–310. [cit. 2017-01-28]. ISSN: 10140-008-0703-8.

DAIVAJNA, S. C., HANNAH, A., BAJWA, A. S. 2014. The anatomy and relevance of the iliopsoas in the young adult with hip pain: Role of arthroscopic intervention. *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*. 2014, vol. 10, no. 2, p. 66–71. [cit. 2017-01-28]. ISSN: 2214-9635.

DANGERIA, T. R., NAESH, O. 1998. Changes in cross-sectional area of psoas major muscle in unilateral sciatica caused by disc herniation. *Spine*. 1998, vol. 23, no. 8, p. 928–931. [cit. 2017-02-22]. ISSN: 958-0961.

DIETZ, V. 1992. Human neuronal control of automatic functional movements: Interaction between central programs and afferent input. *Physiological Reviews*. [online]. 1992, vol. 72, no. 1, p. 33–69. [cit. 2016-09-23]. ISSN: 0031-9333.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1731372

DUYSENS, J., VAN DE CROMMERT, H. 1998. Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait and Posture*. 1998, vol. 7, no. 6, p. 131–141. [cit. 2016-11-13]. ISSN: 0966-6362.

DVOŘÁK, R. 2007. *Základy kinezioterapie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, 2007, s. 104. ISBN: 978-80-244-1656-4.

FAIRLEY, J. A., SEJDIC, E., CHAU, T. 2010. The effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of children. *Human Movement Science*. 2010, vol. 29, no. 5, p. 987–998. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 0167-9457.

GRACOVETSKY, S. 1989. The Spinal Engine. 1st Edition. Canada: Springer-Verlag, 1989, p. 271. ISBN: 0387820302.

GRAMSBERGEN, A. 2005. Postural Control in Man: The Phylogenetic Perspective. *Neural Plasticity*. [online]. 2005, vol. 12, no. 2-3, p. 77–78. [cit. 2016-09-23]. ISSN: 1687-5443.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2565454/pdf/NP-12-077.pdf

GRILLNER, S., WALLÉN. P. 1985. Central Pattern Generators for Locomotion, with Special Reference to Vertebrates. *Annual Review of Neuroscience*. [online]. 1985, vol. 8, no. 5, p. 233–261. [cit. 2016-11-13]. ISSN: 0147-006X.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2984978

GYOUNG – MO, K., SUNG – MIN, H. 2015. Reliability of the modified Thomas test using a lumbo-plevic stabilization. *Journal of Physical Therapy Science*. [online]. 2015, vol.27, no. 2, p. 447–449. [cit. 2017-03-02]. ISSN: 2187-5626.
Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/27/2/27_jpts-2014-456/_article

HARVEY, D. 1998. Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. *British Journal of Sports Medicine*. [online]. 1998, vol. 32, no. 5, p. 68–70. [cit. 2017-03-02]. ISSN: 0543-9845.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1756061/

HIDES, J. A., BELAVÝ, D. L., WARREN, S., WILSON, S. J., RITTWEGER, J., FELSENBERG, D., RICHARDSON, C. A. 2007. Magnetic Resonance Imaging Assessment of Trunk Muscles During Prolonged Bed Rest. *Spine*. 2007, vol. 32, no. 15, p. 1687–1692. [cit. 2017-01-18]. ISSN: 1528-1159.

HODGES, P. W. 1999. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability?. *Manual Therapy*. [online]. 1999, vol. 4, no. 2, p. 74–86. [cit. 2016-09-23]. ISSN: 1356-689X.
Dostupné z: http://anatomyoga.it/wp-content/uploads/P.W-Hodges.pdf

CHOI, S. J., CHUNG, CH. Y., LEE, K. M., KWON, D. G., LEE, S. H., PARK, M. S. 2011. Validity of gait parameters for hip flexor contracture in patients with cerebral palsy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. [online]. 2011, vol. 8, no. 4, p. 1–7. [cit. 2017-04-08]. ISSN: 1743-0003.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3038906/

CHRISTIANSEN, C. L. 2008. The Effects of Hip and Ankle Stretching on Gait Function of Older People. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. [online]. 2008, vol. 89, no. 8, p. 1421–1428. [cit. 2017-04-08]. ISSN:0003-9993.
Dostupné z: http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(08)00350-X/fulltext

INGBER, R. S. 1989. Iliopsoas Myofascial Dysfunction: A Treatable Cause of "Failed" Low Back Syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1989, vol. 70, no. 8, p. 382–386. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 252-4183.

