

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

ZÁVISLOST SKLONU PÁNVE VE FRONTÁLNÍ ROVINĚ NA SÍLE ABDUKTORŮ KYČELNÍHO KLOUBU

Diplomová práce

Autor: Bc. Terezie Köhlerová

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Ivana Hanzlíková, Ph.D.

Olomouc 2024

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Terezie Köhlerová

Název práce: Závislost sklonu pánve ve frontální rovině na síle abduktorů kyčelního kloubu

Vedoucí práce: Mgr. Ivana Hanzlíková, Ph.D.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Rok obhajoby: 2024

Abstrakt:

Vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině a silou abduktorů kyčelního kloubu není zcela objasněn. Proto bylo cílem této diplomové práce zjistit vztah poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu a svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu. Studie se účastnilo 36 zdravých jedinců ve věku 18–40 let. Pokles pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu byl zjištěn pomocí dvoudimenzionální kinematické analýzy. Isometrická, koncentrická a excentrická svalová síla (peak torque to weight ratio) abduktorů kyčelního kloubu byla měřena isokinetickou dynamometrií. Data byla statisticky zpracována za využití korelace a srovnáním skupin s velkým a malým poklesem pánve ve frontální rovině prostřednictvím t-testu. Na základě výsledků nebyl prokázán žádný signifikantní vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu a silou abduktorů kyčelního kloubu. Vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu rovněž nebyl potvrzen. Pro objektivní vyřešení této problematiky by bylo vhodné provést další studie o kvalitní metodice.

Klíčová slova:

Trendelenburgova zkouška, běh, pokles pánve, svalová síla, isokinetická dynamometrie, videoanalýza

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Terezie Köhlerová

Title: Dependence of pelvic tilt in frontal plane on strength of hip abductors

Supervisor: Mgr. Ivana Hanzlíková, Ph.D.

Department: Department of Physiotherapy

Year: 2024

Abstract:

The relationship between the frontal plane pelvic drop and the hip abductor muscle strength is not fully clarified. Therefore, the objective of this thesis was to investigate the relationship of the frontal plane pelvic drop during the Trendelenburg test and running and the hip abductor muscle strength. The study involved 36 healthy participants in the age of 18–40 years. Frontal plane pelvic drop during the Trendelenburg test and running was measured by two-dimensional kinematic analysis. Isometric, concentric and eccentric hip abductor muscle strength (peak torque to weight ratio) was measured using isokinetic dynamometry. The data were statistically processed using correlation and comparison of groups with large and small frontal plane pelvic drop via t-test. According to the results, no significant relationship was demonstrated between the frontal plane pelvic drop during the Trendelenburg test and running and the hip abductor muscle strength. The relationship between the frontal plane pelvic drop in the Trendelenburg test and running was not proved either. There is a need for more high-quality studies to find out more about this topic.

Keywords:

Trendelenburg test, running, pelvic drop, muscle strength, isokinetic dynamometry, videoanalysis

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Ivany Hanzlíkové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 28. dubna 2024

.....

Ráda bych poděkovala vedoucí práce Mgr. Ivaně Hanzlíkové, Ph.D. za cenné rady, laskavost, trpělivost a vynaložený čas a energii. Děkuji také vyučujícím Katedry přírodních věd v kinantropologii za zapůjčení prostředků a pomoc při měření, zpracování a interpretaci dat. Děkuji své rodině a svým kamarádům za tuhle možnost, pomoc a podporu.

OBSAH

Obsah	7
1 Úvod	9
2 Přehled poznatků	10
2.1 Kineziologie pánve ve frontální rovině při běhu.....	10
2.1.1 Abduktory kyčelního kloubu.....	12
2.1.2 Latero-laterální stabilita pánve	14
2.1.3 Důsledky oslabení abduktorů kyčelního kloubu.....	15
2.2 Klinické způsoby testování síly abduktorů kyčelního kloubu	17
2.2.1 Trendelenburgova zkouška	17
2.2.2 Další způsoby klinického testování síly abduktorů kyčelního kloubu	23
2.3 Objektivní měření síly abduktorů kyčelního kloubu	23
2.3.1 Isokinetická dynamometrie	23
2.3.2 Ruční dynamometrie	32
2.3.3 Elektromyografie	32
2.4 Kinematická analýza	33
2.4.1 Třídimenzionální kinematická analýza	33
2.4.2 Dvoudimenzionální kinematická analýza	34
2.5 Možnosti posílení abduktorů kyčelního kloubu	35
2.5.1 Posilování v otevřeném kinematickém řetězci.....	35
2.5.2 Posilování v uzavřeném kinematickém řetězci	36
2.6 Vliv svalové síly na kinematiku pohybu	38
2.6.1 Observační studie	38
2.6.2 Experimentální studie.....	39
3 Cíle.....	42
3.1 Hlavní cíl.....	42
3.2 Dílčí cíle.....	42
3.3 Výzkumné hypotézy.....	42
4 Metodika	43
4.1 Výzkumný soubor	43

4.2	Metodika sběru dat.....	43
4.2.1	Měření poklesu pánve ve frontální rovině pomocí kinematické analýzy	43
4.2.2	Měření svalové síly abduktorů kyčelního kloubu pomocí isokinetické dynamometrie	46
4.3	Statistické zpracování dat	48
5	Výsledky.....	50
5.1	Charakteristika výzkumného souboru	50
5.2	Výsledky korelací.....	52
5.3	Výsledky T-testů.....	53
6	Diskuse.....	57
6.1	Metodologie práce.....	57
6.2	Charakteristika výzkumného souboru	59
6.3	Diskuze k výzkumné hypotéze H_01	60
6.4	Diskuze ke výzkumné hypotéze H_02 a H_03	61
6.4.1	Vliv svalové síly na pohyb	63
6.5	Diskuze k výzkumné hypotéze H_04	64
6.6	Limitace práce a doporučení.....	64
7	Závěry	67
8	Souhrn	69
9	Summary.....	70
10	Referenční seznam	71
11	Seznam zkratk.....	79
12	Přílohy.....	80
12.1	Vyjádření etické komise	80
12.2	Informovaný souhlas.....	81

1 ÚVOD

Pokles pánve ve frontální rovině při statických a dynamických situacích je obvyklým nálezem při komplexním kineziologickém vyšetření. Jedná o jeden z průvodních kinematických faktorů mnoha poruch pohybového aparátu, jako je například patellofemorální bolestivý syndrom, bolesti zad, iliotibiální bolestivý syndrom a podobně. Hlavním způsobem testování poklesu pánve ve frontální rovině je za statické situace Trendelenburgova zkouška. Za dynamické situace se může jednat o zjišťování poklesu pánve ve frontální rovině při chůzi nebo při běhu.

Za jednu z hlavních funkčních příčin poklesu pánve ve frontální rovině je dosud považováno oslabení abduktorů kyčelního kloubu. Tedy častým způsobem řešení poklesu pánve ve frontální rovině je jejich posílení, a to za využití cviků v otevřeném nebo v uzavřeném kinematickém řetězci.

V literatuře se však v posledních letech objevují studie, které vztah mezi silou abduktorů kyčelního kloubu a poklesem pánve ve frontální rovině nepotvrzují. Z dostupné literatury vyplývá, že dosud neexistuje jednotný názor na existenci přímého vztahu mezi silou abduktorů kyčelního kloubu a poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce. Zároveň existuje velmi málo studií, které by se zabývaly vztahem mezi poklesem pánve při běhu a svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu, souvislost těchto dvou parametrů je tedy rovněž prozatím neznámá. Stejně tak nejsou dostupné studie zabývající se souvislostí mezi poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce a poklesem pánve při běhu.

Hlavním cílem práce je zjistit vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu a silou abduktorů kyčelního kloubu. Výsledek práce by mohl ovlivnit celkový pohled na nález poklesu pánve ve frontální rovině při komplexním kineziologickém vyšetření, rozvahu fyzioterapeuta a následný fyzioterapeutický postup u pacientů s nálezem poklesu pánve ve frontální rovině.

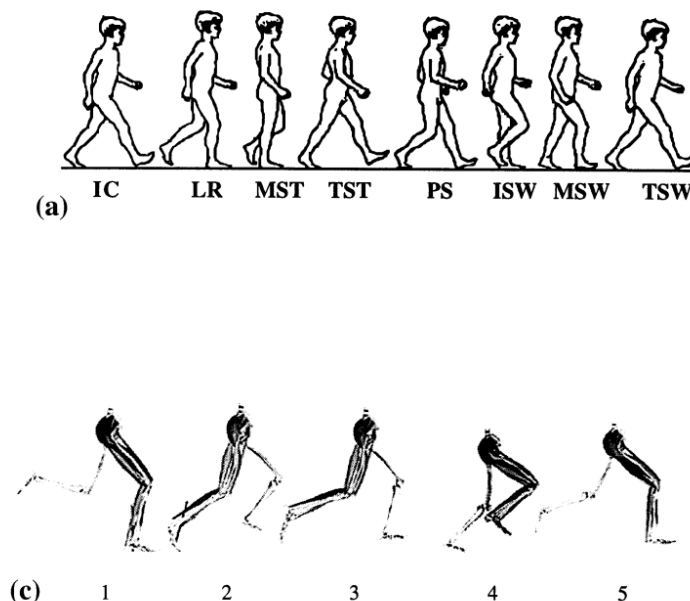
2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Kineziologie pánve ve frontální rovině při běhu

Dle Schache et al. (1999) je běh způsobem lidské lokomoce, který se skládá (na rozdíl od chůze) z fáze opory (stojné fáze) a z fáze bez opory (letová fáze) (Obrázek 1). Z hlediska jedné dolní končetiny (DK) můžeme cyklus běhu rozdělit na fázi stojnou a švihovou. Stojnou fázi běhu můžeme rozdělit na fázi absorpce, která trvá od iniciálního kontaktu (initial contact) po období střední opory (midstance), a fázi odrazu, která trvá od období střední opory po odlepení palce (toe-off). Fázi švihovou můžeme rozdělit na počáteční švihovou fázi (initial swing), kdy dochází ke zrychlení, dále střední švihovou fázi (midswing) a konečnou švihovou fázi (terminal swing), kde dochází naopak ke zpomalení pohybu (Schache et al., 1999). Pro účely této práce se budeme věnovat hlavně pohybu pánve ve frontální rovině.

Obrázek 1

Cyklus chůze (a) a cyklus běhu (b) (Novacheck, 1998).



Pohyb pánve ve frontální rovině je jemnější než pohyb pánve v rovině sagitální (Novacheck, 1998). Systematické review Schache et al. (1999) uvádí, že při běhu pánev fyziologicky provádí pohyb ve smyslu náklonu ve všech třech rovinách. Ve frontální rovině ve fázi jedné opory dochází přirozeně k poklesu pánve na straně švihové DK. Dle různých zahrnutých článků se konkrétní míra poklesu pánve liší v závislosti na rychlosti. Při rychlosti 3,6 m/s byl zjištěn pokles pánve 15°, při rychlosti 2,23 m/s byl zjištěn pokles pánve 2°, při rychlosti 3,2–3,8 m/s byl zjištěn pokles pánve v rozsahu 7–12° (Schache et al., 1999). Studie Ford et al. (2013)

měřila pokles pánve při dvou rychlostech – při individuálně zvolené rychlosti a při rychlosti 3,58 m/s, míra poklesu pánve při běhu se pohybovala v obou případech mezi 9–14°. Svou roli zde může hrát i věk, který by mohl být přímo úměrný míře poklesu pánve (Schache et al., 1999).

Pohyb pánve ve frontální rovině se dle Schache et al. (1999) liší v průběhu jednotlivých fází. Při iniciálním kontaktu by pánev měla být téměř v horizontále s tím, že na straně stojné DK by měla být pánev v lehké elevaci a na straně švihové DK v lehké depresi (Schache et al., 1999). Foch a Milner (2014) dochází ke stejnému závěru jako Schache et al. (1999), Novacheck (1998) taktéž popisuje kontralaterální pokles pánve během fáze iniciálního kontaktu, konkrétně cca 2,5°. Pohyb pánve ve frontální rovině v této fázi je důležitý pro plynulý přenos těžiště a jakožto mechanismus absorpce reakční síly podložky (Novacheck, 1998; Schache et al., 1999).

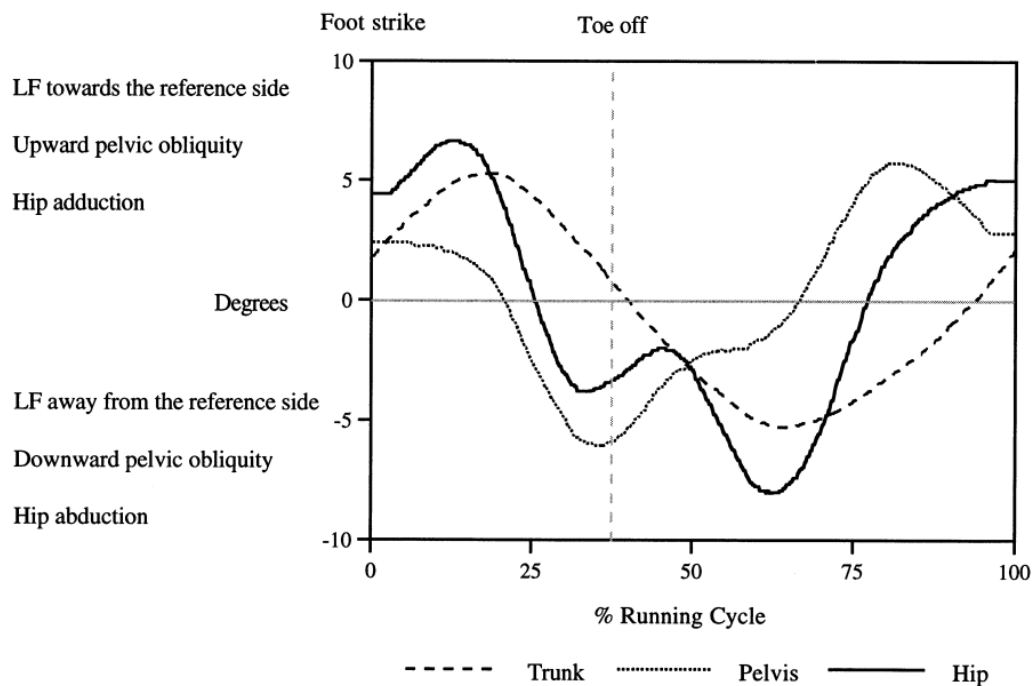
Ve fázi střední opory by měla pánev dosáhnout horizontálního postavení (Foch & Milner, 2014; Schache et al., 1999). Následuje sešikmení pánve ve smyslu poklesu na straně stojné DK a elevace na straně švihové DK trvajících do fáze odlepení palce (Schache et al., 1999).

Pohyb pánve ve frontální rovině je přirozeně doplněn pohybem trupu – dochází k mírnému úklonu trupu ke straně od poklesu pánve (tudíž ke stojné DK) (Foch & Milner, 2014). Dále Schache et al. (1999) uvádí, že pohyb pánve ve frontální rovině souvisí s pohybem v kyčelním kloubu (KYK) ve smyslu abdukce (ABD) a addukce (ADD). V první polovině stojné fáze (od fáze kontaktu nohy s podložkou po fázi střední opory) je KYK nastaven v ADD, která postupně od fáze střední opory přechází v ABD, maximum ABD v rámci stojné fáze nastává ve fázi odrazu palce. Rozsah mezi ABD a ADD KYK se pohybuje dle různých autorů mezi 14° a 22° (Schache et al., 1999). Schache et al. (2011) udává, že většinu stojné fáze běhu je přítomný abdukční moment síly v KYK, který je na konci stojné fáze vystřídán momentem addukčním.

V počáteční švihové fázi (initial swing) dle Schache et al. (1999) provádí pánev elevaci na straně švihové (ipsilaterální) DK, která je dále vystřídána elevací na straně stojné (kontralaterální) DK. Ke změně pohybu pánve ve švihové fázi dochází při kontralaterálním iniciálním kontaktu (Schache et al., 1999). Pohyb pánve, KYK a trupu je znázorněn na Obrázku 2.

Obrázek 2

Pohyb pánve, trupu a kyčle ve frontální rovině při běhu (Schache et al., 1999).



Vysvětlivky: LF = lateroflexe trupu; upward/downward pelvic obliquity = referenční strana pánve je v elevaci/v poklesu oproti druhé straně

2.1.1 Abduktory kyčelního kloubu

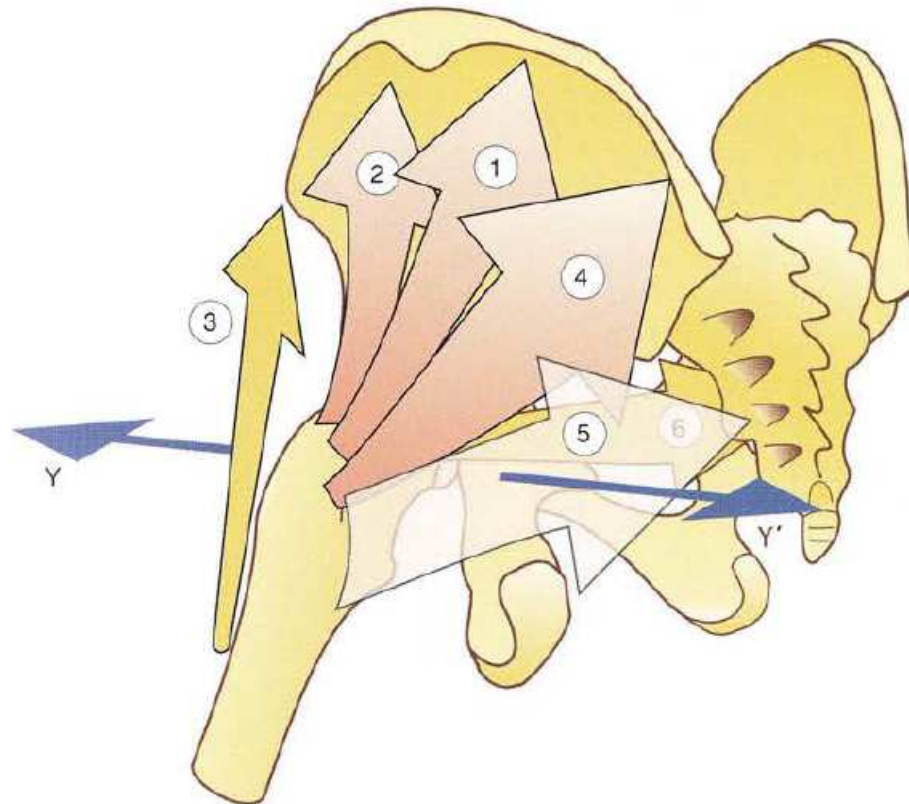
Dle Kapandji (2019) je hlavním svalem vykonávající ABD KYK musculus gluteus medius (mGMe). Dalším svalem podílejícím se na ABD KYK je musculus gluteus minimus (mGMi), jehož abdukční síla je vzhledem k anatomii třikrát menší ve srovnání s mGMe. Zároveň mGMe a mGMi považujeme za svaly, které hrají zásadní roli v latero-laterální stabilizaci pánve. Dalším abduktorem KYK je musculus tensor fasciae latae (mTFL), jehož abdukční síla je poloviční oproti mGMe. Vzhledem ke svému umístění se mTFL též podílí na stabilizaci pánve. Mezi další abduktory KYK patří horní vlákna musculus gluteus maximus a m. piriformis (Kapandji, 2019). Abduktory KYK jsou znázorněny na Obrázku 3.

Abduktory KYK by se dle Kapandjiho (2019) daly rozdělit do dvou skupin. Začátky svalů první skupiny se nachází anteriorně od koronální roviny, výsledný pohyb při jejich kontrakci je tedy abdukce, flexe a vnitřní rotace. Do této skupiny patří mTFL a přední vlákna mGMe a mGMi. Svaly druhé skupiny začínají posteriorně od koronální roviny, výsledný pohyb při kontrakce je abdukce, extenze a zevní rotace. Patří sem zadní vlákna mGMe a mGMi a horní vlákna musculus

gluteus maximus. Pro získání čisté abdukce musí být tyto dvě skupiny v rovnováze (Kapandji, 2019).

Obrázek 3

Abduktory kyčelního kloubu (Kapandji, 2019, s. 47)



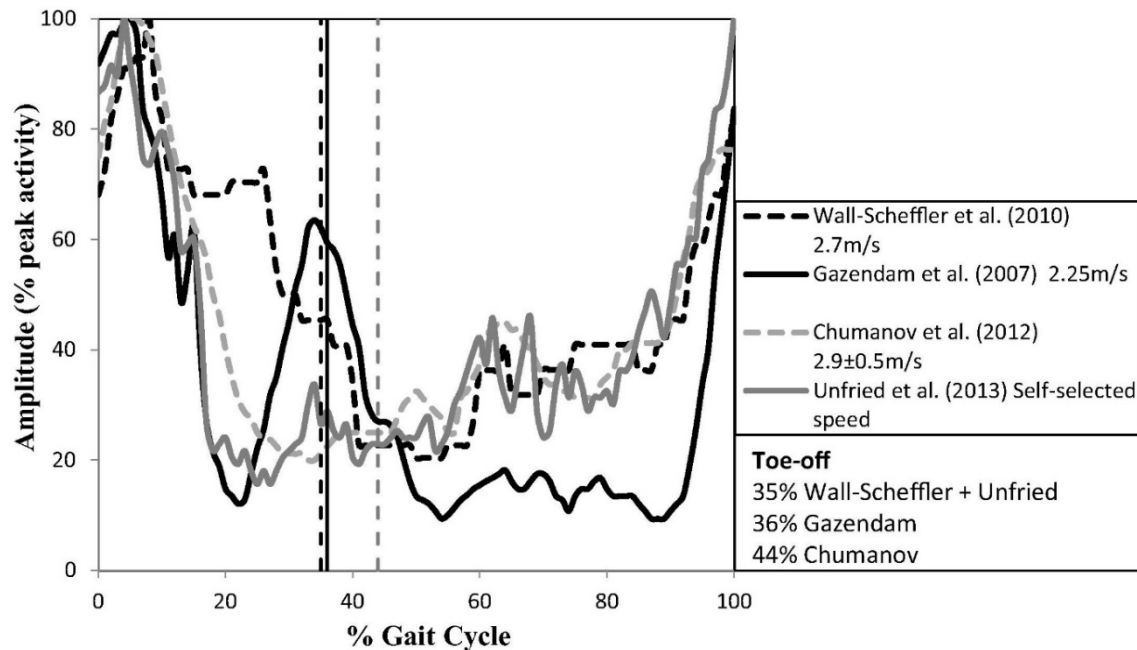
Vysvětlivky: (1) m. gluteus medius; (2) m. gluteus minimus; (3) m. tensor fasciae latae; (4) m. gluteus maximus; (5) m. piriformis

Abduktory KYK, včetně mGMe, mají při běhu důležitou funkci. Systematické review Semciw et al. (2016) uvádí, že mGMe je nejvíce zapojovaný sval z komplexu svalů KYK při běhu. Většina zahrnutých studií popisuje EMG aktivitu mGMe při běhu v rámci stejné fáze jako typicky monofázickou začínající na konci švihové fáze s vrcholem aktivity těsně po iniciálním kontaktu, jak je vidět na Obrázku 4 (Semciw et al., 2016).

Studie Gazendam & Hof (2007) prezentovala bifázický charakter aktivity mGMe s druhým menším vrcholem aktivity mGMe ve fázi odlepení palce. Při fázi švihové docházelo k postupnému zvyšování aktivity mGMe od fáze odlepení palce k fázi iniciálního kontaktu (Gazendam & Hof, 2007). Tento poznatek naznačuje, že důležitou funkcí mGMe při běhu je mimo jiné absorpce reakční síly podložky (Semciw et al., 2016).

Obrázek 4

EMG zobrazení zapojení mGMe při běhu (Semciw et al., 2016)



Vysvětlivka: svislé čáry označují fázi odlepení palce dle různých autorů

2.1.2 Latero-laterální stabilita pánve

Latero-laterální stabilizace pánve je výsledek svalové koordinace, kdy dojde k vyvážení sil působících na KYK (způsobeny tíhou horní části těla) a zachování neutrální pozice pánve při stožení na jedné DK (Grimaldi, 2011). Pro latero-laterální stabilitu pánve hrají zásadní roli jak svaly KYK, tak svaly trupu (Foch & Milner, 2014; Ford et al., 2013). Mezi důležité aspekty latero-laterální stabilizace pánve patří hlavně koordinace, neuromuskulární kontrola a svalová síla zmíněných svalů (Foch & Milner, 2014; Zambarano et al., 2021) a propriocepce (Zambarano et al., 2021).

Latero-laterální stabilizace pánve by také dle Burnet & Pidcoe (2009) mohla být definována jako soubor schopností lumbopelvickeho komplexu zahrnující sílu, vytrvalost a svalovou koordinaci v celém kinematickém řetězci. Pokud existuje instabilita v lumbopelvickeho komplexu, nedochází k optimálnímu napřímění těla. Jedním ze znaků takové instability je pokles pánve ve frontální rovině. Tento pokles bývá slabým článkem v rámci celého kinematickeho řetězce kvůli složitosti jeho kontroly. Oslabení abduktorů KYK by mohlo vést ke zvýšenému pohybu pánve ve frontální rovině (Burnet & Pidcoe, 2009). Foch a Milner (2014) popisují, že v případě nedostatečné latero-laterální stability pánve dochází k poklesu pánve na straně švihové DK, což může být kompenzováno úklonem trupu ke stejné DK.

Role abduktorů kyčelního kloubu v latero-laterální stabilizaci pánve

Dle Semciw et al. (2016) je mGMe jeden z nejdůležitějších svalů kontrolujících pohyb pánve ve frontální rovině. Svou anatomí a morfologií je mGMe schopen generovat v uzavřeném kinematickém řetězci (stojné fázi) abdukční točivý moment, který je zásadní k udržení femoropelvickeho komplexu v neutrálním rovnovážném postavení. Je proto možné, že dysfunkce mGMe povede k nedostatečné stabilizaci pánve ve frontální rovině anebo nadměrné addukci v kyčelním kloubu, což je stav přispívající ke zranění nebo přetěžování. Při běhu se může jednat například o zranění nebo přetížení Achillovy šlachy a jiných měkkých tkání DKK nebo patellofemorální bolestivý syndrom (Semciw et al., 2016). Podrobněji budou patologie plynoucí z dysfunkce abduktorů KYK rozebrány níže. Adekvátní síla a nábor mGMe a ostatních abduktorů KYK je tedy zásadní pro kineziologii pánve při chůzi a běhu (Ford et al., 2013; Semciw et al., 2016).

Při aktivitách, kde dochází k přenosu váhy na stojnou DK, pracuje mGMe v režimu excentrické kontrakce (Baldon et al., 2012). Excentrická kontrakce mGMe (spolu s mGMi a částí mTFL) je přítomna v počátcích stojné fáze, a to hlavně ve fázi kontaktu paty s podložkou, kdy dochází skrze excentrickou kontrakci k absorpci reakční síly podložky a kontrolu nadměrné addukce KYK (Baldon et al., 2012; Burnet & Pidcoe, 2009). V průběhu stojné fáze dochází ke změně excentrické kontrakce na kontrakci koncentrickou, která je přítomna hlavně ve fázi propulze pro vytvoření dostatečné ABD KYK (Burnet & Pidcoe, 2009). Systematické review Castro et al. (2020) udává, že při aktivitách, kdy dochází k přenášení váhy, dochází k instabilitě pánve ve frontální a transversální rovině a je oslabená hlavně excentrická kontrakce abduktorů KYK. Hodnocení excentrické aktivity abduktorů KYK je tedy blíže spojeno s funkčností DK (Burnet & Pidcoe, 2009).

2.1.3 Důsledky oslabení abduktorů kyčelního kloubu

Ve stojné fázi běhu se pohyb odehrává v uzavřeném kinematickém řetězci, během kterého pohyb jednoho segmentu ovlivňuje pohyb v přilehlých segmentech (Ford et al., 2013). Existuje tedy propojení mezi pohybem kyčle, pánve a trupu, kdy oslabenou funkcí jedné svalové skupiny (např. abduktorů KYK) může dojít k ovlivnění pohybu v ostatních segmentech (Ford et al., 2013).

Svalová síla abduktorů KYK může predikovat riziko zranění a různé další patologické stavy (Ford et al., 2013). Dle Castro et al. (2020) dochází při oslabení abduktorů KYK (a to hlavně jejich excentrické kontrakce) k nedostatečné kontrole ADD KYK. Tento stav bývá často přítomen v kombinaci s nedostatečnou kontrolou vnitřní rotace KYK spojenou s oslabenou excentrickou kontrakci zevních rotátorů KYK (Castro et al., 2020)

To může vyústit ve změnu postavení různých tělesných segmentů, například změnu postavení kolenního kloubu (KOK) ve smyslu valgotizace nebo varotizace, everzní postavení hlezenního kloubu a úklon trupu ke straně oslabených abduktorů KYK (Castro et al., 2020). Tato změna postavení může dlouhodobě vést ke zraněním v oblasti hlezna, jelikož vzhledem k insuficienci balanční kyčelní strategie bývají hlezenní klouby hypermobilní (Presswood et al., 2008). Oslabení abduktorů KYK by též mohlo mít souvislost se zvýšením rizika poranění ligamentum cruciatum anterior v kolenním kloubu z důvodu nedostatečné kontroly rotací KYK a valgotizace KOK (Presswood et al., 2008).

Oslabení abduktorů KYK nebo patologické nastavení a kinematika lumbopelvického komplexu může být spojena s muskuloskeletálními patologiemi. Může se jednat o chronickou bolest zad, která může vzniknout při zvýšených nárocích na lumbopelvický komplex v důsledku nedostatečné latero-laterální stabilizace pánve (Kendall et al., 2010). Zde je však nutno podotknout, že randomizovaná kontrolovaná studie Kendall et al. (2015) porovnávala dvě skupiny pacientů s bolestí dolní části zad. První skupina pacientů absolvovala šestitýdenní cvičební a edukační program zaměřující se na motorickou kontrolu lumbopelvického komplexu s cílem vědomé koaktivace svalů hlubokého stabilizačního systému páteře během funkčních úkolů. Druhá skupina absolvovala stejný terapeutický program obohacený o posilovací program svalů KYK (včetně abduktorů) v uzavřeném i otevřeném kinematickém řetězci. Mezi skupinami nebyl po šesti týdnech nalezený statisticky významný rozdíl z hlediska zmírnění bolesti (měřeno VAS) a disability (měřeno dotazníkem Oswerty disability index) (Kendall et al., 2015).

Dále může dojít k rozvinutí bolesti přední části kolene a patellofemorálního bolestivého syndromu, který vzniká v důsledku nadměrné addukce a vnitřní rotace KYK při oslabení excentrické aktivity abduktorů KYK, což klade zvýšené nároky na patellofemorální skloubení (Baldon et al., 2009). V neposlední řadě může dojít ke vzniku degenerativního onemocnění KYK a tendinopatie gluteálních svalů (McCarney et al., 2020).

Foch a Milner (2014) popisují, že větší úhel addukce KYK při běhu a instabilitu pánve ve frontální rovině vykazují i pacienti s iliotibiálním bolestivým syndromem. Důsledkem poklesu pánve na straně švihové DK a úklonu trupu ke stojné DK dochází k prodloužení vektoru momentu reakční síly podložky a jeho posunu mimo KOK. Tím dochází ke zvýšení addukčního stresu na KOK. Aby byla udržena latero-laterální stabilita KOK, je tento stav kompenzován tahem iliotibiálního traktu, což vede k jeho přetěžování (Foch & Milner, 2014). Dle systematického review Mucha et al. (2017) bylo u pacientů s iliotibiálním bolestivým syndromem potvrzeno oslabení abduktorů KYK.

Faktorů, které mohou vést k oslabení abduktorů KYK, uvádí studie Presswood et al. (2008) několik. Ze strukturálních příčin se může jednat o poškození kontinuity těchto svalů nebo

vrozenou dysplázií KYK. Oslabení abduktorů KYK může vzniknout jednostranně v důsledku dlouhodobého stoji dominantně s vahou přenesenou na jedné DK. Také může dojít k oslabení v důsledku protažení při upřednostňování jedné strany při preferenci spánkové pozice vleže na boku se současnou flexí (FX) a ADD nezátíženého KYK. Oslabení z protažení je dle autorů článku nejčastější příčinou oslabení abduktorů KYK (Presswood et al., 2008).

2.2 Klinické způsoby testování síly abduktorů kyčelního kloubu

2.2.1 Trendelenburgova zkouška

Trendelenburgova zkouška, známá též pod názvem Trendelenburg-Duchennova zkouška, je klinický způsob testování poklesu pánve při stoji na jedné dolní končetině (Cassidy et al. (2014). Poprvé byla představena v roce 1897 Friedrichem Trendelenburgem (1844–1924), německým chirurgem a ortopedem, který je ve zdravotnických oborech známý také v souvislosti s pojmy Trendelenburgova pozice a Trendelenburgova chůze (Cassidy et al., 2014). Původně se Trendelenburgova zkouška používala k vyšetření pacientů s vývojovou dysplázií kyčelního kloubu a muskulární atrofii (Cassidy et al., 2014).

Dle Bailey et al. (2009) je tato zkouška využívána pro obecné hodnocení stabilizace pánve a přenosu sil v uzavřeném kinematickém řetězci, respektive v pozici simulující období střední opory krokového cyklu. Friedrich Trendelenburg usuzoval, že se jedná o přímou souvislost s oslabením ABD KYK (Bailey et al., 2009). Dále Trendelenburgova zkouška reflektuje individuální balanční strategii ve stoji na jedné DK a schopnost latero-laterální stabilizace pánve (Grimaldi, 2011), která již byla zmíněna v kapitole 2.1.2.

2.2.1.1 Provedení a vyhodnocení

Trendelenburgova zkouška není standardizovaná a mezi autory nepanuje jednotný konsenzus ohledně vlastního průběhu testování (Cassidy et al., 2014). Nejrozšířenější variantu Trendelenburgovy zkoušky publikovali Hardcastle a Nade (1985), kteří ji nazvali jako „Standard Trendelenburg test“ (Obrázek 5).

Standardní Trendelenburgova zkouška

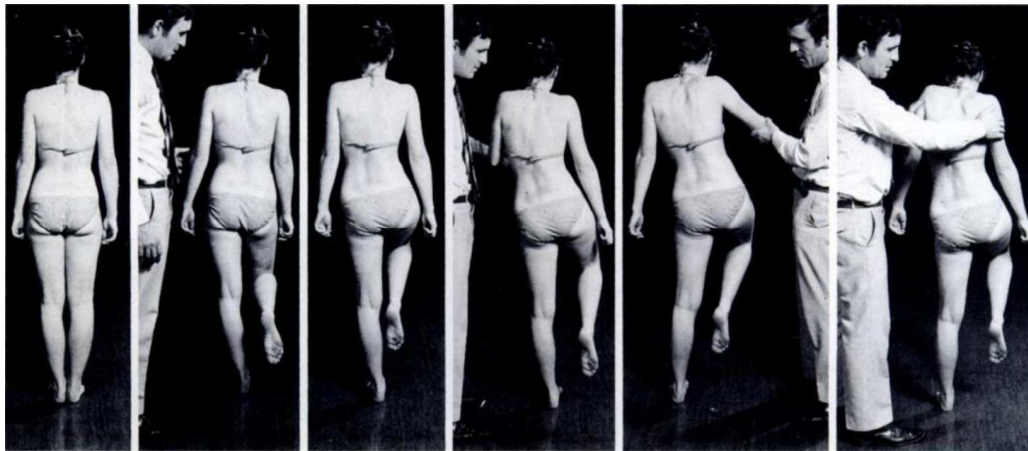
1. Vyšetřující stojí za vyšetřovaným a pozoruje úhel poklesu pánve vůči horizontále.
2. Vyšetřovaný elevuje DK na netestované straně tak, aby se KYK nacházel mezi neutrálním postavením a FX 30°. Noha se nedotýká země. V případě ztráty rovnováhy vyšetřovaný může využít lehké opory o horní končetinu na testované straně nebo vyšetřující může vyšetřovaného lehce podpořit za ramena.

3. Jakmile dojde k vybalancování této pozice, je vyšetřovaný vyzván k co nejvyšší možné elevaci pánve na netestované straně. Vyšetřující může vyšetřovaného podepřít za ruku na testované straně.

4. Pokud se v této pozici vyšetřovaný naklání trupem příliš nad stranu stojné DK, může ho vyšetřující opravit jemným tlakem do ramen, aby došlo k přesunu trnového výběžku obratle C7 nad střed KYK a nohy stojné DK (Hardcastle & Nade, 1985).

Obrázek 5

Standardní Trendeleburgova zkouška (Hardcastle & Nade, 1985)



Výsledek odečítáme po 30 sekundách stoje na jedné DK. Zároveň můžeme zaznamenat čas, ve kterém začalo docházet k poklesu pánve (Hardcastle & Nade, 1985).

Hardcastle & Nade (1985) považovali za negativní výsledek, když vyšetřovaný dokázal maximálně elevovat pánev a toto postavení udržet po dobu 30 s současně s udržení trnového výběžku obratle C7 nad středem KYK a nohy stojné DK. Za pozitivní výsledek byl považován stav, kdy vyšetřovaný nebyl schopen maximálně elevovat pánev na nevyšetřované straně nebo toto postavení udržet po dobu 30 s (Hardcastle & Nade, 1985).

Fujita et al. (2017) zkoumali míru zapojení ABD KYK v korelaci s poklesem pánve pomocí EMG a vyvinuli vlastní variantu Trendelenburgovy zkoušky, kterou nazvali modifikovaný Trendelenburgův test (Obrázek 6).

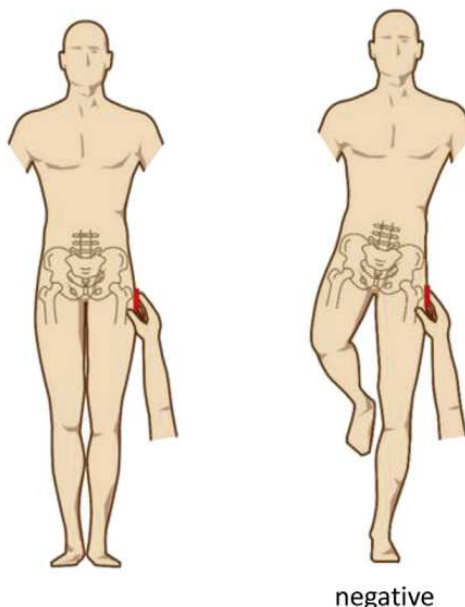
Modifikovaný Trendelenburgův test

1. Vyšetřovaný zaujme stoj o úzké bázi. Pro prevenci laterálního posunu pánve, který značně ovlivňuje míru aktivace ABD KYK, se vyšetřující lehce dotýká vyšetřovaného v oblasti trochanter major. Mělo by se jednat o lehký kontakt, nikoliv o tlak.

2. Vyšetřovaný flektuje KYK a současně zvedne co nejvýše KOK na nevyšetřované straně (čímž dojde současně k elevaci pánve na netestované straně nad horizontálu). Pacient je vyzván k minimalizování úklonu trupu (hodnocen dle náklonu spojnice akromionů vůči horizontále). V této pozici setrvává 30 s. Vyšetřující pozoruje úklon trupu a pokles pánve (Fujita et al., 2017).

Obrázek 6

Modifikovaný Trendelenburgův test (Fujita et al., 2017)



Fujita et al. (2017) vyvinuli modifikovaný Trendelenburgův test jakožto reakci na možnost naměření falešně negativních výsledků, které se vyskytují při provedení standardního Trendelenburgova testu. Autoři usuzují, že m. psoas major na straně elevované DK a ABD KYK na straně stojné DK pracují v koordinaci. Tudiž by mohlo být i pro zdravého člověka těžké udržet neutrální pozici pánve při stoje na jedné DK při neutrálním postavení v obou KYK. Proto autoři doporučují provádět Trendelenburgovu zkoušku s co největším úhlem FX KYK a zároveň co nejvýše elevovaným kolenem (Fujita et al., 2017).

Fujita et al. (2017) považuje za pozitivní výsledek situaci, kdy vyšetřovaný není v druhém kroku schopen elevovat pánev na netestované straně a tuto elevaci udržet po dobu 30 s (dle autorů by k elevaci pánve ve FX KYK mělo docházet přirozeně). Za pozitivní výsledek je považována i situace, kdy pacient není schopen stoje na jedné DK bez úklonu trupu, jelikož aktivita abduktorů KYK (a tedy i pokles pánve) přímo koreluje s mírou úklonu trupu (Fujita et al., 2017).