ITEM – GLATTHORN, J. F., CASARTELLI, N. C., MAFFIULETTI, N. A. 2016. Reproducibility of gait parameters at different surface inclinations and speeds using an instrumented treadmill systém. *Gait & Posture*. 2016, vol. 44, no. 7, p. 259–264. [cit. 2017-01-26]. ISSN: 0966-6362.

JANDA, V. 1983. *Muscle Function Testing*. 1st Edition. Oxford: Butterworth–Heinemann, 1983, p. 270. ISBN: 1483176118.

JORGENSSON, A. 1993. The iliopsoas muscle and the lumbar spine. *Australian Journal of Physiotherapy*. [online]. 1993, vol. 39, no. 2, p. 125–132. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 0004-9514.
Dostupné z: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0004951414604773

KABEŠOVÁ, H. 2011. Rozvoj flexibility jako komponenty zdravotně orientované zdatnosti. *Studia sportiva*. [online]. 2011, vol. 1, no. 4, p. 75–84. [cit. 2017-03-02]. ISSN: 1802-7679.
Dostupné z: http://www.fsps.muni.cz/dokumenty/pdf/Studia-sportiva-2011-5-1.pdf

KEAGY, R. D., BRUMLIK, J., BERGAN, J. L. 1966. Direct electromyography of the psoas major muscle in man. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1966, vol. 48, no. 7, p. 1377–1382. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 592-1792.

KERRIGAN, D. C., XENOPOULOS – ODDSSON, A., SULLIVAN, M. J., RILEY, P. O. 2003. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. [online]. 2003, vol. 84, no. 3, p. 1–6. [cit. 2017-03-16]. ISSN: 0003-9993.
Dostupné z: http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(02)04874-8/pdf

KIEHN, O., DOUGHERTY, K. 2013. Locomotion: Circuits and Physiology. *Neuroscience in the 21st Century*. 2013, vol. 5, no. 3, p. 1209–1235. [cit. 2017-01-12]. ISSN 978-1-4614-19969.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, s. 713. ISBN: 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., SZMEKOVÁ, L., STACHO, J. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, s. 138. ISBN: 978-80-244-4266-2.

KRÁLÍČEK, P. 2004. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2004, s. 230. ISBN: 80-246-0350-0.

LATASH, M. L. 1998. *Neurophysiological Basic of Movement*. 2nd Edition. Pennsylvania: Human kinetics, 1998, p. 269. ISBN: 0-88011-756-7.

LEE, K. M., CHING, CH. Y., KWON, D. G., HAN, H. S., CHOI, I. H., PARK, M. S. 2011. Reliability of Physical Examination in the Measurement of Hip Flexion Contracture and Correlation with Gait Parameters in Cerebral Palsy. *The Journal Of Bone And Joint Surgery*. [online]. 2011, vol. 93, no. 2, p. 150–158. [cit. 2017-04-22]. ISSN: 0463-9257.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21248212

LIMA, B. N., LUCARELI, P. R. G., GOMES, W. A., SILVA, J. J., BLEY, A. S., HARTIGAN, E. H., MARCHETTI, P. H. 2014. The Acute Effects of Unilateral Ankle Plantar Flexors Static-Stretching on Postural Sway and Gastrocnemius Muscle Activity during Single-Leg Balance Tasks. *Journal of Sports Science and Medicine*. [online]. 2014, vol. 13, no. 6, p. 564–570. [cit. 2017-04-09]. ISSN: 1303-2968.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4126293/

MAGNUSSON, S. P. 1998. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1998, vol. 8, no. 2, p. 65–77. [cit. 2017-03-02]. ISSN: 1600-0838.

MARDER, E., BUCHER, D. 2001. Central pattern generators and the control of rhythmic movements. *Current Biology*. 2001, vol. 11, no. 5, p. 986–996. [cit. 2017-01-12]. ISSN: 02454-9110.

MASANI, K., POPOVIC, M. R., NAKAZAWA, K., KOUZAKI, M., NOZAKI, D. 2003. Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance. *Journal of Neurophysiology*. [online]. 2003, vol. 90, no. 6, p. 3774–3782. [cit. 2017-04-06]. ISSN: 1294-4529.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12944529

MASSION, J. 1991. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordintion. *Progress in Neurobiology*. 1991, vol. 38, no. 3, p. 35-56. [cit. 2016-09-24]. ISSN: 0301-0082.

MASSION, J., ALEXANDROV, A., FROLOV, A. 2004. Why and how are posture and movement coordinated?. *Progress in Brain Research*. [online]. 2004, vol. 143, no. 5, p. 13–27. [cit. 2016-09-15]. ISSN: 0079-6123.
Dostupné z: http://dx.doi.org/10.1016/S0079-6123(03)43002-1

MILLER, S., VAN DER BURG, J., VAN DER MECHÉ, F. G. A. 1975. Coordination of movements of the hindlimbs and forelimbs in different forms of locomotion in normal and decerebrate cats. *Brain Research*. 1975, vol. 91, no. 2, p. 217–237. [cit. 2016-11-13]. ISSN: 0006-8993.

MILLS, M., FRANK, B., GOTO, S., BLACKBURN, T., CATES, S., CLARK, M., AGUILAR, A., FAVA, N., PADUA, D. 2015. Effect of restricted hip flexor muscle length on hip extensor muscle activity and lower extremity biomechanics in college-aged female soccer players. *International Journal of Sports Physical Therapy*. [online]. 2015, vol. 10, no. 7, p. 946–954. [cit. 2017-03-06]. ISSN: 2667-3683.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4675195/

MOHAMMED, S., SAMÉ, A., OUKHELLOU, L. 2016. Recognition of gait cycle phases using wearable sensors. *Robotics and Autonomous Systems*. [online]. 2016, vol. 75, no. 2, p. 50–59. [cit. 2017-01-12]. ISSN: 0921-8890.
Dostupné z: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889014002334

MORLING, G. 2009. Understanding Iliopsoas: Clinical Implications For The Massage Therapist. *Journal of the Australian Traditional-Medicine Society*. [online]. 2009, vol. 15, no. 1, p. 7–12. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 1326-3390.
Dostupné z: http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=612f6c1a-eb87-4e4d-a83d-db59c7b6c729%40sessionmgr4007&hid=4108

NAGANO, A., YOSHIOKA, S., HAY, D. C., HIMENO, R., FUKASHIRO, S. 2006. Influence of vision and static stretch of the calf muscles on postural sway during quiet standing. *Human Movement Science*. [online]. 2006, vol. 25, no. 3, p. 422–434. [cit. 2017-04-09]. ISSN: 0167-9457.
Dostupné z: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945705001181

NACHEMSON, A. 1966. Electromyographic studies on the vertebral portion of the psoas muscle. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1966, vol. 37, no. 6, p. 177–190. [cit. 2017-01-28]. ISSN: 2678-8732-98.

NELSON, A. G., KOKKONEN, J. 2015. *Strečink na anatomických základech*. 2. vyd. Havlíčkův Brod: Grada, 2015, s. 224. ISBN: 978-80-247-5996-7.

PARVATANENI, K., PLOEG, L., OLNEY, S. J. 2009. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical Biomechanics*. 2009, vol. 24, no. 6, p. 95–100. [cit. 2017-01-16]. ISSN: 0268-0033.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd Edition. Thorofare: SLACK, 2010, p. 576. ISBN: 978-l-55642-766-4.

RILEY, P. O., PAOLINI, G., CROCE, U. D., PAYLO, K. W., KARRIGAN, D. C. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*. 2007, vol. 26, no. 1, p. 17–24. [cit. 2016-11-16]. ISSN: 0763-4392.

ROACH, S. M., SAN JUAN, J. G., SUPRAK, D. N., LYDA, M., BIES, A. J., BOYDSTON, C. R. 2015. Passive hip range of motion is reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls. *International Journal of Sports Physical Therapy*. [online]. 2015, vol. 10, no. 1, p. 13–20. [cit. 2017-03-16]. ISSN: 2667-3684.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25709858

RODACKI, A. L. F., SOUZE, R. M., UGRINOWITSCH, C., CRISTOPOLISKI, F., FOWLER, N. E. 2009. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. *Manual Therapy*. [online]. 2009, vol. 14, no. 2, p. 167–172. [cit. 2017-04-02]. ISSN: 1356-689X.
Dostupné z: http://www.mskscienceandpractice.com/article/S1356-689X(08)00025-8/fulltext

ROW LAZZARINI, B. S., KATARAS, T. J. 2016. Treadmill walking is not equivalent to overground walking for the study of walking smoothness and rhythmicity in older adults. *Gait & Posture*. 2016, vol. 46, no. 4, p. 42–46. [cit. 2016-11-16]. ISSN: 0966-6362.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2007. *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. 3rd Edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2007, p. 612. ISBN:0781766915.