Kvantitativní hodnocení

Na kvantitativní vyhodnocení Trendelenburgovy zkoušky není v literatuře jednotný názor. Někteří autoři uvádějí jako pozitivní výsledek Trendelenburgovy zkoušky pouze stav, kdy dojde k viditelnému poklesu pánve. Pouze dva autoři objektivně definovali míru poklesu pánve (Bailey et al., 2009). Asayama et al. (2002) považuje Trendelenburgovu zkoušku za pozitivní v případě, že dojde k poklesu pánve o více než 2°, zatímco Westhoff et al. (2006) hodnotí jako pozitivní pokles pánve větší než 4° na straně elevované dolní končetiny.

Příčiny pozitivní Trendelenburgovy zkoušky

Pozitivní výsledek Trendelenburgovy zkoušky může mít několik příčin. Friedrich Trendelenburg za příčinu pozitivního výsledku považoval dysfunkci ABD KYK (hlavně m. gluteus medius et minimus) na straně stojné DK (Bailey et al., 2009). Dále může zkouška poukazovat na zhoršení balančních strategií při stožení na jedné DK (Grimaldi, 2011) a latero-laterální instabilitu pánve (Burnet & Pidcoe, 2009), jak bylo uvedeno výše.

V různých studiích se však využívá různých pozic Trendelenburgovy zkoušky. Např. studie Kendall et al. (2011) využívala pozice, kdy probandi umístili své ruce na boky a elevovali KYK do 50° FX, výsledek byl odečítán po 5 s. Studie Youdas et al. (2010) využívala pozice standardního Trendelenburgova testu dle Hardcastle a Nade (1985), stejně tak studie McCarney et al. (2020).

2.2.1.2 Možnosti zkreslení výsledků

Zkouška může být zkreslena na základě několika faktorů. K falešně pozitivnímu závěru můžeme dojít v případě špatného porozumění pokynům, nedostatečné rovnováhy a schopnosti svalové koordinace, pokud je u vyšetřovaného přítomna bolest zad a DK či těžká skolióza nebo v případě, že vyšetřovaný záměrně relaxuje ABD KYK bez snížení jejich svalové síly (Hardcastle & Nade, 1985). Pro pacienta, který relaxuje ABD KYK bez snížení svalové síly, by neměl být problém na výzvu zkorigovat postavení pánve v rámci standardního provedení Trendelenburgovy zkoušky (Bailey et al., 2009).

Naopak falešně negativní výsledky můžeme dostat při zapojení náhradních pohybových vzorů, kdy je aktivita ABD KYK přebírána m. psoas major, m. rectus femoris nebo suprapelvicními svaly (Hardcastle & Nade, 1985). Dále při nedostatečné korekci postavení trupu vyšetřovaným a umožnění lateroflexe trupu, kdy je těžiště těla přeneseno více nad kyčelní kloub a nedochází tedy k tak intenzivnímu zapojení ABD KYK (Hardcastle & Nade, 1985).

2.2.1.3 Validita a reliabilita

Přestože je Trendelenburgova zkouška v praxi často využívaná, otázka její validity a reliability zůstává stále bez jasné odpovědi (McCarney et al., 2020). Kendall et al. (2013) zkoumali souvislost mezi poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce a aktivitou ABD KYK pomocí ultrazvukově vedeného bloku n. gluteus superior u devíti zdravých mužů ve snaze objasnit validitu Trendelenburgovy zkoušky. Studie ukázala, že u pacientů, jejichž síla ABD KYK odpovídá 30 % jejich tělesné hmotnosti, není souvislost mezi poklesem pánve a svalovou silou abduktorů KYK (Kendall et al., 2013).

Existují i další studie, které rovněž souvislost mezi silou ABD KYK a pozitivní Trendelenburgovou zkouškou (tedy mírou poklesu pánve) nepotvrzují. Například studie Kendall et al. (2010) se zabývala vztahem mezi silou ABD KYK a mírou poklesu pánve u pacientů s bolestí dolní části zad. Studie měřila 20 probandů (10 probandů v cílové skupině a 10 probandů ve skupině kontrolní). Studie zkoumala, jestli isometrická síla ABD KYK, která byla měřena ručním dynamometrem vstoje, bude mít vliv na pokles pánve ve frontální rovině (měřeno Trendelenburgovou zkouškou a videoanalýzou chůze na páse) před a po třítydenní intervenci pro posílení ABD KYK pomocí odporových gum. Přestože pacienti s bolestí dolní části zad vykazovali signifikantně nižší sílu ABD KYK (o 31 % oproti kontrolní skupině), nebyla prokázána souvislost ani mezi poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce ani při chůzi a isometrickou silou ABD KYK u žádné skupiny. Třítydenní program vedl ke zvýšení isometrické síly ABD KYK, ale nevedl k signifikantním rozdílům ve vyhodnocení poklesu pánve při Trendelenburgově zkoušce nebo chůzi ani u jedné ze skupin, přestože došlo ke zvýšení svalové síly (Kendall et al., 2010).

Studie Youdas et al. (2010) ověřovala použitelnost Trendelenburgovy zkoušky pro identifikaci pacientů s osteoartrózou KYK. Do studie bylo zahrnuto 20 probandů s osteoartrózou KYK a 20 zdravých probandů sloužilo jako kontrolní skupina. Byla měřena souvislost mezi nastavením pánve vůči femuru ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce (goniometrem měřený úhel mezi spojnicí spina iliaca anterior superior a dlouhou osou femuru) a silou isometrické kontrakce ABD KYK (měřena ručním dynamometrem vleže na zádech). Přestože skupina probandů s osteoartrózou KYK měla signifikantně nižší sílu ABD KYK oproti kontrolní skupině (41 % vs. 36 % tělesné hmotnosti), v pozici Trendelenburgovy zkoušky nebyl odhalen rozdíl mezi skupinami (Youdas et al., 2010).

Také studie DiMattia et al. (2005), která zkoumala souvislost mezi isometrickou silou ABD KYK a addukčním úhlem femuru vůči pánvi při Trendelenburgově zkoušce, prokázala slabou korelaci mezi těmito parametry. Měřeno bylo 50 zdravých probandů. Síla ABD KYK byla měřena ručním dynamometrem, addukční úhel femuru byl měřen videoanalýzou. Statistikou analýzou byla odhalena slabá korelace ($r = 0,22$) mezi těmito dvěma parametry (DiMattia et al., 2005).

Studie Huxtable et al. (2017) analyzovala souvislost mezi biomechanickými parametry související s KYK u pacientů po rekonstrukční operaci šlach ABD KYK. Konkrétně se, mimo jiné, jednalo o sílu ABD KYK, pokles pánve, lateroposun pánve, úklon trupu a úhel mezi spojnicí spina iliaca anterior superior (SIAS) s osou femuru. V této studii pozorovali signifikantní korelaci mezi a) poklesem pánve a úhlem mezi spojnicí SIAS a osou femuru, b) lateroposunem pánve a úklonem trupu. Žádný z biomechanických parametrů nevykazoval významnou souvislost se silou ABD KYK (Huxtable et al., 2017).

Studie McCarney et al. (2020) se taktéž zabývala validitou a reliabilitou Trendelenburgovy zkoušky. U 18 zdravých probandů byla hodnocena síla isometrické a isokinetické kontrakce ABD KYK (měřeno isokinetickou dynamometrií) v korelaci s poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce, která byla měřena třídímní (3D) kinematickou analýzou. Dále byla hodnocena souvislost mezi hodnocením poklesu pánve při Trendelenburgově zkoušce chiropraktikem a 3D kinematickou videoanalýzou. Ani v jednom z případů nebyla prokázána žádná statisticky významná souvislost. Autoři uvádějí nutnost dalších studií k objasnění této problematiky (McCarney et al., 2020).

K senzitivě a specifitě Trendelenburgovy zkoušky se vyjadřuje jen velmi málo studií. Systematické review Pasic et al. (2014) uvádí, že pro diagnostiku tendinopatie gluteálních svalů má Trendelenburgova zkouška senzitivitu 0,23–0,73 a specifitu 0,77–0,94. Pro hodnocení senzitivity a specifity Trendelenburgovy zkoušky byly zahrnuty tři studie, které byly vyhodnoceny jako metodologicky kvalitní, proto těmto údajům přiřkládají autoři střední klinickou významnost (Pasic et al., 2014).

V dostupné literatuře nebyla nalezena žádná studie, která by se zabývala přímo reliabilitou Trendelenburgovy zkoušky. Fujita et al. (2017) a McCarney et al. (2020) uvádějí, že reliabilita je nejasná.

2.2.1.4 Výhody a nevýhody

Trendelenburgova zkouška je v dnešní době často využívaným klinickým testem k hodnocení poklesu pánve. Výhodou Trendelenburgovy zkoušky je, že se jedná o jednoduchý neinvazivní klinický test (Fujita et al., 2017). Další udávanou výhodou je, že využívá k hodnocení poklesu pánve pozice stoje na jedné DK, která do jisté míry „simuluje“ stojnou fázi krokového cyklu (Bailey et al., 2009).

Limitem a nevýhodou Trendelenburgovy zkoušky je, jak již bylo naznačeno, že mezi různými autory existuje mnoho způsobů provedení zkoušky a jejího vyhodnocení. Další nevýhodou je, že Trendelenburgova zkouška hodnotí pokles pánve pouze ve frontální rovině,

zatímco běžný pohyb probíhá kombinovaně ve třech rovinách (Bailey et al., 2009). Mezi nevýhody patří neobjasněná validita a reliabilita, jak bylo naznačeno v předchozí kapitole.

2.2.2 Další způsoby klinického testování síly abduktorů kyčelního kloubu

Mezi další způsoby klinického hodnocení síly ABD kyčelního kloubu se řadí funkční svalový test dle Jandy a aspekční vyšetření chůze a jejich modifikací.

Funkční svalový test dle profesora Jandy a kolektivu (2004) je v České republice nejvyužívanější klinický způsob objektivizace svalové síly daných svalových skupin využívající jednoduché pohybové vzory. Svalová síla je hodnocena stupni 0 až 5 na základě schopnosti vykonání určitého pohybu proti stupňujícímu se odporu. Síla ABD KYK je vyšetřována v pozici na boku pro stupně 3 až 5 nebo v pozici na zádech pro stupně 0 až 2. Rozsah abdukce by měl být 35 až 40°. Při vyšetření by neměla být povolena zevní rotace nebo flexe KYK ani souhyb pánve, kterou proto fixujeme. Nevýhodou funkčního svalového testu je, že je zatížen chybou subjektivního měření, nebere v potaz unavitelnost svalů, netestuje svalovou sílu v situacích běžného denního života a nezabývá se souvislostmi s ostatními svaly (Janda a kol., 2004). Další obecnou nevýhodou manuálních svalových testů je jejich nízká schopnost rozlišit drobné rozdíly mezi vyššími stupni ve svalové síle u pohybově aktivní zdravé populace (McCarney et al., 2020).

Dle Cassidy et al. (2014) se oslabení ABD KYK může promítat i do stereotypu chůze. Můžeme zde taktéž pozorovat pokles pánve ve frontální rovině na straně švihové DK, „vyklenutí“ pánve na straně stojné DK či úklon trupu ke stojné DK. Hovoříme o tzv. Trendelenburgově chůzi, která byla původně popsána u pacientů s muskulární dystrofií. Tento typ chůze můžeme typicky nalézt i u dalších diagnóz, např. u spinální muskulární atrofie, kořenových syndromů a u lézí KYK (Cassidy et al., 2014). Pro zvýraznění pohybů pánve při chůzi, respektive snížení volní kontroly, je možné využít modifikace chůze s elevací horních končetin, zadáním kognitivního úkolu nebo zvýšením rychlosti chůze (Valouchová & Kolář, 2020).

2.3 Objektivní měření síly abduktorů kyčelního kloubu

2.3.1 Isokinetická dynamometrie

Obecně je isokinetický pohyb takový pohyb, jehož rychlost je konstantní, může se však měnit odpor proti tomuto pohybu (Wimpenny, 2019). Při isokinetické dynamometrii (ID) se vytváří kontrolovaně proměnlivý odpor za pomoci hydrauliky, který zajišťuje konstantní rychlost pohybu (Janura et al., 2012). Odpor, který přístroj klade prováděnému pohybu, je přímo úměrný síle, kterou vyšetřovaný vyvíjí (Davies et al., 2018). Na tomto základě zjišťujeme sílu volní

svalové kontrakce (Janura et al., 2012). ID je považována za zlatý standard k měření různých parametrů, jako je maximální síla, průměrná síla, výkon a maximální točivý moment (Li et al., 2006).

2.3.1.1 Měřené veličiny

Dle Dvir (2004) měříme při ID nejčastěji následující veličiny:

Točivý moment (jednotka: Nm)

Točivý moment (torque) je ukazatel vyjadřující svalovou sílu probanda (Wimpenny, 2016), který zjišťujeme ze vztahu síly vygenerované vyšetřovaným vynásobené vzdáleností od osy otáčení (rameno dynamometru) (Dvir, 2004). Nízká hodnota momentu síly značí nedostatek svalové síly a potřebu silového tréninku (Janura et al., 2012).

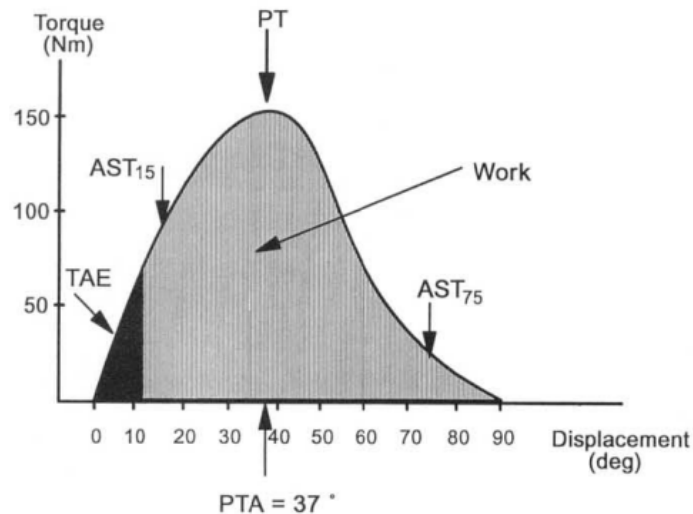
Tento parametr můžeme změřit kdykoliv v průběhu celého pohybu, můžeme zjišťovat průměrnou hodnotu (average torque), nejčastěji se však zjišťuje maximální točivý moment (peak torque), který je zasazen do času a úhlu, ve kterém bylo maximální síly dosaženo (Janura et al., 2012). Maximální točivý moment byl studiemí prokázán jako „zlatý standard“ pro ID, jelikož se jedná o velmi přesný a vysoce reprodukovatelný údaj pro měření svalové síly (Kannus, 1994). Zobrazení maximálního točivého momentu je ukázáno na Obrázku 7. Úhel, ve kterém je dosaženo maximální síly, se nazývá úhel maximálního momentu síly (peak torque angle) (Dvir, 2004).

K porovnávání výsledků mezi jedinci se využívá poměr maximálního točivého momentu ku tělesné hmotnosti (peak torque to weight ratio) (Wimpenny, 2016), což se ukazuje jako nejvalidnější a nejreliabilnější způsob porovnávání svalové síly naměřené dynamometrem mezi jednotlivci s různou tělesnou konstitucí, věkem, pohlavím a úrovní fyzické aktivity (Kendall et al., 2010).

Dle Kannus (2004) se maximální točivý moment mění v závislosti na zvolené úhlové rychlosti. Při testování KOK platí, že při rychlosti 0 °/s až 60 °/s se maximální točivý moment téměř nemění, při vyšších rychlostech dochází k lineárnímu snižování tohoto parametru. Důvodem je pravděpodobně rozdílné zapojení různých typů svalových vláken. Při nižších rychlostech dochází k plynulému náboru motorických jednotek od menších po větší a plynulému náboru různých typů svalových vláken. Nejdříve se zapojí vlákna typu I, která jsou následována vlákny IIA a dále vlákny IIB. Při vyšších rychlostech nedochází k plynulému náboru, proto je svalová síla nižší (Kannus, 1994).

Obrázek 7

Maximální točivý moment a práce (Kanus, 1994).



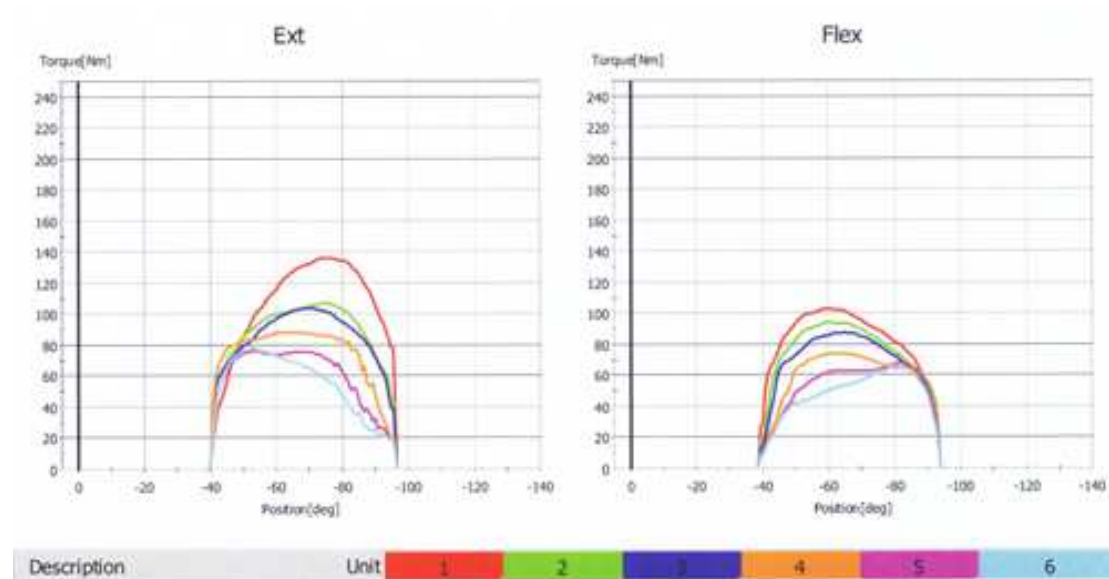
Vysvětlivky: PT = maximální točivý moment (peak torque); PTA = úhel maximálního točivého momentu (peak torque angle); AST = točivý moment během specifického úhlu (angle specific torque); TAE = energie zrychlení točivého momentu (torque acceleration energy); W = práce (work).

Křivka momentů sil

Hlavním cílem isokinetického testování bývá získat křivku zobrazení točivých momentů v závislosti na úhlu (moment angular position curve, Obrázek 8) (Wimpenny, 2016), kdy vrcholnou hodnotou této křivky je maximální točivý moment (Janura et al., 2012). Tato křivka poukazuje na slabá místa v průběhu pohybu (Janura et al., 2012). Průběhy křivek při různých rychlostech se liší pro koncentrickou a excentrickou kontrakci (Wimpenny, 2016). Zatímco při koncentrické kontrakci bude maximální síla klesat s rostoucí rychlostí, při excentrické kontrakci bude narůstat s narůstající rychlostí, následně dosáhne fáze plató, po které může dojít k mírnému poklesu (Wimpenny, 2016).

Obrázek 8

Příklad křivky točivých momentů v závislosti na úhlu (Wimpenny, 2016).



Vysvětlivka: Unit 1–6 = jednotlivé měřené pokusy.

Práce (jednotka: J)

Dalším používaným parametrem je práce (work), což je součin průměrné síly a dráhy pohybu, který slouží jako ukazatel vytrvalosti (Janura et al., 2012; Kannus, 1994). Jedná se tedy o vyjádření množství svalového tonu, který je vytvořen během kontrakce (Dvir, 2004) a vynaložené mechanické energie (Kannus, 1994). Parametr práce je graficky vyjádřen na Obrázku 7. Můžeme sledovat buď celkovou práci (total work), což je sumarizace práce všech provedených opakování, nebo maximální práci (peak work), kde sledujeme nejvyšší hodnotu práce během jedné „nejlepší“ repetice (Kannus, 1994).