SHUPPERT, CH., HORAK, F. 1999. Adaptation of Postural Control in Normal and Pathologic Aging: Implications for Fall Prevention Programs. *Journal of Applied Biomechanics*. 1999, vol. 15, no. 1, p. 64-74. [cit. 2016-09-23]. ISSN: 052146-1523.

STASZKIEWICZ, R., CHWALA, W., FORCZEK, W., LASKA, J. 2012. Influence of surface on kinematic gait parameters and lower extremity joints mobility. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2012, vol. 14, no. 1, p. 75–82. [cit. 2017-02-18]. ISSN: 2274-1545.

TATU, L., PARRATTE, B., VUILLIER, F., DIOP, M., MONNIER, G. 2001. Descriptive anatomy of the femoral portion of the iliopsoas muscle. Anatomical basis of anterior snapping of the hip. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2001, vol. 23, no. 4, p. 371–374. [cit. 2017-01-28]. ISSN: 2546-6845.

TOPPENBERG, R. M., BULLOCK, M. I. 1986. The Interrelation of Spinal Curves, Pelvic Tilt and Muscle Lengths in the Adolescent Female. *The Australian Journal of Physiotherapy.* 1986, vol. 32, no. 1, p. 7–12. [cit. 2017-02-19]. ISSN: 0045-9514.

TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. 1992. *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual; Vol. 2., The Lower Extremities*. 1st Edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 1992, p. 628. ISBN: 0683083678.

VAN DILLEN, L. R., MCDONNELL, M. K., FLEMING, D. A., SAHRMANN, S. A. 2000. Effect of Knee and Hip Position on Hip Extension Range of Motion in Individuals With and Without Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. [online]. 2000, vol. 30, no. 6, p. 307–316. [cit. 2017-04-16]. ISSN: 0190-6011.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10871142

VAN TRIJFFEL, E., VAN DE POL, R. J., OOSTENDORP, R. A. B., LUCAS, C. 2010. Inter-rater reliability for measurement of passive physiological movements in lower extremity joints is generally low: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*. [online]. 2010, vol. 56, no. 4, p. 223–235. [cit. 2017-03-17]. ISSN: 2674-3648.
Dostupné z: http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.689.5802&rep=rep1&type=pdf

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. 1999. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, vol. 6, no. 3, s. 84–85. ISSN: 1211-2658.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, s. 189. ISBN: 9788024424323.

VÉLE, F. 2006. KINEZIOLOGIE: *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: TRITON, 2006, s. 375. ISBN: 80-7254-837-9.

VIGOTSKY, A. D., LEHMAN, G. J., BEARDSLEY, CH., CONTRERAS, B., CHUNG, B., FESER, E. H. 2016. The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. *PeerJ*. [online]. 2016, vol. 13, no. 2, p. 1–12. [cit. 2017-04-20]. ISSN: 2760-2291.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27602291

WAKEFIELD, B., HALLS, A., DIFILIPPO, N., COTTRELL, T. G. 2015. Reliability of Goniometric and Trigonometric Techniques for Measuring Hip-Extension Range of Motion Using the Modified Thomas Test. *Journal of Athletic Training*. [online]. 2015, vol. 50, no. 5, p. 460–466. [cit. 2017-03-16]. ISSN: 1062-6050.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25562458

WATT, J. R., JACKSON, K., FRANZ, J. R., DICHARRY, J., EVANS, J., KERRIGAN, C. 2011. Effect of a Supervised Hip Flexor Stretching Program on Gait in Elderly Individuals. *PM&R*. [online]. 2011, vol. 3, no. 4, p. 324–329. [cit. 2017-04-09]. ISSN: 1934-1482.
Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21497318

WHITTLE, M. 2014. *Gait Analysis: An Introduction.* 1st Edition. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2014, p. 24. ISBN: 9781483183732.

WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. [online]. 1995, vol. 3, no. 2, p. 193-214. [cit. 2016-09-23]. ISSN: 0966-6362.
Dostupné z: http://www.gaitposture.com/article/0966-6362(96)82849-9/pdf

WINTERS, M. V., BLAKE, G. C., TROST, J. S., MARCELLO – BRINKER, T. B., LOWE, L., GARBER, M. B., WAINNER, R. S. 2004. Passive Versus Active Stretching of Hip Flexor Muscles in Subjects With Limited Hip Extension: A Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy.* 2004, vol. 84, no. 9, p. 800–807. [cit. 2017-03-25]. ISSN: 0031-9023.

YOSHIO, M., MURAKAMI, G., SATO, T., SATO, S., NORIYASU, S. 2002. The function of the psoas major muscle: passive kinetics and morphological studies using donated cadavers. *Journal of Orthopaedic Science*. 2002, vol. 7, no. 2, p. 199–207. [cit. 2017-02-22]. ISSN: 1195-6980.

ZEHR, P. E., DUYSENS, J. 2004. Regulation of Arm and Leg Movement during Human Locomotion. *The Neuroscientist*. [online]. 2004, vol. 10, no. 4, p. 347–361. [cit. 2016-11-13]. ISSN: 1073-8584.
Dostupné z: www.ru.nl/publish/pages/546894/zehrduysens2004.pdf

# SEZNAM ZKRATEK

| | |
|---|---|
| AC | area of contact |
| AF | průměrné procentuální zatížení |
| AS | area of support |
| atd. | a tak dále |
| BMI | body mass index |
| BS | base of support |
| CAD | frekvence kroků |
| CeA | konfidenční elipsa |
| CNS | centrální nervová soustava |
| COG | center of gravity |
| COM | center of mass |
| COP | center of pressure |
| COP PL | délka trajektorie pohybu COP |
| CPG | centrální generátory pohybu |
| DK | dolní končetina |
| DKK | dolní končetiny |
| EMG | elektromyografie |
| et al. | a kolektiv |
| EXT | extenze |
| F | předonoží |
| H | pata |
| KYK | kyčelní kloub |
| L | levá dolní končetina |
| L | bederní |
| LAT SYM | laterální symetrie |
| LBP | low back pain |
| LDK | levá dolní končetina |
| LOGL | length of gait line |
| m. | musculus |
| max | maximum |
| měř. | měření |
| MF | maximální silové působení |

| | |
|---|---|
| min | minimum |
| n | počet probandů |
| např. | například |
| p. | strana v anglicky psané literatuře |
| p – hodnota | hladina statistické významnosti |
| P | pravá dolní končetina |
| PDK | pravá dolní končetina |
| pp. | strany v anglicky psané literatuře |
| R | pravá dolní končetina |
| ROM | range of motion |
| RP | rozsah pohybu |
| s. | strana v česky psané literatuře |
| SD | směrodatná odchylka |
| SL | délka kroku |
| ss. | strany v česky psané literatuře |
| ST | délka dvojkroku |
| SW | šířka kroku |
| Th | hrudní |
| TCHHTF | odval chodidla |
| VAS | vizuální analogová škála bolesti |

# SEZNAM TABULEK

**Tabulka 1** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů.....38
**Tabulka 2** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů.....40
**Tabulka 3** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů.....41
**Tabulka 4** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů.....44
**Tabulka 5** Tabulka mediánů, minimálních a maximálních hodnot, průměrů a směrodatných odchylek měřených parametrů.....50

# SEZNAM OBRÁZKŮ

**Obrázek 1** Postavení nohou během jednoho cyklu chůze ..... 16
**Obrázek 2** Výchozí pozice na chodícím pásu ..... 90
**Obrázek 3** Výchozí pozice při měření ..... 90
**Obrázek 4** Výchozí pozice při měření z boku ..... 91
**Obrázek 5** Výchozí pozice před zahájením reciproční inhibice ..... 91
**Obrázek 6** Nákroky na chodícím pásu ..... 92
**Obrázek 7** Cvik "vysoký rytíř" ..... 92