Výkon (jednotka: W = J/s)

Výkon (power) je definován jako množství práce vyprodukované za určitý čas a vypovídá o svalové výbušnosti (Janura et al., 2012). Naproti točivému momentu, hodnota výkonu roste se zvyšující se úhlovou rychlostí (Kannus, 1994). Opět můžeme pozorovat průměrný výkon (average power), který se vypočítá z celkové práce vykonané během daného počtu opakování vydělené dobou trvání série, nebo maximální výkon (peak work), jakožto hodnota práce dosažená během „nejlepší“ repetice vydělená dobou trvání této repetice (Kannus, 1994).

Kannus (1994) popisuje k těmto základním měřeným veličinám ještě vytrvalostní parametry:

Vytrvalost

Kannus (1994) definuje vytrvalost jako schopnost odolávat únavě. Pokud je cílem ID získat informace o svalové vytrvalosti, je vhodné pozorovat parametr celkové práce. Obecně vzato neexistuje standardizovaný testovací protokol ID pro vytrvalost, různí autoři používají různé testovací protokoly, které obvykle zahrnují buď měření počtu opakování při maximálním úsilí (nejčastěji do poklesu maximálního točivého momentu na 50 % původní hodnoty), nebo sledování poklesu hodnot práce, výkonu a maximálního točivého momentu během určitého časového období (Kannus, 1994).

Mezi vytrvalostní parametry Kannus (1994) řadí absolutní vytrvalost a relativní vytrvalost. Absolutní vytrvalost se měří jakožto práce odvedená v posledních pěti repeticích z celkově 25 repetic. Relativní vytrvalost se vypočítá jako práce během posledních pěti repetic vydělená prací v prvních pěti repeticích z celkového počtu 25 repetic. Ukazuje se však, že hodnoty relativní vytrvalosti mohou zůstat beze změny, pokud došlo ke značnému zlepšení hodnoty práce v prvních a posledních pěti repeticích o přibližně stejnou hodnotu. Proto autor doporučuje pro vědecké a testovací účely využívat spíše parametru absolutní vytrvalosti. Různí autoři však prezentují různé možnosti testování vytrvalostních parametrů, doposud chybí jednotný testovací protokol (Kannus, 1994).

2.3.1.2 Zásady a průběh měření abduktorů kyčelního kloubu

Mezi absolutní kontraindikace pro testování pomocí ID se řadí akutní poranění svalu, šlachy, kloubního pouzdra nebo ligament testovaného segmentu, porucha hojení měkkých tkání, výrazná bolest, přítomnost velkého kloubního výpotku, extrémně limitovaný rozsah pohybu (ROM) nebo kloubní instabilita (Davies et al., 2018). Mezi relativní kontraindikace se řadí subakutní poranění svalu, šlachy, kloubního pouzdra nebo ligament testovaného segmentu, částečně limitovaný ROM, přítomnost jakéhokoliv kloubního výpotku a kloubní laxicita (Davies et al., 2018).

Referenční hodnoty síly ABD KYK nebyly v dostupné literatuře uvedeny. Studie Burnet & Pidcoe (2009) zjistila maximální sílu isometrické kontrakce abduktorů KYK $125,67 \pm 31,82$ Nm u levé DK a $130,09 \pm 37,96$ Nm u pravé DK. Systematické review Castro et al. (2020) udává, že síla koncentrické kontrakce abduktorů KYK se pohybuje zhruba v rozmezí $79,50 \pm 23,37$ Nm. Jedna zahrnutá studie udávala hodnoty síly maximální koncentrické kontrakce standardizované na tělesnou hmotnost, a to $0,76 \pm 0,21$ Nm/kg (Morcelli et al., 2014). Studie Baldon et al. (2012) zjistila průměrnou sílu excentrické kontrakce $1,31$ až $1,35$ Nm/kg. Systematické review Castro et al. (2020) udává, že síla excentrické kontrakce se pohybuje zhruba okolo hodnoty

1,23 až 1,32 Nm/kg u žen a 1,85 Nm/kg u mužů. Obecně vzato by měla být síla excentrické kontrakce vyšší než kontrakce koncentrické (Davies, 1992).

Dle Castro et al. (2020) se mezi faktory, které mohou mít vliv na svalovou sílu abduktorů KYK, řadí pohlaví (muži mají statisticky významně vyšší svalovou sílu koncentrické kontrakce abduktorů KYK) a věk (u starších byla pozorována nižší svalová síla abduktorů KYK). Nebyla nalezena studie, která by se zabývala porovnáním síly abduktorů KYK u pohybově aktivní populace a populace se sedavým způsobem života. Dále by neměl být rozdíl v síle koncentrické a excentrické kontrakce při porovnání dominantní a nedominantní končetiny (Castro et al., 2020).

Pro dosažení co nejvíce reliabilního postupu je nutné si předem stanovit a dodržet řadu parametrů zahrnutých v testovacím protokolu. Jedná se o nastavení výchozího postavení v kloubu a fixace pacienta, určení osy otáčení, měřeného rozsahu pohybu a typu svalové kontrakce (koncentrická, excentrická, isometrická), využití otevřeného nebo uzavřeného kinematického řetězce, nastavení úhlové rychlosti, režimu přístroje, počtu sérií, počtu opakování a doby odpočinku (Brown, 2000; Davies et al., 2018).

Před vlastním testováním je nutné zařadit rozehřátí a rozcvičení testovaného segmentu (Castro et al., 2020). Aby se účastníci dobře obeznámili s průběhem testování, předchází většinou vlastnímu měření zkrácená cvičná série (McCarney et al., 2020). Během testování je možnost využít verbální motivace pacienta (McCarney et al., 2020).

Výchozí postavení v kloubu a fixace

Pro měření svalové síly ABD KYK pomocí isokinetického dynamometru se využívá pozice vleže na boku nebo pozice vstoje (Castro et al., 2020), kdy měřená DK by se měla nacházet v neutrálním postavení co se týče flexe/extenze a vnitřní/zevní rotace (Baldon et al., 2012). Při měření v pozici na boku se neměřená DK nachází ve flexi pro KYK a KOK a je zafixována popruhem, trup je fixován popruhem nacházejícím se v oblasti cristae iliaca (Baldon et al., 2012). Pro výchozí nastavení je možnost vložit polštář pro vypodložení měřené DK (Burnet & Pidcoe, 2009).

McCarney et al. (2020) a Šťastný et al. (2015) testovali sílu abduktorů KYK vleže na boku a zafixovali rameno dynamometru z laterální strany stehna 1 cm nad patellou, osa rotace byla nastavena podle trochanter major. Baldon et al. (2012) nastavili osu rotace jakožto průsečík dvou linií – první linie byla spojnicí spina iliaca posterior superior a kolene (přesné místo nebylo specifikováno), druhá linie vedla od trochanter major kolmo ke středové čáře těla, rameno dynamometru bylo zafixováno 5 cm nad patellou. Stejný postup využila i studie Nakagawa et al.

(2008). Studie Belhaj et al. (2016) nastavila osu rotace dynamometru podle abdukčně-addukční osy KYK.

Měřený rozsah pohybu

Tento parametr popisuje přípustný rozsah změny pozice ramena (Dvir, 2004). Rozsah pohybu je dle různých autorů nastavován jinak. Dvir (2004) doporučuje testovat sílu abduktorů KYK v rozsahu 0 až 45°. Studie Beck et al. (2019) měřila sílu ABD KYK v rozsahu -8° až 30°, podobný rozsah využívala i studie Claiborne et al. (2009), která měřila rozsah -10° až 30°. Baldon et al. (2012) využívali rozsahu 0° až 30°. Studie McCarney et al. (2020) využívala maximální rozsah specifický pro daného probanda, který byl změřen vstoje z anatomického postavení do maximální ABD KYK pomocí goniometru.

Dvir (2004) uvádí, že není rozdíl, pokud je měřena svalová síla při menším ROM nebo větším ROM. Z toho usuzuje, že je pro obecné testování svalové síly vhodnější využít spíše menší ROM, jelikož tím snižujeme možnost ohrožení pacienta nadměrným napnutím tkání a snižujeme pravděpodobnost nesprávného nastavení osy otáčení (Dvir, 2004).

Úhlová rychlost

Dle Dvir (2004) se jedná o úhlovou rychlost distální části ramene ID (nikoliv distální části měřeného segmentu). Úhlová rychlost je nastavována jinak pro různé svalové skupiny, nastavení záleží na anatomických parametrech měřené svalové skupiny a měřeném ROM. Z historických důvodů bývají typicky využívány násobky 30 °/s. Důvodem je, že na prvních isokinetických dynamometrech (Cybex), které se využívaly pouze k měření svalové síly KOK, nebylo možné z praktických důvodů nastavit jiné rychlosti (Dvir, 2004). Rychlosti, které lze v dnešní době při ID nastavit, se pohybují od 1 °/s do 1000 °/s (Davies et al., 2018)

Mnoho nalezených studií neuvádí rychlost, která byla použita pro testování. Calahan et al. (1989) testovali sílu abduktorů KYK při rychlostech 30 až 200 °/s. Dvir (2004) však uvádí, že vzhledem k malému ROM ABD je možné využít rychlost 30 °/s jakožto adekvátní rychlost pro měření svalové síly abduktorů KYK. Čím vyšší je rychlost využitá při testování, tím delší je fáze akcelerace a decelerace v rámci měřeného ROM. Lze proto prohlásit, že testování při vysokých úhlových rychlostech s sebou nenesou žádné benefity. Vysoké rychlosti lze však využít při testování profesionálních sportovců vykonávající vysokorychlostní pohyby, jaké se mohou vyskytovat například v profesionální atletice (Dvir, 2004). Kannus (1994) udává, že maximální točivý moment zůstává nezměněn při rychlostech od 0 °/s po 60 °/s, poté téměř lineárně klesá se zvyšující se rychlostí, z důvodu odlišné kapacity náboru motorických jednotek.

Rychlost 30°/s byla dle systematického review Castro et al. (2020) použita pro testování síly abduktorů KYK vleže na boku nejčastěji, ať už se jednalo o koncentrickou nebo excentrickou kontrakci, druhou nejčastější rychlostí byla rychlost 60 °/s. Například Beck et al. (2019) však nastavili úhlovou rychlost na 45 °/s pro koncentrickou kontrakci měřenou vleže na boku.

Pro pozici vstoje byla dle systematického review Castro et al. (2020) využita rychlost výhradně 60°/s. McCarney et al. (2020) ovšem nastavili úhlovou rychlost na 30 °/s, testována byla izotonická kontrakce (nebylo specifikováno, jestli se jednalo o excentrickou nebo koncentrickou kontrakci) v pozici vstoje.

Claiborne et al. (2009) využili úhlovou rychlost 60 °/s, měřena byla koncentrická i excentrická kontrakce. Davies et al. (2018) doporučují zařadit do testovacího protokolu více rychlostí, aby byl získán lepší přehled o kapacitě svalu při různých funkčních aktivitách.

Typ svalové kontrakce a režim přístroje

Při aktivitách, kde dochází k přenášení váhy, pracují ABD KYK v režimu střídání excentrické a koncentrické kontrakce (Burnet & Pidcoe, 2009) s tím, že důležitou roli hraje hlavně kontrakce excentrická (Baldon et al., 2012), jak již bylo popsáno výše. Isometrická kontrakce je součástí stoje na jedné DK (např. Trendelenburgova testu) (McCarney et al., 2020).

Dle Davies (1992) je vhodnější, aby byly svaly testovány izolovaně, k čemuž je účelné využít testování v otevřeném kinematickém řetězci. Při testování v uzavřeném kinematickém řetězci dochází k zapojení více svalových skupin, než na které je primárně cíleno, což s sebou nese riziko zkreslení výsledku a neprojevení patologií. Dále při testování v uzavřeném kinematickém řetězci není vyšetřující schopen zajistit precizní provedení pohybu bez patologických souhybů (například varotizace nebo valgotizace při testování KOK). Navíc bylo prokázáno, že testování v otevřeném kinematickém řetězci má přímou korelaci se svalovou silou a provedením pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci (Davies, 1992).

Studie Burnet & Pidcoe (2009), kteří zkoumali souvislost mezi isometrickým maximálním točivým momentem ABD KYK a poklesem pánve ve frontální rovině při běhu, doporučují pro další výzkum využít dynamické (nikoliv isometrické) kontrakce, testovat svalovou unavitelnost a otestovat klinicky používané zkoušky k hodnocení poklesu pánve.

Série a počet opakování, doba odpočinku

Dle Kannus (1994) záleží volba počtu sérií a opakování na kvalitě, kterou chce vyšetřovaný testovat. Jak již bylo zmíněno výše, z hlediska testování svalové vytrvalosti neexistuje jeden standardizovaný testovaný protokol. Kannus (1994) doporučuje pro pozorování vytrvalosti testovat absolutní vytrvalost, která již byla popsána v předchozí kapitole.

Pincivero et al. (1997) uvádí, že pokud by hlavním výstupem isokinetického testování měla být maximální svalová síla, využívá se spíše menšího počtu opakování provedených maximální silou. Hlavním výstupním parametrem je zde maximální točivý moment (Pincivero et al., 1997).

Ve studiích zaměřujících se na testování abduktorů KYK se však testovací protokol zaměřený na vytrvalost nevyužívá. Dle McCarney et al. (2020), kteří testovali mimo jiné isotonickou kontrakci abduktorů KYK, se za obecné pravidlo považuje dodržet poměr doby trvání svalové práce a odpočinku 1 : 3. Vlastní měření těchto autorů zahrnovalo dvě série po pěti maximálních kontrakcích. Mezi série byla zařazena pauza trvající 30 s. Testování dle Baldon et al. (2012) zahrnovalo rovněž dvě série po pěti opakováních s třiminutovou pauzou mezi sériemi. Pozorovaným parametrem byl v obou případech maximální točivý moment (Baldon et al., 2012; McCarney et al., 2020). Pro testování síly isometrické kontrakce McCarney et al. (2020) využili série pěti repetíc, kdy každá repetice zahrnovala 5 s kontrakce a 20 s relaxace.

Systematické review Castro et al. (2020) udává, že nejčastěji využitý postup ve smyslu počtu opakování a doby odpočinku bylo měření jedné série po třech až pěti repeticích, nejčastěji se jednalo o pět repetíc.

2.3.1.3 Výhody a nevýhody

Výhody pro využití ID při testování svalové síly jsou objektivita, opakovatelnost, jednoduchá kvantifikace výsledků (Wimpenny, 2019), možnost maximální zátěže během celého rozsahu pohybu (Davies et al., 2018) a možnost vygenerování křivky moment angular position (Janura et al., 2012). Velkou výhodou je také bezpečnost pro pacienta (odpor generovaný přístrojem se řídí silou, kterou vyvíjí pacient) a možnost testování v koncentrickém, excentrickém nebo isometrickém režimu (Dvir, 2004).

Další výhodou je vysoká reliabilita (Janura et al., 2012). Dle systematického review Mucha et al. (2017) je ID (konkrétně IsoMed 2000) považována za velmi reliabilní metodu k měření svalové síly různých svalových skupin, nebyla však nalezena studie, která by se zabývala reliabilitou ve vztahu k síle ABD KYK. Studie Dirnberger et al. (2012) zkoumající reliabilitu IsoMed 2000 při měření svalové síly flexorů a extenzorů KOK, prezentuje excelentní reliabilitu (vnitrotřídní korelační koeficient ICC = 0,90–0,98) a nízkou standardní chybu měření (SEM = 5,5–9,1 Nm) přístroje IsoMed 2000. Pro zvýšení přesnosti měření tato studie doporučuje důkladné seznámení vyšetřovaného s testovacím protokolem, případně zařazení cvičného pokusu (Dirnberger et al., 2012).

Nevýhodou testování pomocí ID je vysoká pořizovací cena přístroje, relativní časová náročnost celého procesu, nutnost testování pouze speciálně zaškoleným vyšetřujícím a obtížnost porovnání výsledků mezi jednotlivými přístroji (Wimpenny, 2019). Dále ID umožňuje

testovat svalovou sílu se zaměřením pouze na určitý segment nebo izolovanou svalovou skupinu, neumožňuje však testovat celý funkční pohybový vzorec (Davies, 1992).

Další nevýhodou ID mohou být vlastní chyby měření. Měření může být dle Janury et al. (2012) ovlivněno řadou faktorů ze strany vyšetřovaného, jako je věk, hmotnost, pohlaví a motivace, jeho sportovní založení, aktuální či předchozí úrazy a dominance končetin. Dále se jedná o správné zvolení faktorů testovacího protokolu, o kterých byla řeč výše. Z třetí strany mohou být výsledky ovlivněny schopnostmi vyšetřující osoby (Janura et al., 2012).

2.3.2 Ruční dynamometrie

Ruční dynamometry (hand-held dynamometers) jsou mladší a „pohodlnější“ formou objektivního testování svalové síly (Stark et al., 2011). Ruční dynamometry stojí na pomyslném přechodu mezi funkčními svalovými testy a ID – vyšetřující může testovat svalovou sílu v pozicích svalového testu s kvantifikovatelným výsledkem (Stark et al., 2011).

Dle systematického review Stark et al. (2011) mají v obecné rovině ruční dynamometry střední až dobrou reliabilitu a validitu v porovnání s ID. Výhodou ručních dynamometrů je jejich nižší cena, menší rozměr a praktičnost v každodenním použití. Nepřenosné ID však doposud představují zlatý standard v oblasti měření svalové síly a poskytují uživateli možnost vygenerovat křivku moment angular position (Stark et al., 2011).

Systematické review Chamorro et al. (2017) zahrnuje tři studie, které se zabývaly porovnáním reliability mezi ručními dynamometry a ID při měření síly ABD KYK. I v těchto studiích prokazuje ruční dynamometrie střední (ICC = 0,7) až dobrou (ICC = 0,88; ICC = 0,89) reliabilitu v porovnání s ID (Chamorro et al., 2017). Ovšem, ruční dynamometrie sice poskytuje dobrý obraz pro měření isometrické síly, nedá se však dostatečně kvalitně využít pro měření dynamické kontrakce (koncentrické nebo excentrické) (Castro et al., 2020). Byť začínají vznikat studie, které i tento typ kontrakce ručním dynamometrem měřily – například studie Johansson et al. (2015), která se zabývala měřením excentrické kontrakce zevních rotátorů ramenního kloubu pomocí ručního dynamometru.

2.3.3 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je objektivní vyšetřovací metoda hodnotící funkční stav neuromuskulárního systému. EMG můžeme obecně rozdělit na povrchovou a jehlovou. Povrchová EMG je neinvazivní a méně přesná metoda, která využívá elektrod nalepených na kůži. Při jehlové EMG, která je přesnější, dochází k zavedení elektrod přímo do svalu (Velebná, 2016).

Krobot a Kolářová (2011) udávají, že pomocí EMG není možné přesně kvantitativně zhodnotit svalovou sílu. Důvodem je složitost fyziologie svalové kontrakce. EMG je však možné využít pro kvantitativní a kvalitativní zhodnocení svalové aktivity jednoho svalu v různých pohybových situacích. Lze však obecně tvrdit, že pokud roste elektrická aktivita svalu, roste jeho svalová síla nebo rychlost svalové kontrakce (Krobot & Kolářová, 2011). Tento vztah však nemusí být lineární (Hof, 1997).

Nevýhody využití EMG shrnuje Velebná (2016). Zásadní nevýhodou metody jehlové EMG je její invazivita. Nevýhodou povrchové EMG je, že je třeba brát v potaz mnoho zkreslujících faktorů, jako je např. typ svalové kontrakce (při koncentrické nebo excentrické kontrakci dochází k pohybu elektrody nalepené na kůži nad svaem), kvalita kontaktu mezi elektrodami a kůží, velikost a anatomická poloha svalu, průměr a poloha použitých elektrod, teplota vzduchu, elektrická aktivita a vlastnosti okolních tkání atd. (Velebná, 2016).

2.4 Kinematická analýza

Kinematická analýza je nástroj k objektivizaci a kvantifikaci parametrů pohybu, který nachází využití v různých odvětvích, včetně sportovního managementu, klinického výzkumu, obuvnictví, ortopedie a rehabilitace (Puig-Diví et al., 2019).

2.4.1 Třídídimenzionální kinematická analýza

Jedná se o precizní a vědecky prověřený způsob kinematické analýzy pohybu (Puig-Diví et al., 2019), poskytující objektivní a kvantitativní časoprostorové parametry pohybu. Jedná se o zlatý standard pro neinvazivní měření lidského pohybu (Fernández-González et al., 2020).

Jedním z nejpoužívanějších systémů pro třídídimenzionální (3D) kinematickou analýzu je VICON Motion System. Tento systém se skládá z různého počtu infračervených kamer a datové stanice, kde jsou ukládány a analyzovány získané informace (Fernández-González et al., 2020; McCarney et al., 2020). Může být dále doplněn o silové plošiny a videokamery.

Nevýhodou využití 3D kinematické analýzy je její vysoká pořizovací cena, složité nastavení a z něho plynoucí možnost technických potíží v interpretaci, vysoké nároky na vybavení a prostor (Puig-Diví et al., 2019). Další nevýhodou je fakt, že se softwarem a příslušenstvím musí pracovat vyškolený pracovník (Fernández-González et al., 2020).

2.4.2 Dvoudimenzionální kinematická analýza

V reakci na zmíněné nevýhody přístrojů pro 3D kinematickou analýzu vznikají v posledních několika letech přístroje a softwary pro dvoudimenzionální (2D) kinematickou analýzu (Puig-Diví et al., 2019).

Jedním z nejčastěji používaných programů pro 2D kinematickou analýzu je Kinovea (Fernández-González et al., 2020). Dle Puig-Diví et al. (2019) se jedná o počítačový program pod licencí GPLv2, vyvinutý v roce 2009 neziskovou spoluprací několika vědců, atletů, trenérů a programátorů z celého světa. Program Kinovea umožňuje měření vzdáleností, úhlů mezi referenčními body a měření souřadnic referenčních bodů z videonahrávky. Kinovea zároveň umožňuje kalibraci rovin, měření proto mohou probíhat v různých úhlech naklonění kamery. Nejčastějším využitím nachází program Kinovea ve třech hlavních odvětvích, a to sport, klinická analýza a jako nástroj ke srovnávání reliability u nově vyvíjejících se technologií (Puig-Diví et al., 2019).

Výhodou programu Kinovea a 2D kinematické analýzy obecně je nízká pořizovací cena (program Kinovea je volně dostupný), přenosnost, jednoduché použití a příjemné uživatelské prostředí (Puig-Diví et al., 2019).

Většina studií, které se zabývaly souvislostí mezi poklesem pánve a silou ABD KYK, hodnotily data pouze z frontální roviny a k měření dat využily VICON Motion System (Kendall et al., 2010, 2015; McCarney et al., 2020). Z tohoto úhlu pohledu se tedy zdá být, vzhledem k nevýhodám 3D kinematické analýzy, praktičtější využít pro měření poklesu pánve 2D kinematickou analýzu.

2.4.2.1 Validita a reliability

V porovnání s Vicon Motion System existuje zatím relativně méně studií, které by hodnotily validitu a reliability programu Kinovea. Studie Puig-Diví et al. (2019) hodnotila validitu a reliability programu Kinovea v měření úhlů a vzdáleností při chůzi pomocí programu AutoCAD. Výsledky studie vyhodnocují program Kinovea jako precizní a validní program pro měření vzdáleností a úhlů při umístění kamery do vzdálenosti pěti metrů od probanda. Pro optimální výsledky by rovina kamery měla být kolmá k rovině podlahy (Puig-Diví et al., 2019).

Z hlediska reliability byla zjištěna excelentní opakovatelnost při měření jedním hodnotitelem (intra-rater reliability) (Puig-Diví et al., 2019). Studie Damsted et al. (2015) udává taktéž vysokou korelaci mezi opakovaným měřením jedním hodnotitelem ($\kappa = 0,83-0,88$). Fernández-González et al. (2020) taktéž došli k dobré korelaci výsledků opakovaného měření

ROM v hlezenním kloubu, KOK a KYK jedním hodnotitelem ($ICC < 0,85$) s maximální odchylkou 5° (hodnocen byl videozáznam chůze v sagitální rovině).

Posouzením reliability výsledků při srovnání více hodnotitelů (inter-rater reliability) se taktéž zabývalo více autorů. Puig-Diví et al. (2019) udává excelentní reliabilitu při porovnání interpretace výsledků více hodnotiteli při měření způsobu iniciálního kontaktu v běhu u různě zdatných běžců. Bertelsen et al. (2013), zkoumající detekci iniciálního kontaktu při chůzi, udává dobrou shodu mezi výsledky různých hodnotitelů ($kappa = 0,76-0,92$). Damsted et al. (2015) uvádí taktéž dobré výsledky při srovnání více hodnotitelů ($kappa = 0,50-0,63$) při hodnocení iniciálního kontaktu při běhu. Fernández-González et al. (2020) uvádí $ICC > 90$ s maximální odchylkou $2,5^\circ$ při měření ROM kloubů DKK při chůzi.

Studie Fernández-González et al. (2020) se zabývala porovnáním výsledků kinematické analýzy při použití VICON Motion System a programu Kinovea při kinematické analýze pohybu dolních končetin. Studie ukázala, že rozdíl mezi výsledky z programu Kinovea v porovnání s VICON Motion System je statisticky signifikantní. Odchylka výsledků z programu Kinovea od výsledků VICON Motion System je $2,5^\circ$ až 5° (Fernández-González et al., 2020). Systematické review McGinley et al. (2009) udává, že odchylky do 2° jsou považovány za přijatelné, jelikož jsou tak malé, že nemohou ovlivnit interpretaci dat. Odchylky 2° až 5° jsou taktéž považovány za přijatelné, je však potřeba tyto odchylky brát v potaz při interpretaci dat. Odchylky větší než 5° již akceptovatelné nejsou (McGinley et al., 2009).

2.5 Možnosti posílení abduktorů kyčelního kloubu

Systematické review Moore et al. (2020) se zabývalo shromážděním nejčastěji využívaných cviků pro posílení mGMe a mGMi a jejich komparací podle parametru maximální volní isometrické kontrakce (maximal voluntary isometric contraction, MVIC) zjištěným skrze EMG. Studie rozdělila cviky podle MVIC na málo efektivní ($0-20\%$ MVIC), mírně efektivní ($21-40\%$ MVIC), vysoce efektivní ($41-60\%$ MVIC) a velmi vysoce efektivní ($> 60\%$ MVIC).

Moore et al. (2020) rozděluje cviky k posílení mGMe a mGMi na cviky s přenosem váhy (v uzavřeném kinematickém řetězci) a cviky bez přenosu váhy (v otevřeném kinematickém řetězci).

2.5.1 Posilování v otevřeném kinematickém řetězci

Dle Moore et al. (2020) je nejčastějším cvikem pro posílení mGMe v otevřeném kinematickém řetězci cvik ABD KYK vleže na boku (side-lying hip abduction), který vykazoval nízkou míru MVIC (95 % CI $33,5-48,2\%$). Po přidání vnějšího odporu došlo ke zvýšení MVIC

na velmi vysokou, střední hodnoty MVIC bylo dosaženo přidáním vnitřní rotace, hodnota MVIC naopak zůstala na mírných hodnotách při přidání ZR. Pro mGMI měl tento cvik mírný až střední efekt (Moore et al., 2020).

ABD KYK vstoje (standing hip abduction) měla vysoký až velmi vysoký efekt při MVIC pro mGMe (testována byla jak situace bez přidaného odporu, tak situace s přidaným externím odporem), mGMI nebyl testován (Moore et al., 2020).

Dalším často využívaným cvikem dle Moore et al. (2020) je posilování mGMe vleže na boku s flektovanými koleny a pohybem do ABD a ZR (side-lying hip clam). Tento cvik měl malý efekt na přední a střední část mGMe a přední část mGMI. Střední efekt byl popsán pro zadní část mGMe a zadní část mGMI (Moore et al., 2020).

Studie Boren et al. (2011) hodnotila aktivaci mGMe jako celku, nikoliv po částech. Cviky v otevřeném kinematickém řetězci byly seřazeny podle míry zapojení mGMe následujícím způsobem:

1. vyšší obtížnost hip clam (posílení mGMe vleže na boku s flektovanými KOK a střídáním pohybu do ABD a ZR/VR) – maximální volní isometrická kontrakce MVIC podle stupňů obtížnosti tohoto cviku bylo spočítáno na 47,23 % (nejjednodušší provedení) až 76,88 % (nejobtížnější provedení) (Boren et al., 2011);

2. ABD KYK vleže na boku (MVIC 62,91 %) (Boren et al., 2011).

2.5.2 Posilování v uzavřeném kinematickém řetězci

Dle Moore et al. (2020) se mezi cviky pro posílení abduktorů KYK s přenosem váhy řadí dřepy na jedné DK (single-leg squat). Problémem pro meta-analytické zhodnocení tohoto cviku je jeho vysoká variabilita provedení mezi autory. Přesto studie udává, že 15 studií se shoduje na mírné MVIC (95% CI 31,32 – 48,82) pro posílení střední části mGMe, zbylými částmi se studie nezabývaly (Moore et al., 2020). Jedna studie udává velmi vysokou aktivitu ve všech třech částech mGMe (O'Sullivan et al., 2012). Střední až vysoká aktivita mGMin byla prokázána při dřepu na jedné DK (Moore et al., 2020).

Další možností dle Moore et al. (2020) je dřep na jedné DK u stěny (single leg wall squat), při kterém dochází k mírné aktivaci všech částí mGMe. Při běžném dřepu (squat) byla zaznamenána nízká aktivita střední části mGMe (ostatní části nebyly hodnoceny), po přidání vnějšího odporu do ABD bylo dosaženo mírné aktivity mGMe (Moore et al., 2020).

Moore et al. (2020) udává, že nejčastěji využívanými cviky pro posílení abduktorů KYK v uzavřeném kinematickém řetězci jsou cviky s využitím kroku (step exercise), které je rovněž obtížné hodnotit a porovnávat vzhledem k různému provedení mezi autory. Cviky s využitím

bočního výstupu na schod (lateral step-up exercise) generují vysokou aktivitu střední části mGMe, cviky s předním výstupem na schod (forward step-up exercise) generují střední aktivitu střední části mGMe (ostatní části nebyly hodnoceny). Nebyl hodnocen mGMi (Moore et al., 2020).

Dle Moore et al. (2020) jsou další možností výpady (lunge exercise), které udávají mírnou aktivitu pro střední část mGMe při předním i bočním výpadu. Pokud je zadní noha postavena na špičku, vzniká vysoká aktivita v přední části mGMe, velmi vysoká aktivita ve střední části mGMe a nízká aktivita v zadní části mGMe (Ganderton et al., 2017). Stejná studie udává, že při výpadu se zadní nohou na špičce vzniká v přední porci mGMi mírná aktivita a v zadní porci mGMi velmi vysoká aktivita (Ganderton et al., 2017).

Moore et al. (2020) udává, že dalším velmi rozšířeným cvikem je elevace a deprese pánve při stožení na jedné DK (hip-hitch/pelvis drop exercise). Při tomto cviku dochází k vysoké aktivitě všech tří porcí mGMe (Moore et al., 2020). U mGMi dochází k vysoké až velmi vysoké aktivitě (Ganderton et al., 2017).

Posledním cvikem, kterým se zabývalo systematické review Moore et al. (2020), bylo „mostění“ na jedné DK (single-leg bridge). Tento cvik produkoval vysokou aktivitu mGMe v jeho střední části (ostatní části nebyly hodnoceny). Nízká aktivita mGMi byla zaznamenána v jeho přední části a vysoká aktivita v jeho zadní části. Při „mostění“ na obou DK (double-leg bridge) mGMe produkoval nízkou aktivitu (Moore et al., 2020).

Studie Boren et al. (2011), která již byla zmíněna v předchozí kapitole, seřazuje nejefektivnější cviky v uzavřeném kinematickém řetězci takto:

1. side plank (vzpor z lehu na boku) s vyšetřovanou DK vespod a repetitivní ABD svrchní DK (MVIC 103,11 %);
2. side plank se svrchní vyšetřovanou DK a její repetitivní ABD (MVIC 88, 82 %);
3. front plank (vzpor z lehu na břicho) s repetitivní extenzí KYK (MVIC 75,13 %);
4. boční výstup na schod (MVIC 59,87 %);
5. skater squat (dřepy na 1 DK s rotací trupu) (MVIC 59, 84 %);
6. hip-hitch/pelvic drop (MVIC 58,43 %) (Boren et al., 2011).

Studie Boren et al. (2011) však taktéž poukazuje na různorodost hodnocení aktivace mGMe a variabilitu výsledků MVIC mezi různými autory. Přesto považuje uvedené cviky za efektivní (Boren et al., 2011).

2.6 Vliv svalové síly na kinematiku pohybu

V podkapitole Validita a reliabilita Trendelenburgovy zkoušky (kapitola 2.2.1) již bylo naznačeno, že navzdory původnímu účelu této zkoušky (klinické posouzení síly abduktorů KYK) se v poslední době objevují studie, které tvrdí, že vztah mezi svalovou silou abduktorů KYK a postavením či biomechanikou pánve (nebo dalších tělesných segmentů) nemusí být nutně přímočarý.

2.6.1 *Observační studie*

Do kontrastu se studii uvedenými v kapitole 2.2.1 (Validita a reliabilita Trendelenburgovy zkoušky), které ukazují, že síla abduktorů KYK nemusí být nutně v souvislosti s mírou poklesu pánve, konkrétně při Trendelenburgově zkoušce, tedy že svalová síla nemusí souviset s kinematikou daného segmentu (McCarney et al., 2020), lze postavit například nedávnou studii Ceballos-Laita et al. (2022), která se zabývala vztahem mezi svalovou silou abduktorů KYK (měřena byla isometrická kontrakce pomocí ručního dynamometru) a kinematikou dolních končetin při dřepu na jedné DK (měřeno 2D kinematickou analýzou) u elitních házenkářek. Tato studie prezentuje, že síla abduktorů KYK silně negativně koreluje s poklesem pánve (tedy čím větší byla síla abduktorů, tím menší byl pozorován pokles pánve). Nutno však upozornit na fakt, že autoři nevyužívali pro měření Trendelenburgovu zkoušku, nýbrž pozici podřepu na jedné DK (Ceballos-Laita et al., 2022).

K podobným výsledkům dospěla i studie Selistre et al. (2019) zaměřující se na souvislost mezi silou abduktorů KYK (měřena byla koncentrická kontrakce pomocí isokinetické dynamometrie) a kinematikou pánve a dolních končetin ve frontální rovině (měřeno 3D kinematickou analýzou) při chůzi u probandů s mediální osteoartrózou kolenního kloubu. Autoři došli k závěru, že síla abduktorů KYK statisticky signifikantně ($p = 0,020$) hraje roli jako jeden z faktorů při kontralaterálním poklesu pánve (konkrétně z lineární regresivní analýzy vyplynulo, že síla abduktorů KYK vysvětluje ze 17 % kontralaterální pokles pánve) (Selistre et al., 2019). Opět nutno podotknout, že se nejednalo o Trendelenburgovu zkoušku, nýbrž o měření poklesu pánve při chůzi, a zároveň nebyli testováni zdraví jedinci (Selistre et al., 2019). Otázka vztahu mezi silou abduktorů KYK a kontralaterálním poklesem pánve při opěrné fázi dolní končetiny za statické či dynamické situace zůstává neobjasněna.

Studie Ford et al. (2013) testovala závislost síly svalů KYK včetně abduktorů a pohybů pánve a trupu při běhu. Tato studie došla k závěru, že síla abduktorů a extenzorů KYK statisticky signifikantně negativně koreluje s ROM pohybů pánve (tedy čím vyšší svalová síla abduktorů a extenzorů KYK, tím menší ROM pohybů pánve). V této studii byl vyzorován vztah mezi

svalovou silou abduktorů KYK a pohybem pánve ve všech třech rovinách, statisticky signifikantně vyšla rovina frontální. Síla abduktorů a extenzorů KYK zároveň statisticky signifikantně negativně koreluje s rozsahem pohybů trupu (tedy čím vyšší síla abduktorů KYK, tím menší rozsah pohybů trupu). Opět byl vyznačen vztah mezi těmito faktory ve všech třech rovinách, statisticky signifikantně se ukázala rovina transversální. Autoři však sami poukazují na fakt, že tento vztah nemusí být přímočarý ani lineární (Ford et al., 2013).

Jednou z dalších funkcí abduktorů KYK je bránění přehnané addukci KYK a udržení stability femoropelvickeho komplexu (Semciw et al., 2016). Systematické review Alzahrani et al. (2021) se zabývalo vztahem mezi silou svalů KYK (včetně abduktorů) a dynamickým valgózním postavením KOK. Zahrnuto bylo sedm studií, které prezentují velmi kontroverzní výsledky (Alzahrani et al., 2021). Dvě studie prezentují slabou až středně silnou negativní korelaci mezi silou abduktorů KYK a valgózním postavením KOK při dřepu na jedné DK (tedy čím větší byla svalová síla abduktorů KYK, tím menší byla pozorována valgozita KOK) (Bin Hussein, 2016) nebo step down testem (test sestupu ze schodu) (Almeida et al., 2016). Jiné dvě studie prezentují slabou pozitivní korelaci mezi silou abduktorů KYK a valgózním postavením KOK při dřepu na jedné DK (tedy čím vyšší byla síla abduktorů, tím větší byla pozorována valgozita KOK) (Stickler et al., 2015; Willson et al., 2006). Zbylé studie statisticky významnou míru korelace těchto dvou parametrů neprokázaly (Alzahrani et al., 2021).

2.6.2 Experimentální studie

Zároveň se objevují studie, které naznačují, že ani prostým posílením (v otevřeném či uzavřeném kinematickém řetězci) nemusí nutně dojít ke změně pohybu pánve ve frontální rovině (nebo v ostatních rovinách) či jiných tělesných segmentů. Například studie Kendall et al. (2010), ukazuje, že ani po třítydenním posilovacím programu zaměřeném na abduktory KYK nedošlo ke změně poklesu pánve při Trendelenburgově zkoušce ani ke změně postavení pánve při kinematické analýze chůze, přestože došlo ke zvýšení svalové síly.

Systematické review Mozafaripour et al. (2023) poukazuje na nejednoznačnost této otázky. Toto review zahrnovalo pět randomizovaných kontrolovaných studií, které se zabývaly vztahem postavení pánve a dolních končetin při různých aktivitách a svalovou silou abduktorů KYK před a po absolvování posilovacího programu. Jedna z randomizovaných kontrolovaných studií autorů Willy & Davis (2011), která byla autory systematického review označena jako nejkvalitnější, zkoumala vliv posilování abduktorů a zevních rotátorů KYK na svalovou sílu těchto svalů a biomechaniku běhu u běžců se zvýšenou ADD KYK ($> 20^\circ$) při běhu. Probandi byli rozděleni do dvou skupin. První skupina podstoupila edukaci ohledně správného postavení

dolních končetin při běžných denních činnostech a při běhu a dále šestitýdenní program pro posílení abduktorů a zevních rotátorů KYK zahrnující cviky v otevřeném i uzavřeném kinematickém řetězci s postupnou progresí zátěže. Druhou součástí intervence u této skupiny byl neuromuskulární trénink dřepu na jedné DK s pomocí vizuálního a verbálního feedbacku spolu s edukací ohledně správného provedení tohoto cviku. Druhá skupina byla bez specifické intervence, probandi si jen měli zachovat svou běžickou vzdálenost. Po šesti týdnech došlo u první skupiny k signifikantnímu zvýšení svalové síly daných svalových skupin, nedošlo však ke změně biomechaniky běhu. Co se však signifikantně zlepšilo u první skupiny bylo biomechanické postavení segmentů dolních končetin a pánve během dřepu na jedné DK. Ze studie však nevyplývá, která část intervence vedla ke změně (jednalo-li se o edukaci, feedback, neuromuskulární trénink etc.) (Willy & Davis, 2011).

Zbylé čtyři randomizované kontrolované studie ze systematického review Mozafaripour et al. (2023), které byly označeny jako studie o střední kvalitě, ukazují, že předepsáním pouze posilovacích cviků pro abduktory KYK nedojde ke zlepšení kinematiky dolních končetin a pánve. Autoři systematického review Mozafaripour et al. (2023) poukazují na možnost ovlivnění výsledků skrze náročnost testovaného pohybového vzoru – čím náročnější pohybový vzor, tím těžší situaci čelí abduktory KYK, a naopak. Autoři systematického review shrnují, že pro přílišnou rozmanitost zahrnutých studií nelze vyvodit jasný závěr v otázce, jestli k ovlivnění kinematiky pohybu pánve a dolních končetin stačí pouze intervence zahrnující posilování svalů KYK nebo ne (Mozafaripour et al., 2023).