# SEZNAM GRAFŮ

**Graf 1** Rozsah pohybu kyčelního kloubu do extenze před 1. terapií a před 3. terapií.....38
**Graf 2** Rozsah pohybu kyčelního kloubu do extenze před 1. terapií a před 3. terapií.....39
**Graf 3** Změna distribuce konfidenční elipsy před 1. měření a před 3. měřením .....42
**Graf 4** Změna distribuce délky kroku před 1. měření a po 1. měření.....45
**Graf 5** Změna distribuce doby dvojkroku před 1. měření a po 1. měření .....45
**Graf 6** Změna distribuce kadence před 1. měření a po 1. měření.....46
**Graf 7** Změna distribuce length of gait line před 1. měření a po 1. měření.....46
**Graf 8** Změna distribuce odvalu chodidla před 1. měření a po 1. měření .....47
**Graf 9** Změna distribuce max. silového zatížení předonoží před 1. měření a po 1. měření 47
**Graf 10** Změna distribuce max. silového zatížení paty před 1. měření a po 1. měření .....48
**Graf 11** Změna distribuce odvalu chodidla před 1. měření a před 3. měření .....51
**Graf 12** Změna distribuce max. silového zatížení předonoží před 1. měření a před 3. měření .....51
**Graf 13** Změna distribuce max. silového zatížení paty před 1. měření a před 3. měření .....52

# SEZNAM PŘÍLOH

**Příloha 1** Informovaný souhlas……..…87
**Příloha 2** Vzor dotazníku…...……...….88
**Příloha 3** Vzor kineziologického rozboru…….89
**Příloha 4** Fotografie z měření…….90–92

# PŘÍLOHY

## ***Příloha 1 –*** *Vzor informovaného souhlasu*

**Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Změny parametrů při rehabilitaci na chodícím pásu Zebris u zdravých jedinců.
Období realizace: říjen 2016 – duben 2017
Řešitel projektu: Bc. Zuzana Školná

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je prokázání vlivu kognice a protažení m. iliopsoas (souhrn operací a procesů, prostřednictvím kterých dokáže člověk vnímat, usuzovat a poznávat sebe i okolí) na chůzový stereotyp u zdravých jedinců. Výzkum bude probíhat ve FNOL na oddělení rehabilitace pod dobu maximálně dvou měsíců. Během této doby dojde ke třem měřením na chodícím páse Zebris. Během tohoto vyšetření se dozvíte, jestli stojíte a chodíte správně nebo zda máte nějaký problém, který můžeme zlepšit a upravit tak, aby bylo docíleno zlepšení Vaší kvality života. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika: pozitivní korekce stereotypu chůze, celkové zvýšení komfortu v běžných denních aktivitách. Rizikem pro Vás může být pád na páse, který je ale nepravděpodobný, pokud budete dodržovat dané instrukce terapeuta. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

**Prohlášení**

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

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

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

Jméno a příjmení:

V Olomouci, dne …….  Podpis:

***Příloha 2 –*** *Vzor dotazníku*

**Dotazník**

„Změny parametrů při rehabilitaci na chodícím pásu Zebris u zdravých jedinců“

---

Jméno a příjmení: Výška:

Datum narození: Váha:

Pohlaví: muž - žena

Zaměstnání: Tel. číslo:

---

1) Máte bolesti kyčelního kloubu? ano - ne

- pokud ano, uveďte stupeň: 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
- pokud ano:
  - bolest se vyskytuje v noci
  - bolest se vyskytuje přes den
  - bolest se vyskytuje při zátěži