Randomizovaná studie Palmer et al. (2015) se zabývala vlivem dvou různých intervencí (posilováním abduktorů KYK a nácviku funkční motorické kontroly) na kinematiku KOK a svalovou sílu svalů KYK. 29 probandů bylo rozděleno do dvou skupin. První skupina absolvovala program zaměřený na posílení abduktorů KYK v otevřeném kinematickém řetězci. Druhá skupina absolvovala program funkční motorické kontroly, který se skládal z progresivního neuromotorického nácviku dřepu (postupnými kroky od klasického dřepu po dřep na jedné DK). Obě intervence probíhaly po dobu pěti týdnů. Hodnocena byla maximální svalová síla abduktorů KYK (nebylo specifikováno, o který typ svalové kontrakce se jednalo), míra dynamického valgózního postavení KOK a vnitřní rotace KYK při dřepu na jedné DK a při dopadu na jednu DK po seskoku z plošiny. U žádné ze skupin nedošlo ke změně kinematiky KOK, obě skupiny však vykazovaly tendence ke zlepšení. U obou skupin došlo k obdobnému statisticky signifikantnímu zvýšení svalové síly abduktorů KYK (Palmer et al., 2015).

Jedná se o komplikovanou problematiku. Celkově předchozí studie naznačují, že samostatně aplikovaný posilovací program na určitou svalovou skupinu (v tomto případě

konkrétně abduktory KYK) nemusí být adekvátním nástrojem pro ovlivnění kinematiky pánve nebo dolních končetin (Willy & Davis, 2011). Tato problematika zatím není plně objasněna.

3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem práce je zjistit vztah poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a běhu a síly abduktorů kyčelního kloubu.

3.2 Dílčí cíle

- 1) Posoudit vliv isometrické svalové síly abduktorů kyčelního kloubu na míru poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce.
- 2) Posoudit vliv koncentrické a excentrické svalové síly abduktorů kyčelního kloubu na míru poklesu pánve ve frontální rovině při běhu.
- 3) Zjistit souvislost mezi mírou poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu.

3.3 Výzkumné hypotézy

- H₀₁ Neexistuje souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a isometrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu.
- H₀₂ Neexistuje souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a koncentrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu.
- H₀₃ Neexistuje souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a excentrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu.
- H₀₄ Neexistuje souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu.

4 METODIKA

4.1 Výzkumný soubor

Výzkumu se účastnilo celkem 36 zdravých probandů. Kritéria pro vyřazení z výzkumného souboru byla následující: prodělání závažných operací nebo vážných zranění dolních končetin, pánve a zad, diagnostikovaná dysplazie kyčelního kloubu (KYK) nebo probandi s aktuální bolestí. Dále se výzkumu nemohli účastnit těhotné a kojící ženy, probandi se systémovým onemocněním nebo obezitou a profesionální sportovci. Zúčastnit se mohli pouze jedinci ve věku 18–40 let.

Metodika této diplomové práce byla schválena etickou komisí (přiložena v příloze č. 1). Účast na této studii byla dobrovolná a všichni probandi s průběhem souhlasili skrze informovaný souhlas (viz příloha č. 2). Výzkum byl prováděn v souladu s Helsinským prohlášením.

4.2 Metodika sběru dat

Sběr dat probíhal v laboratoři isokinetické dynamometrie Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého, kde byla nastavena konstantní teplota 20 °C. Celkově byly provedeny tři zkoušky: měření poklesu pánve ve frontální rovině při (1) Trendelenburgově zkoušce a (2) při běhu, které byly vyhodnoceny pomocí dvoudimenzionální (2D) kinematické analýzy, a (3) měření svalové síly abduktorů kyčelního kloubu pomocí isokinetické dynamometrie. Všechny testy proběhly v rámci jednoho testování.

4.2.1 *Měření poklesu pánve ve frontální rovině pomocí kinematické analýzy*

4.2.1.1 *Parametry videozáznamu*

Pro hodnocení poklesu pánve ve frontální rovině byla využita 2D kinematická analýza. Byla použita kamera SONY HXRMC2000 (SONY, Japonsko) o rozlišení 1920 x 1080 pixelů, s čočkou Sony G Lens nastavenou na nejmenší možné přiblížení, která byla zapůjčena z Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého. Kamera byla umístěna 2,5 m od probanda ve výšce 1 m nad podlahou (přibližně ve výšce pánve) rovnoběžně s podlahou (tak, aby osa čočky směřovala kolmo k podlaze). Postavení kamery bylo stejné, jako ve studii Fernández-González et al. (2020). Před zahájením testování byly na probanda do oblasti spina iliaca posterior superior (SIPS) umístěny dvě kruhové reflexní značky o průměru 8 mm. Palpace a umístování reflexních značek bylo prováděno vždy stejným vyšetřujícím.

4.2.1.2 Trendelenburgova zkouška

První zkouškou byla Trendelenburgova zkouška dle Hardcastle a Nade (1985), která již byla detailněji popsána v kapitole 2.2.1.

Vzhledem k tomu, že výzkumný soubor se sestával pouze ze zdravé populace, nebylo nutné při testování využít opory o testovanou horní končetinu v případě ztráty rovnováhy, která je součástí původní verze. Před zahájením zkoušky byli probandi slovně a názorně instruováni ohledně jejího provedení. Zároveň byli probandi instruováni k co největšímu možnému udržení trupu a pánve v ose, tudíž k omezení souhybu pánve do rotace či vybočení a souhybu trupu do lateroflexe i rotace. V případě potřeby byla provedena korekce výchozího postavení dle Hardcastle a Nade (1985). Pro randomizaci si probandi sami zvolili, která dolní končetina (DK) bude testována první. Z průběhu Trendelenburgovy zkoušky byl zhotoven 30s videozáznam. Zkouška byla prováděna pro obě dolní končetiny v běžné běžecké obuvi probanda.

4.2.1.3 Běh

Samotnému měření předcházelo rozehrání během po dobu 2 minut. Rychlost běhu byla postupně zvyšována a konečná rychlost byla nastavena individuálně probandem podle následujících instrukcí: „Nastavte si svou preferovanou rychlost pro běh. Nejedná se ani o sprint, ani o poklus, mělo by se jednat o takovou rychlost, ve které se cítíte při běhu pohodlně.“ Tento postup nastavení rychlosti byl zvolen z důvodu širokého spektra zdatnosti probandů při běhu. Po rozběhání následoval 30s videozáznam běhu. Vyšetření bylo provedeno pro obě dolní končetiny v běžné běžecké obuvi probanda.

4.2.1.4 Vyhodnocení poklesu pánve ve frontální rovině pomocí programu Kinovea

Samotný pokles pánve byl vyhodnocen metodou 2D kinematické analýzy pomocí programu Kinovea (verze 0.8.15, otevřený zdroj). Pokles pánve jako takový byl hodnocen změřením úhlu pomocí funkce „Angle“ mezi spojnicí dvou kruhovitých reflexních značek, které byly umístěny na SIPS před testováním, a horizontální rovinou (generována automaticky programem Kinovea). Vyhodnocení úhlu bylo prováděno pro obě dolní končetiny, a to vždy stejným vyšetřujícím.

Vyhodnocení celkového poklesu pánve při Trendelenburgově zkoušce probíhalo podle instrukcí Hardcastle & Nade (1985) – byl brán rozdíl mezi polohou pánve ve frontální rovině na začátku testování (největší dosažený úhel v prvních 5 s) a po 30 s (nejmenší dosažený úhel v posledních 5 s) videozáznamu Trendelenburgovy zkoušky (Obrázek 9).

Obrázek 9

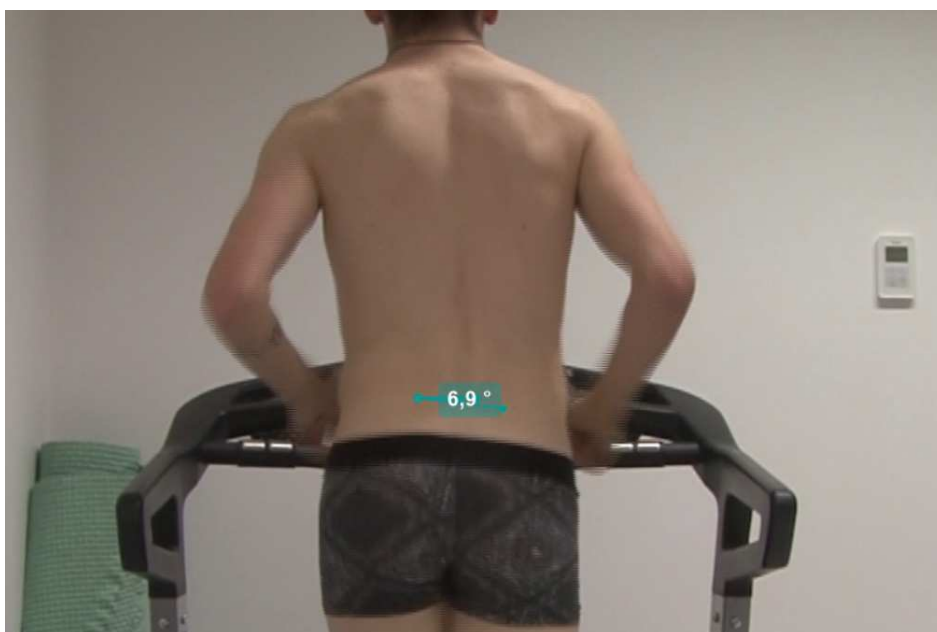
Měření poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce pomocí programu Kinovea (vlastní zdroj)



Pro vyhodnocení celkového poklesu pánve při běhu byl brán průměr hodnot maximálních poklesů pánve ve frontální rovině v prvních pěti krocích (ve stojné fázi) zvlášť pro pravou a levou DK (Obrázek 10).

Obrázek 10

Měření poklesu pánve ve frontální rovině při běhu pomocí programu Kinovea (vlastní zdroj)



4.2.2 Měření svalové síly abduktorů kyčelního kloubu pomocí isokinetické dynamometrie

Měření svalové síly abduktorů KYK probíhalo metodou isokinetické dynamometrie s využitím přístroje Isomed 2000 (D&R Ferstl, Německo).

4.2.2.1 Výchozí pozice

Výchozí pozicí byla poloha na boku, pohyb probíhal v otevřeném kinematickém řetězci, kdy spodní (netestovaná) DK byla pokrčena v přibližně 75–90° FX KYK (dle anatomických parametrů probanda) a přibližně 90° FX kolenního kloubu, aby byla zajištěna stabilita trupu. Horní (testovaná) DK byla umístěna tak, aby se KYK nacházel v neutrálním postavení mezi flexí/extenzí abdukci/addukcí a vnitřní/zevní rotací, kolenní kloub v extenzi a hlezenní kloub v anatomicky neutrálním postavení. Pro zajištění stability trupu byl proband fixován pásem umístěným přes svrchní crista iliaca. Při výchozím postavení byla testovaná DK probanda podložena polštářem. Horní končetiny byly zapřeny o testovací lehátko pro zajištění stability. Rameno dynamometru bylo zafixováno z laterální strany 2 cm nad horním okrajem patelly. Výchozí pozice je zobrazena na Obrázku 11.

Obrázek 11

Výchozí pozice pro měření síly abduktorů kyčelního kloubu (vlastní zdroj)



Osa rotace dynamometru byla nastavena jakožto průsečík dvou linií. První linie spojovala SIPS a tuber ischiadicum na testované straně, druhá linie byla kolmicí spuštěnou z trochanter major ke středové ose těla.

4.2.2.2 Testovací protokol

Pořadí, ve kterém byly DK daného probanda testovány, bylo randomizováno na základě počítačem vygenerované náhodné sekvence čísel. Testovací protokol pro každou DK se skládal ze dvou částí, mezi kterými byla umístěna minutová pauza.

Mezi měření levé nebo pravé strany měli probandi možnost volného pohybu po dobu 1,5 min. Probandům byla v průběhu testování poskytnuta verbální podpora a zpětná vazba pomocí grafické vizualizace aktuálně vynaložené svalové síly. Vyšetřující stál během testování před probandem nebo u dolních končetin probanda a kontroloval správné postavení a průběh pohybu, v případě nedostatků byla v pauze provedena korekce.

Měření koncentrické a excentrické svalové síly

Před zahájením této části proběhlo zahřátí a seznámení s testovacím protokolem, kdy probandi podstoupili cvičnou sérii sestávající se z pěti opakování za vynaložení 50 % maximálního úsilí, tří opakování za 75 % maximálního úsilí a jedné kontrakce o maximálním úsilí (nastavení přístroje a parametry byly stejné jako u měřené části). V případě potřeby byla před zahájením testování zkorigována pozice probanda. Probandi byli instruováni o eliminaci případných nežádoucích souhybů.

První část testovacího protokolu se skládala z jedné série o pěti opakováních okamžitého střídání koncentrické a excentrické kontrakce abduktorů KYK, což dle Burnet & Pidcoe (2009) a Baldon et al. (2012) napodobuje funkci abduktorů KYK při běhu. Měřený rozsah pohybu byl 8° až 30° abdukce (ABD) (Beck et al., 2019), úhlová rychlost byla 30 °/s pro obě kontrakce dle Calahan et al. (1989), kteří ji považují za adekvátní rychlosti pro měření svalové síly abduktorů KYK. Vzhledem k širokému spektru fyzické zdatnosti probandů nebylo do testovacího protokolu zařazeno více rychlostí.

Probandi byli instruováni následujícím způsobem: „Tlačte dolní končetinou stále nahoru. V první části pohybu Vy přetlačíte rameno dynamometru, v druhé části pohybu rameno dynamometru přetlačí Vás a Vy ho co největší silou brzdíte.“

Výstupní hodnotou byl parametr peak torque to weight ratio (poměr maximálního točivého momentu a tělesné hmotnosti), což je dle Kendall et al. (2010) nejvalidnějším a nejreliabilnějším parametrem pro porovnávání svalové síly mezi různými jedinci. Parametr

peak torque byl brán jako nejlepší výsledek (maximální hodnota) ze všech tří sérií zvlášť pro pravou a levou DK.

Měření isometrické svalové síly

Před zahájením této části proběhla instruktáž probanda a seznámení s testovacím protokolem skrze cvičnou sérii obsahující tři gradující isometrické kontrakce za vynaložení 50 % – 75 % – a 100 % maximálního úsilí. V případě potřeby vyšetřující doupravil pozici probanda. Probandi byli instruováni k vědomému co největšímu zapojení abduktorů KYK a inhibici souhybu pánve do elevace.

Druhá část testovacího protokolu byla zaměřená na isometrickou kontrakci, která je součástí aktivit stoje na jedné DK (McCarney et al., 2020). Testovány byly obě dolní končetiny. Výchozí pozice probanda byla stejná jako u předchozí části testovacího protokolu. Jednalo se o tři série, kdy každá série obsahovala 5 s isometrické kontrakce a 20 s pauzu. Tento postup byl převzat od McCarney et al. (2020), došlo však ke zkrácení testovacího protokolu z pěti sérií na tři série z důvodu širokého spektra fyzické zdatnosti probandů a fyzické a časové náročnosti celého protokolu. Isometrická kontrakce byla testována v úhlu 0° ABD. Probandi byli instruováni následujícím způsobem: „Tlačte dolní končetinou nahoru co nejlíc to půjde, abyste udržel co nejvyšší svalovou sílu po dobu 5 s.“

Výstupní hodnotou byl stejně jako v předchozí části parametr peak torque to weight ratio, který byl brán jako nejlepší výsledek ze všech pěti opakování zvlášť pro pravou a zvlášť pro levou dolní končetinu.

4.3 Statistické zpracování dat

Normalita dat byla ověřena Shapiro-Wilk testem, většina dat byla normálně rozložena ($p > 0,05$), nenormálně rozložená data jsou ve výsledcích označena. Homogenita jednotlivých statistických skupin byla ověřena pomocí Levenova testu – všechna data byla homogenní ($p > 0,05$).

Průměr \pm směrodatná odchylka a rozsah hodnot (minimální a maximální hodnota) byly vypočítány k popsání jednotlivých zkoumaných veličin a demografických charakteristik. Pro zjištění rozdílů v demografických charakteristikách zkoumaných skupin byl v případě normálně rozložených dat využit nepárový t-test se shodným rozptylem, v případě nenormálně rozložených dat Mann-Whitney U test.

K ozřejmění vztahu mezi poklesem pánve ve frontální rovině, svalovou silou a dalšími normálně rozloženými proměnnými byla využita Pearsonova korelace, v případě nenormálně rozložených dat (vliv pohlaví) byla využita Spermanova korelace. Korelační koeficient (r) byl interpretován na základě těchto hodnot: 0–0,29 velmi slabá; 0,30–0,49 slabá; 0,50–0,69 střední; 0,70–0,89 silná a 0,90–1 velmi silná korelace (Mukaka, 2012). Byla provedena analýza síly senzitivity pomocí programu G*Power verze 3.1.9.7. Výpočet byl proveden pro Pearsonův korelační koeficient, statistickou významnost $\alpha = 0,05$; sílu $1-\beta = 0,80$ a velikost vzorku $n = 36$. Výsledkem byla minimálně detekovatelná hodnota korelačního koeficientu stanovena na $r = 0,45$.

Výzkumný soubor byl následně rozdělen na skupiny s velkým a malým poklesem, na základě hraniční hodnoty poklesu pánve ve frontální rovině pro Trendelenburgovu zkoušku a pro běh, a to zvlášť pro levou a pravou DK. Pro Trendelenburgovu zkoušku byla hraniční hodnota poklesu zvolena 2° dle Asayama et al. (2002) (skupina s velkým poklesem $\geq 2^\circ$ a s malým poklesem $< 2^\circ$). Hraniční hodnota pro pokles pánve při běhu nebyla studiem stanovena, proto byla použita hraniční hodnota 5° na základě rozložení naměřených dat (skupina s velkým poklesem $\geq 5^\circ$ a s malým poklesem $< 5^\circ$). Nepárový t-test se shodným rozptylem byl použit k porovnání peak torque to weight ratio svalové síly abduktorů a poklesu pánve ve frontální rovině mezi skupinami zvlášť pro pravou a zvlášť pro levou DK. Dále byl spočítán střední rozdíl hodnot mezi skupinami s 95% intervaly spolehlivosti pro jednotlivé veličiny a odpovídající effect size (Hedge's g) s 95% intervaly spolehlivosti. Effect size byla interpretována na základě těchto hodnot: 0–0,19 triviální; 0,20–0,49 malá; 0,50–0,79 střední a 0,80–1 velký efekt (Lakens, 2013).

Statistická významnost byla stanovena na $\alpha \leq 0,05$ pro všechny analýzy. Ke statistickému vyhodnocení dat byl využit program RStudio verze 1.1.463 (R Core Team, Vídeň, Rakousko) a Microsoft Excel MS Office 365. Všechny výsledky byly zaokrouhleny na dvě desetinná místa, hodnota p-value byla zaokrouhlena na tři desetinná místa

5 VÝSLEDKY

5.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumu se účastnilo celkem 36 probandů, 14 mužů a 22 žen. Z celkových 36 probandů čtyři probandi označili levou dolní končetinu (DK) jako svou dominantní, 32 probandů označilo pravou DK jako dominantní. Dominantní DK byla určena otázkou: „Jakou nohou kopete do míče?“ (Paillard & Noé, 2020).

Demografická charakteristika celého výzkumného souboru je uvedena v Tabulce 1. Demografická charakteristika dle zkoumaných skupin je uvedena v Tabulce 2. Byl nalezen signifikantní rozdíl ve zvolené rychlosti běhu mezi skupinou s velkým a malým poklesem páneve ve frontální rovině při běhu pro levou DK ($p = 0,06$; Tabulka 2). Tabulka 3 charakterizuje zkoumané proměnné dle pohlaví, nebyly zaznamenány žádné signifikantní rozdíly ve zkoumaných charakteristikách mezi muži a ženami ($p > 0,05$; Tabulka 3).

Tabulka 1

Demografická charakteristika výzkumného souboru

	Průměrná hodnota \pm SD (min–max)		
	Celkově (n = 36)	Muži (n = 14)	Ženy (n = 22)
věk (roky)	23,50 \pm 3,76 (18–39)	25,07 \pm 4,76 (21–39)	22,05 \pm 2,48 (18–30)
BMI (kg/m²)	22,94 \pm 2,68 (18,38–29,64)	24,69 \pm 2,54 (20,11–29,64)	21,84 \pm 2,12 (18,38–26,23)
výška (m)	1,79 \pm 0,09 (1,51–1,90)	1,81 \pm 0,04 (1,75–1,90)	1,67 \pm 0,07 (1,51–1,79)
váha (kg)	68,71 \pm 12,7 (47–107)	80,82 \pm 9,95 (63–107)	61 \pm 6,95 (47–74)
délka levé DK (cm)	80,82 \pm 4,37 (70–89)	83,93 \pm 3,74 (76–89)	79,18 \pm 3,92 (70–85)
délka pravé DK (cm)	81,03 \pm 4,50 (70–90)	83,57 \pm 3,87 (77–90)	79,41 \pm 4,11 (70–85)
běh/t	2,06 \pm 1,15 (0–5)	1,64 \pm 1,03 (0–4)	2,32 \pm 1,15 (0–5)
km/t	13,25 \pm 8,68 (0–35)	10,96 \pm 7,48 (0–25)	14,7 \pm 9,06 (0–35)
rychlost (km/h)	8,66 \pm 1,78 (5,50–12,20)	9,38 \pm 1,95 (6–12,20)	8,20 \pm 1,49 (5,50–11)

Vysvětlivky: SD = směrodatná odchylka; min = minimální hodnota; max = maximální hodnota, běh/t = počet běžeckých tréninků za týden; n = počet probandů; km/t = počet uběhnutých kilometrů za týden; rychlost = rychlost zvolená probandem pro provedení zkoušky.

Tabulka 2

Demografická charakteristika dle zkoumaných skupin

	Průměrná hodnota ± SD (min–max)											
	Trendelenburgova zkouška pravá strana			Trendelenburgova zkouška levá strana			Běh pravá strana			Běh levá strana		
	Malý pokles (n = 15)	Velký pokles (n = 21)	p- value	Malý pokles (n = 17)	Velký pokles (n = 19)	p- value	Malý pokles (n = 20)	Velký pokles (n = 16)	p- value	Malý pokles (n = 20)	Velký pokles (n = 16)	p- value
pohlaví	8 mužů, 7 žen	8 mužů, 13 žen	X	8 mužů, 9 žen	7 mužů, 12 žen	X	9 mužů, 11 žen	6 mužů, 10 žen	X	9 mužů, 11 žen	6 mužů, 10 žen	X
věk (roky)	24,73 ± 4,73 (20–39)	22,62 ± 2,54 (18–30)	0,102	24,35 ± 4,98 (19–39)	22,74 ± 1,83 (18–26)	0,209	24,2 ± 3,88 (21– 39)	22,63 ± 3,41 (18–33)	0,912	23,1 ± 4,17 (18–39)	24 ± 3,1 (20–33)	0,490
BMI (kg/m²)	22,85 ± 2,92 (18,38–29,64)	23,01 ± 2,5 (18,83–28,09)	0,862	22,92 ± 3,13 (18,38–29,64)	22,97 ± 2,21 (19,61–28,09)	0,961	23,29 ± 2,21 (20,07–28,09)	22,51 ± 3,12 (18,38–29,64)	0,401	22,95 ± 2,6 (18,38–28,09)	22,94 ± 2,79 (18,83–29,64)	0,990
výška (m)	1,74 ± 0,1 (1,51–1,90)	1,71 ± 0,08 (1,59–1,86)	0,363	1,72 ± 0,11 (1,51–1,86)	1,73 ± 0,07 (1,59–1,85)	0,928	1,73 ± 0,08 (1,51–1,85)	1,72 ± 0,10 (1,55–1,9)	0,912	1,71 ± 0,09 (1,55–1,86)	1,74 ± 0,09 (1,51–1,9)	0,480
váha (kg)	70,17 ± 15,51 (47–107)	67,67 ± 10,11 (50–89)	0,573	68,88 ± 15,94 (47–107)	68,55 ± 8,84 (57–89)	0,940	69,63 ± 9,73 (50–90)	67,56 ± 15,56 (47–107)	0,640	67,93 ± 12,13 (47–90)	69,69 ± 13,31 (50–107)	0,690
délka levé DK (cm)	X	X	X	80 ± 5,06 (70– 89)	81,55 ± 3,47 (76–88)	0,300	X	X	X	80,35 ± 4,74 (72–89)	81,41 ± 3,77 (70–86)	0,485
délka pravé DK (cm)	81,57 ± 4,42 (71,5–90)	80,64 ± 4,53 (70–89)	0,557	X	X	X	80,83 ± 4,36 (70–89)	81,28 ± 4,66 (71,5–90)	0,771	X	X	X
běh/t	2,1 ± 0,76 (1– 3,5)	2,02 ± 1,37 (0– 5)	0,850	2,26 ± 1 (0–5)	1,87 ± 1,24 (0– 4)	0,317	2,15 ± 0,976 (1– 4)	1,94 ± 1,33 (0– 5)	0,595	1,86 ± 1,01 (0– 4)	2,28 ± 1,27 (0– 5)	0,307
km/t	14,77 ± 7,00 (4– 35)	12,17 ± 9,56 (0–30)	0,390	14,26 ± 6,21 (0– 30)	12,34 ± 10,32 (0–35)	0,521	13,9 ± 8,96 (2– 35)	12,44 ± 8,24 (0– 30)	0,627	12,5 ± 7,77 (0– 30)	14,19 ± 9,61 (0– 35)	0,575
rychlost (km/h)	8,7 ± 1,70 (5,5 – 12)	8,63 ± 1,83 (5,5–12,2)	0,915	9,16 ± 1,97 (5,5–12,2)	8,21 ± 1,44 (5,5–10,8)	0,114	8,75 ± 1,7 (5,5– 12,2)	8,55 ± 1,86 (5,5–12)	0,746	7,95 ± 1,63 (5,5–12)	9,55 ± 1,53 (7,2–12,2)	0,006*

Vysvětlivky: SD = směrodatná odchylka; min = minimální hodnota, max = maximální hodnota; běh/t = počet běžeckých tréninků za týden; km/t = počet uběhnutých kilometrů za týden; rychlost = rychlost zvolená probandem pro provedení zkoušky.

* statisticky významný výsledek

Hodnoty p-value byly získány na základě nepárového t-testu.

Tabulka 3

Charakteristika zkoumaných proměnných dle pohlaví

	Pravá strana			Levá strana		
	Muži (průměr ± SD)	Ženy (průměr ± SD)	p-value	Muži (průměr ± SD)	Ženy (průměr ± SD)	p-value
ISO_PT/kg (Nm/kg)	2,04 ± 0,34	1,96 ± 0,41	0,525	1,94 ± 0,28	1,96 ± 0,29	0,842
CON_PT/kg (Nm/kg)	1,96 ± 0,41	2,07 ± 0,42	0,450	1,97 ± 0,40	1,89 ± 0,35	0,531
EXC_PT/kg (Nm/kg)	1,98 ± 0,39	2,04 ± 0,29	0,580	2,04 ± 0,34	2,14 ± 0,29	0,342
pokles_Trend (°)	2 ± 2,49	3,16 ± 2,78	0,422 ^a	2,17 ± 2,77	2,59 ± 2,72	0,654
pokles_běh (°)	4,14 ± 2,72	4,36 ± 2,69	0,810	4,42 ± 3,26	4,84 ± 2,67	0,677

Vysvětlivky: SD = směrodatná odchylka; ISO_PT/kg = peak torque to weight ratio pro isometrickou svalovou kontrakci; CON_PT/kg = peak torque to weight ratio pro koncentrickou svalovou kontrakci; EXC_PT/kg = peak torque to weight ratio pro excentrickou svalovou kontrakci; pokles_Trend = celkový pokles pánve při Trendelenburgově zkoušce; pokles_běh = celkový pokles pánve při běhu.

^a Na základě Shapiro-Wilk testu data nenormálně rozložena, pro výpočet p-value byl použit Mann-Whitney U-test.

Ostatní p-value byly získány na základě nepárového t-testu.

5.2 Výsledky korelací

Na základě Pearsonova korelačního koeficientu nebyl zjištěn žádný statisticky signifikantní vztah mezi poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce a při běhu a odpovídající svalovou silou. Nebyl nalezen vztah mezi poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce a mezi poklesem pánve při běhu. Výsledky shrnuje Tabulka 4.

Tabulka č. 4

Výsledky korelací

Korelované veličiny		Pravá dolní končetina		Levá dolní končetina	
		r [95% CI]	p-value	r [95% CI]	p-value
pokles_Trend	ISO_PT/kg	0,26 [-0,07; 0,54]	0,122	0,14 [-0,20; 0,45]	0,426
	pokles_běh	0,21 [-0,12; 0,51]	0,211	-0,24 [-0,52; 0,10]	0,165
pokles_běh	CON_PT/kg	0,12 [-0,22; 0,43]	0,498	-0,03 [-0,36; 0,30]	0,842
	EXC_PT/kg	0,13 [-0,21; 0,44]	0,442	-0,02 [-0,34; 0,31]	0,920

Vysvětlivky: 95% CI = 95% konfidenční interval; r = korelační koeficient; pokles_Trend = celkový pokles pánve při Trendelenburgově zkoušce; pokles_běh = celkový pokles pánve při běhu; ISO_PT/kg = peak torque to weight ratio pro isometrickou svalovou kontrakci, CON_PT/kg = peak torque to weight ratio pro koncentrickou svalovou kontrakci, EXC_PT/kg = peak torque to weight ratio pro excentrickou svalovou kontrakci.

5.3 Výsledky t-testů

Dle t-testů nebyl nalezen žádný signifikantní rozdíl ve svalové síle mezi skupinou s velkým a malým poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu. Rovněž nebyl nalezen rozdíl v poklesu pánve ve frontální rovině při běhu mezi skupinami s velkým a malým poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce a naopak. Všechna data byla normálně rozložena. Výsledky t-testů shrnuje Tabulka 5. Grafické znázornění jednotlivých proměnných mezi skupinami je na Obrázku 12–15 pro skupiny s velkým a malým poklesem při Trendelenburgově zkoušce a na Obrázku 16–21 pro skupiny s velkým a malým poklesem pánve ve frontální rovině při běhu. Na základě výsledků byly potvrzeny všechny nulové hypotézy.

Tabulka 5

Výsledky statistického porovnání skupin s malým a velkým poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce a při běhu

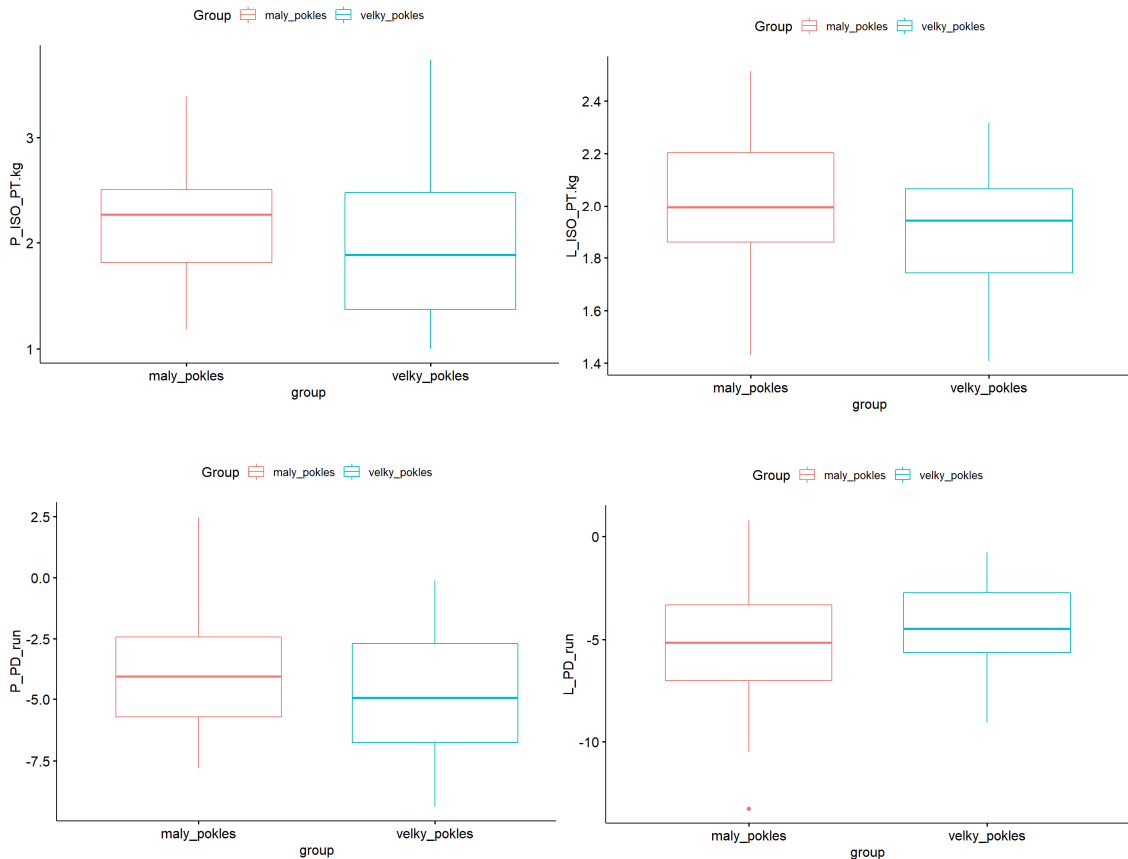
	Proměnná	Pravá dolní končetina					Levá dolní končetina				
		Malý pokles průměr ± SD	Velký pokles průměr ± SD	Rozdíl průměrů [95 % CI]	p-value	ES [95 % CI]	Malý pokles průměr ± SD	Velký pokles průměr ± SD	Rozdíl průměrů [95 % CI]	p-value	ES [95 % CI]
pokles_Trend	ISO_PT/kg (Nm/kg)	2,23 ± 0,54	1,97 ± 0,68	0,26 [-0,54; 0,33]	0,222	0,41 [-0,25; 1,06]	1,96 ± 0,42	1,88 ± 0,33	0,08 [-0,54; 0,33]	0,637	-0,16 [-0,80; 0,49]
	pokles_běh (°)	-3,79 ± 2,65	-4,61 ± 2,69	0,82 [-1,02; 2,65]	0,371	0,30 [-0,35; 0,95]	-5,03 ± 3,60	-4,33 ± 2,13	0,7 [-2,68; 1,28]	0,478	-0,23 [-0,87; 0,41]
pokles_běh	CON_PT/kg (Nm/kg)	2,03 ± 0,63	2,13 ± 0,64	0,10 [-0,54; 0,33]	0,637	-0,16 [-0,80; 0,49]	1,88 ± 0,29	1,96 ± 0,45	0,08 [-0,34; 0,17]	0,508	-0,22 [-0,86; 0,43]
	EXC_PT/kg (Nm/kg)	2,04 ± 0,60	-2,09 ± 0,55	0,05 [-0,45; 0,34]	0,791	-0,09 [-0,73; 0,56]	2,08 ± 0,295	2,13 ± 0,34	0,05 [-0,26; 0,17]	0,677	-0,14 [-0,78; 0,51]
	pokles_Trend (°)	-2,20 ± 2,12	-3,27 ± 3,23	1,07 [-0,45; 0,34]	0,241	-0,36 [-0,26; 1,04]	-2,84 ± 3,08	-1,87 ± 2,13	0,97 [-0,82; 0,86]	0,289	-0,35 [-1,00; 0,30]

Vysvětlivky: SD = směrodatná odchylka; 95% CI = 95% konfidenční interval; ES = effect size; pokles_Trend = celkový pokles pánve při Trendelenburgově zkoušce; pokles_běh = celkový pokles pánve při běhu; ISO_PT/kg = peak torque to weight ratio pro isometrickou svalovou kontrakci; CON_PT/kg = peak torque to weight ratio pro koncentrickou svalovou kontrakci; EXC_PT/kg = peak torque to weight ratio pro excentrickou svalovou kontrakci.

Hodnoty p-value byly získány na základě nepárového t-testu.

Obrázek 12–15

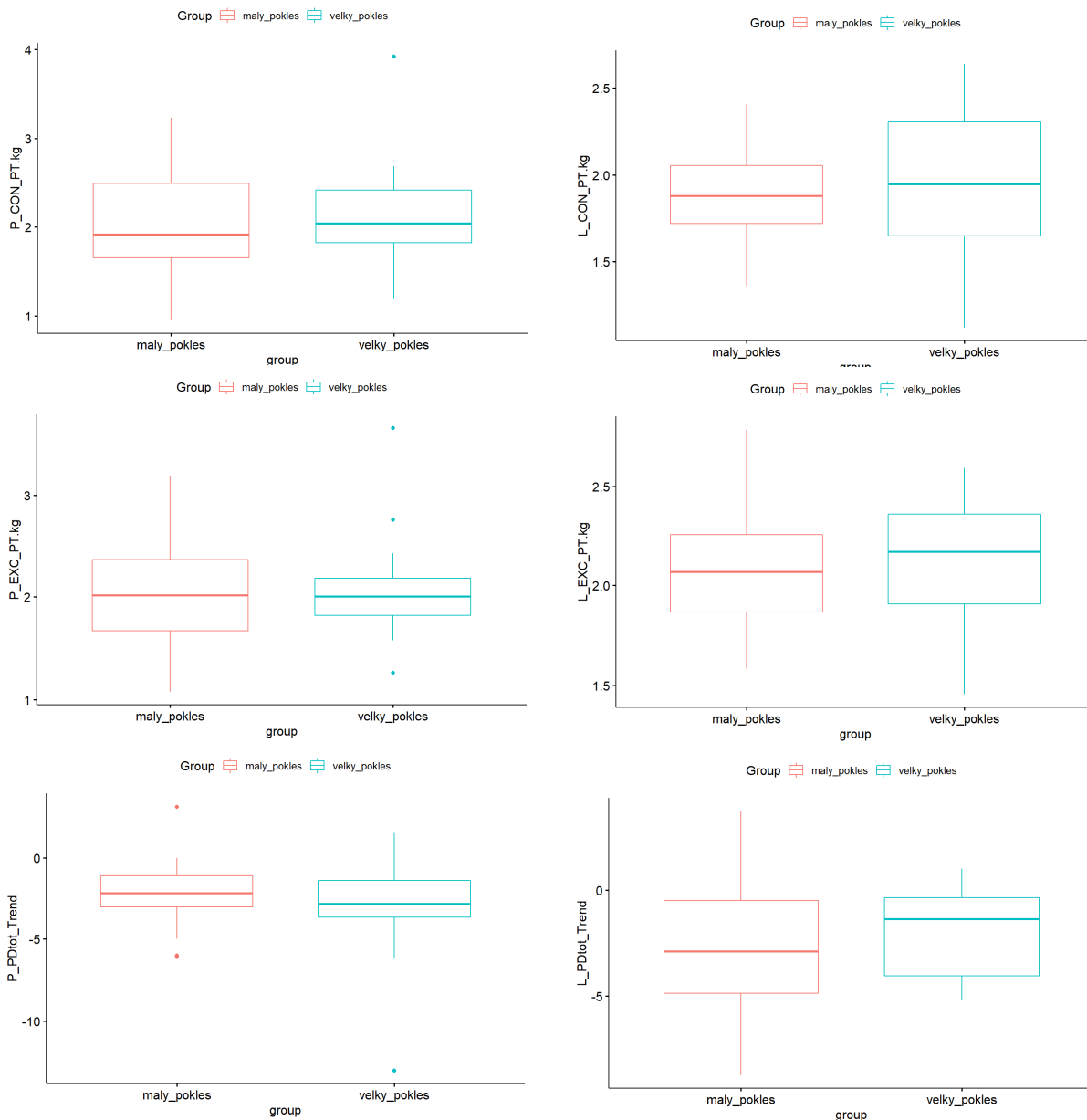
Grafické porovnání skupin s malým a velkým poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce v naměřených parametrech



Vysvětlivky: P_ISO_PT.kg = peak torque to weight ratio pro isometrickou svalovou kontrakci abduktorů kyčelního kloubu pro pravou dolní končetinu; L_ISO_PT.kg = peak torque to weight ratio pro isometrickou svalovou kontrakci abduktorů kyčelního kloubu pro levou dolní končetinu; P_PD_run = celkový pokles pánve při běhu pro pravou dolní končetinu; L_PD_run = celkový pokles pánve při běhu pro levou dolní končetinu

Obrázek 16–21

Grafické porovnání skupin s malým a velkým poklesem pánce při běhu v naměřených parametrech



Vysvětlivky: P_CON_PT.kg = peak torque to weight ratio pro koncentrickou svalovou kontrakci abduktorů kyčelního kloubu pravé dolní končetiny; L_CON_PT.kg = peak torque to weight ratio pro koncentrickou svalovou kontrakci abduktorů kyčelního kloubu levé dolní končetiny; P_EXC_PT.kg = peak torque to weight ratio pro excentrickou svalovou kontrakci abduktorů kyčelního kloubu pravé dolní končetiny; L_EXC_PT.kg = peak torque to weight ratio pro excentrickou svalovou kontrakci abduktorů kyčelního kloubu levé dolní končetiny; P_PDtot_Trend = celkový pokles pánce při Trendelenburgově zkoušce pro pravou dolní končetinu; L_PDtot_Trend = celkový pokles pánce při Trendelenburgově zkoušce pro levou dolní končetinu

6 DISKUSE

Pokles pánve je běžným nálezem při kineziologickém vyšetření. Nejběžnější statickou zkouškou pro zhodnocení latero-laterální stability pánve ve frontální rovině je Trendelenburgova zkouška (McCarney et al., 2020). Dále se pro zhodnocení poklesu pánve ve frontální rovině používají jednoduché pohybové stereotypy, jako je například chůze (Kendall et al., 2010), dřep na jedné dolní končetině (DK) (Ceballos-Laita et al., 2022) nebo běh. Usuzuje se, že při nálezu poklesu pánve ve frontální rovině je hlavní příčinou oslabení abduktorů kyčelního kloubu (KYK) (Presswood et al., 2008). Některé studie však vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině a silou abduktorů KYK nepotvrzují (Kendall et al., 2010; McCarney et al., 2020).