2) Měl/a jste někdy poranění dolních končetin? ano - ne

- pokud ano, jaké: _____

3) Prodělal/a jste někdy operaci dolních končetin? ano - ne

- pokud ano, jakou: _____

4) Věnujete se nějakému sportu? ano - ne

- pokud ano, jakému: _____

5) Protahujete se doma? ano - ne

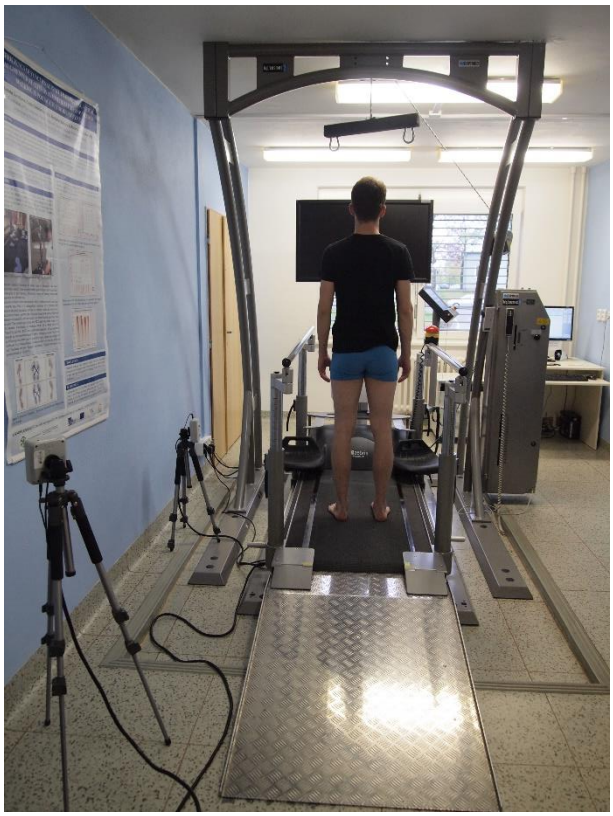
- pokud ano:
  - 2x denně
  - 1x denně
  - 2x týdně
  - 3x týdně
  - 1x týdně
  - 1x za měsíc

***Příloha 3 –*** *Vzor kineziologického rozboru*

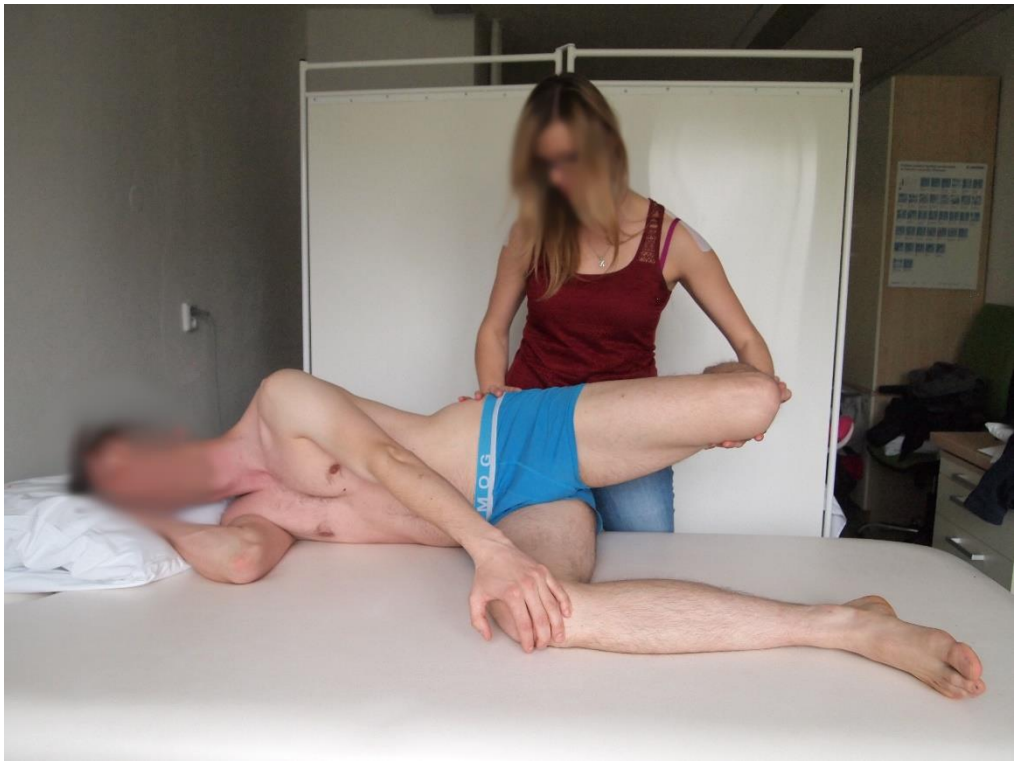
Vyšetření:

- postavení DKK –
- plochonoží:
- pohled z boku (FLX) –
- test 3M –
- extenze na boku
    - P –
    - L –
- timing m. gluteus maximus –
- další poznatky –

***Příloha 4 –****Fotografie z měření (vlastní fotodokumentace)*



**Obrázek 2** Výchozí pozice na chodícím pásu



**Obrázek 3** Výchozí pozice při měření

**Obrázek 4** Výchozí pozice při měření z boku

**Obrázek 5** Výchozí pozice před zahájením reciproční inhibice

**Obrázek 6** Nákroky na chodícím pásu

**Obrázek 7** Cvik "vysoký rytíř"