Hlavní náplní této práce bylo zjistit závislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu a svalovou silou abduktorů (KYK). Studie se účastnilo 36 zdravých probandů (22 žen a 14 mužů).

6.1 Metodologie práce

Pro hodnocení svalové síly abduktorů KYK byla využita isokinetická dynamometrie, která se považuje za zlatý standard pro měření svalové síly (Li et al., 2006). Pro neobjektivnější zhodnocení svalové síly abduktorů KYK při Trendelenburgově zkoušce nebo při běhu by se zdálo být nejvýhodnější měřit svalovou sílu přímo při dané aktivitě. Nicméně takový postup nebyl v dostupné literatuře dohledán. Dohledaní autoři zabývající se obdobnou problematikou využívali různá schémata měření síly abduktorů KYK v otevřeném kinematickém řetězci pomocí isokinetické dynamometrie (např. Baldon et al., 2009; McCarney et al., 2020; Nakagawa et al., 2008; Selistre et al., 2019) nebo ruční dynamometrie (Burnet & Pidcoe, 2009).

Měření síly abduktorů KYK probíhalo v otevřeném kinematickém řetězci, přestože Trendelenburgova zkouška a stojná fáze při běhu se řadí mezi aktivity v uzavřeném kinematickém řetězci (Bailey et al., 2009). Davies (1992) však poukazuje na nevýhody měření v uzavřeném kinematickém řetězci, kterými jsou neschopnost izolovat měření na zamýšlenou svalovou skupinu, zapojení více svalových skupin (tím pádem i zkreslení výsledků) a možné neprecizní provedení chtěného pohybu pro patologické souhyby. Davies (1992) také udává, že svalová síla zjištěná v otevřeném kinematickém řetězci přímo koreluje se svalovou silou v uzavřeném kinematickém řetězci. Všichni již zmínění autoři (Baldon et al., 2009; Burnet & Pidcoe, 2009; McCarney et al., 2020) rovněž používali postup měření abduktorů KYK v otevřeném kinematickém řetězci. Na výsledky je ovšem nutné pohlížet z perspektivy zvolené metodologie.

Dle McCarney et al. (2020) by se při statickém stojí na jedné dolní končetině (jako například při Trendelenburgově zkoušce) měly abduktory KYK zapojovat isometricky. Výsledky poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce byly tudíž korelovány s isometrickou svalovou silou abduktorů KYK (stejný protokol měření využila studie McCarney et al. (2020). Burnet & Pidcoe (2009), kteří ve svém výzkumu zkoumali souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a isometrickou svalovou silou abduktorů KYK, doporučují pro příští obdobný výzkum nehodnotit isometrickou svalovou sílu, ale svalovou sílu isotonickou (tudíž koncentrickou a excentrickou). Burnet & Pidcoe (2009) ve své studii existenci vztahu mezi zmíněnými veličinami nepotvrdili.

Pro tuto práci byla využita tzv. standardní Trendelenburgova zkouška od autorů Hardcastle & Nade (1985). Existuje však více variant Trendelenburgovy zkoušky (McCarney et al., 2020). Další standardizovanou variantou je modifikovaný Trendelenburgův test, který dle autorů nechává menší prostor pro falešně negativní výsledky (Fujita et al., 2017) (více se této problematice věnuje kapitola 2.2.1). Nejpoužívanější popisovanou verzí Trendelenburgovy zkoušky je však verze dle Hardcastle & Nade (1985) (McCarney et al., 2020), která byla použita i pro tuto práci.

Velmi málo studií se věnuje hodnocení poklesu pánve ve frontální rovině při běhu pomocí dvoudimenzionální (2D) kinematické analýzy. Obecně se za zlatý standard pro kinematickou analýzu považuje systém třídimenzionální (3D) kinematická analýza (Puig-Diví et al., 2019). Praktické nevýhody 3D kinematické analýzy (rozebrány v kapitole 2.4.1) nás však vedly k využití metody 2D kinematické analýzy, která se dle Puig-Diví et al. (2019) považuje za reliabilní a validní metodu pro měření vzdáleností a úhlů při vzdálenosti kamery do pěti metrů od probanda. Program Kinovea se považuje za validní a reliabilní nástroj ke kinematické analýze pohybu (Damsted et al., 2015; Fernández-González et al., 2020; Puig-Diví et al., 2019).

Ve studiích není dána jednotná metodologie měření poklesu pánve ve frontální rovině při běhu. Například ve studii Burnet & Pidcoe (2009), kteří k hodnocení poklesu pánve využívali software 3D kinematické analýzy, získali údaj o poklesu pánve zvlášť pro každou DK následujícím způsobem: po krátkém rozběhání následoval 30min videozáznam běhu, ze kterého se sbírala data o poklesu pánve (brána byla hodnota poklesu pánve při vrcholu stojné fáze) každé dvě minuty po dobu 10 s. Z každého 10s bloku byl následně spočítán průměrný pokles pánve vůči horizontále. Svalová síla abduktorů KYK byla následně korelována s průměrnými poklesy pánve každého bloku zvlášť (Burnet & Pidcoe, 2009).

Studie Ford et al. (2013), která taktéž využívala software 3D kinematické analýzy, měřila pokles pánve jakožto rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou poklesu pánve během jednoho krokového cyklu zvlášť pro každou DK během prvních 30 kroků. V této práci byl měřen

pokles pánve ve frontální rovině při běhu zvláště pro pravou a levou DK jakožto průměr největších poklesů pánve vůči horizontále v rámci jednoho krokového cyklu pro prvních pět kroků.

6.2 Charakteristika výzkumného souboru

Tato práce se zaměřila na jedince ve věku 18–40 let. Horní hranice tohoto rozmezí byla nastavena z důvodu vyvarování se přítomnosti asymptomatické osteoartrózy nosných kloubů DK (Katz et al., 2021). Dolní hranice byla nastavena pro zajištění vyspělosti jednak pohybového aparátu, jednak samotného stereotypu chůze (potažmo běhu) (Fukuchi et al., 2019).

Vzhledem k tomu, že součástí výzkumného souboru (na základě exkluzivních kritérií) byli jen subjektivně zdraví (asymptomatictí) jedinci, neočekává se u nich přítomnost významné patologie nebo významně snížená svalová síla abduktorů KYK (bude rozebráno dále). Je proto možné, že u probandů s různým spektrem strukturálních nebo funkčních poruch, kde dochází k významnému snížení svalové síly abduktorů KYK, by výsledky mohly být odlišné.

Z analýzy charakteristik výzkumného souboru srovnáním skupin s velkým a malým poklesem pánve pomocí t-testu vyplývá, že byla pozorována statisticky signifikantní odlišnost ($p = 0,006$) mezi skupinami s velkým a malým poklesem pánve při běhu pro levou DK v parametru rychlosti – skupina s malým poklesem pánve v průměru volila rychlost $7,95 \text{ km/h} \pm 1,63 \text{ km/h}$, skupina s velkým poklesem pánve volila v průměru rychlost $9,55 \text{ km/h} \pm 1,53 \text{ km/h}$. Nenašel se však rozdíl mezi skupinami s velkým a malým poklesem pánve pro pravou DK. V porovnání s ostatními studiemi, Burnet & Pidcoe (2009), kteří též nastavovali rychlost běhu subjektivně dle komfortu každého probanda (testováni byli zdraví jedinci), udávají, že průměrná testovaná rychlost pro jejich výzkum byla $10,47 \text{ km/h} \pm 1,06 \text{ km/h}$, variabilita poklesu pánve byla větší na levé DK, kde během běhu trvajících 30 min došlo k průměrnému zvýšení poklesu pánve, zatímco u pravé DK pokles pánve zůstával relativně konstantní. Burnet & Pidcoe (2009) vysvětlují, že probandi mohli vědomě nebo nevědomě zvolit neadekvátní rychlost běhu.

Studie Ford et al. (2013) využila v testovacím protokolu (nastaveném pro běžce na lyžích) jak subjektivně zvolenou rychlost běhu ($12,89 \text{ km/h} \pm 0,94 \text{ km/h}$), tak přednastavenou rychlost běhu ($12,89 \text{ km/h}$). U obou rychlostí autoři pozorovali obdobný pokles pánve.

Z výše uvedeného vyplývá, že je málo pravděpodobné, že by rozdílnost ve zvolené rychlosti běhu pro levou DK mezi skupinami s velkým a malým poklesem pánve při běhu statisticky ovlivnila výsledky.

6.3 Diskuze k výzkumné hypotéze H₀₁

H₀₁: Neexistuje souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a isometrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu.

Výsledky této práce neprokázaly žádnou statisticky významnou korelaci mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a isometrickou svalovou silou abduktorů KYK. Statistické zpracování rozdělením výzkumného souboru na skupiny taktéž neprokázalo žádný statisticky významný rozdíl mezi skupinou s velkým a malým poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce.

Ke stejným výsledkům došla i studie McCarney et al. (2020), která se přímo zabývala validitou Trendelenburgovy zkoušky u zdravých jedinců. Stejně tak jiné studie u určitých diagnóz došly ke stejnému výsledku. Například studie Youdas et al. (2010), zahrnující jedince s osteoartrózou kolenního kloubu, mezi těmito dvěma parametry neprokázala souvislost. Stejně tak studie Kendall et al. (2010) neobjevila korelaci mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a isometrickou silou abduktorů KYK u jedinců s chronickou nespécifickou bolestí dolní části zad.

Nepřítomnost statisticky významné korelace mezi těmito dvěma parametry by mohla vysvětlit např. studie Kendall et al. (2013) zkoumající validitu Trendelenburgovy zkoušky pomocí ultrazvukově vedeného bloku n. gluteus superior. Studie udává, že u probandů, jejichž hodnota svalové síly abduktorů KYK (Nm) odpovídá alespoň 30 % hodnoty tělesné hmotnosti probanda (kg), nebyla pozorována statisticky významná korelace mezi silou abduktorů KYK a poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce (Kendall et al., 2013). V této práci byli testováni zdraví probandi a žádný nedisponoval významně sníženou silou abduktorů KYK pod 30 % hodnoty jejich tělesné hmotnosti. Dalším způsobem posouzení svalové síly abduktorů KYK výzkumného souboru této práce vůči populaci by bylo porovnání hodnot maximální síly isometrické kontrakce tohoto výzkumného souboru s normativními hodnotami, ty však v literatuře nebyly dohledány (Castro et al., 2020).

Existují však studie, které zkoumaly jiné aktivity či parametry v závislosti na isometrické síle abduktorů KYK. Studie DiMattia et al. (2005) na studii o 50 zdravých probandech prokázala slabou korelaci mezi isometrickou svalovou silou abduktorů KYK a addukčním úhlem femuru vůči pánvi ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce ($r = 0,22$; $p = 0,130$) a dřepu na jedné DK ($r = 0,21$; $p = 0,140$). Ceballos-Laita et al. (2022) prezentují, že u elitních házenkářek isometrická svalová síla statisticky významně negativně koreluje s poklesem pánve při dřepu na jedné DK ($r = -0,873$; $p < 0,001$), a pozitivně koreluje s addukčním úhlem femuru ($r = 0,767$; $p < 0,001$).

Oproti tomu studie Intelangelo et al. (2020) souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při dřepu na jedné DK a isometrickou svalovou silou abduktorů KYK u pacientů s nespecifickou chronickou bolestí dolní části zad neprokázala.

Pro objektivnější osvětlení této problematiky však bude potřeba více kvalitních studií, aktuální rozmanitost postupů různých studií nedovolují učinit jednoznačný závěr. Výsledky této práce a dalších dosavadních studií ale naznačují, že vztah mezi isometrickou svalovou silou abduktorů KYK a poklesem pánve při Trendelenburgově zkoušce je zpochybnitelný. Na základě toho lze usoudit, že Trendelenburgova zkouška nemusí být optimální zkouškou pro zhodnocení svalové síly abduktorů KYK (existuje ovšem možnost, že by mohla poukazovat pouze na značně sníženou svalovou pod 30 % hodnoty tělesné hmotnosti probanda, jak již bylo uvedeno výše). Vysvětlením by mohlo být, že by se spíše mohlo jednat o záležitost pohybového stereotypu pacienta než svalové síly.

6.4 Diskuze ke výzkumné hypotéze H₀₂ a H₀₃

H₀₂: Neexistuje souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a koncentrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu.

H₀₃: Neexistuje souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a excentrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu.

V této práci nebyl na základě korelace prokázán žádný statisticky signifikantní vztah mezi koncentrickou nebo excentrickou silou abduktorů KYK a poklesem pánve ve frontální rovině při běhu. Stejně tak nebyly nalezeny statisticky signifikantní rozdíly ve svalové síle mezi skupinami s velkým a malým poklesem pánve při běhu.

Obecně existuje málo studií, které by se zabývaly souvislostí mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a silou abduktorů KYK. Výsledek této studie je v souladu se studií Burnet & Pidcoe (2009), kteří rovněž souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a svalovou silou abduktorů KYK neprokázali. Testována však byla isometrická svalová síla (Burnet & Pidcoe, 2009).

Oproti tomu studie Ford et al. (2013), která testovala mimo jiné vztah mezi kinematikou pánve při běhu a svalovou silou abduktorů a extenzorů KYK, udává, že síla těchto svalů statisticky signifikantně negativně koreluje s mírou poklesu pánve ve frontální rovině při běhu ($r = -0,50$; $p < 0,050$). Nutno ale podotknout, že autoři ve studii neuvádí, pro který typ svalové kontrakce (koncentrická, excentrická, isometrická) byla svalová síla testována (Ford et al., 2013), tato studie je proto obtížně srovnatelná s touto prací.

V opozici s výsledky této práce stojí také studie Selistre et al. (2019), která došla k závěru, že koncentrická svalová síla abduktorů KYK statisticky signifikantně ($p = 0,020$) koreluje s poklesem pánve ve frontální rovině při chůzi. Autoři na základně regresivní analýzy udávají, že síla abduktorů KYK při koncentrické kontrakci vysvětluje pokles pánve ze 17 % (Selistre et al., 2019). Tato studie se ovšem nezabývá během, nýbrž chůzí, nebyli testováni zdraví jedinci, ale pacienti s mediální osteoartrózou kolenního kloubu (Selistre et al., 2019). Opět je proto obtížné výsledky zasadit do kontextu této práce.

Tato práce se zabývala pouze zdravou populací. Systematické review Castro et al. (2020) se zabývalo zjištěním normativních hodnot peak torque to weight ratio koncentrické a excentrické kontrakce abduktorů KYK. Autoři sami udávají, že pro definitivní určení normativních hodnot bude potřeba více studií (Castro et al., 2020). Jedna ze zahrnutých studií udává, že peak torque to weight ratio pro koncentrickou kontrakci by se mělo pohybovat v rozmezí alespoň $0,76 \pm 0,21$ Nm/kg (hodnoceny byly pouze ženy) (Morcelli et al., 2014) – hodnoty v této práci se u žen pohybovaly v rozmezí $2,07$ Nm/kg $\pm 0,42$ Nm/kg (pravá strana) a $1,89$ Nm/kg $\pm 0,35$ Nm/kg (levá strana); u mužů v rozmezí $1,96$ Nm/kg $\pm 0,41$ Nm/kg (pravá strana) a $1,97$ Nm/kg $\pm 0,40$ Nm/kg (levá strana). Síla excentrické kontrakce abduktorů KYK by se dle Castro et al. (2020) měla pohybovat v rozmezí alespoň $1,23$ – $1,32$ Nm/kg u žen a $1,85$ Nm/kg u mužů, v této práci se tyto hodnoty u žen pohybovaly v rozmezí $2,04$ Nm/kg $\pm 0,29$ Nm/kg (pravá strana) a $2,14$ Nm/kg $\pm 0,29$ Nm/kg (levá strana); u mužů v rozmezí $1,98$ Nm/kg $\pm 0,39$ Nm/kg (pravá strana) a $2,04$ Nm/kg $\pm 0,34$ Nm/kg (levá strana). Z hlediska průměrných hodnot se v této práci nejednalo o probandy s významným oslabením abduktorů KYK. Je tedy možné, že při významném snížení svalové síly abduktorů KYK by mohlo dojít k projevení poklesu pánve ve frontální rovině.

Pro preciznost interpretace výsledků je nutno poukázat na problém, který již byl nastíněn v úvodu této kapitoly, a to, že svalová síla abduktorů KYK nebyla měřena v uzavřeném kinematickém řetězci. Na základě této práce lze tedy tvrdit, že síla abduktorů KYK při provádění pohybu do abdukce v otevřeném kinematickém řetězci nekoresponduje s mírou poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu při dané hladině statistické významnosti $p < 0,050$ a minimální detekovatelné hladině korelačního koeficientu $r = 0,45$. Nezdá se tedy, že by posilování abduktorů KYK v otevřeném kinematickém řetězci bylo vhodným postupem pro změnu nastavení pánve ve frontální rovině (Kendall et al., 2010, 2015; Willy & Davis, 2011). Tato hypotéza však již přesahuje rámec této práce, bylo by potřeba intervenční studie pro její ověření.

Doposud se však často při nálezů poklesu pánve ve frontální rovině usuzuje na oslabení abduktorů KYK a jako řešení je zvoleno jejich posílení různými posilovacími programy (Burnet

& Pidcoe, 2009; Presswood et al., 2008), přestože ne všechny studie ukazují, že posílením abduktorů KYK dojde ke změně nastavení pánve ve frontální rovině (Kendall et al., 2010, 2015; Willy & Davis, 2011).

Na základě této práce a dosavadního výzkumu se zdá, že hlavní vliv na nastavení pánve ve frontální rovině u zdravých jedinců při běhu spíše nebude mít svalová síla abduktorů kyčelního kloubu, ale mohou se účastnit i jiné významné faktory. Jedním z nich by mohl být např. naučený běžecký stereotyp, který nemusí být na podkladě oslabení (tato problematika bude probírána v následující kapitole).

Odlíšná situace by mohla být u jedinců s přítomností významného oslabení abduktorů KYK (z důvodu přítomnosti patologie, bolesti atd.) Studie Nakagawa et al. (2008), zkoumající vliv posilovacího programu na funkčnost pacientů s patellofemorálním bolestivým syndromem, prokázala významné snížení bolesti při funkčních zkouškách u cílové skupiny (absolvující šestitýdenní program pro posílení abduktorů a zevních rotátorů KYK a extenzorů KOK) oproti skupině kontrolní (absolvující šestitýdenní posilovací program zaměřený na extenzory KOK). Studie se však nezabývala kinematikou dolních končetin a pánve (Nakagawa et al., 2008). Zdá se tedy, že posilovací programy své místo v rehabilitaci určitých diagnóz přesto mají. K vyjasnění tohoto tématu by však bylo potřeba dalšího kvalitního výzkumu.

6.4.1 Vliv svalové síly na pohyb

V této práci nebyla nalezena souvislost mezi svalovou silou abduktorů KYK a poklesem pánve ve frontální rovině (jak při Trendelenburgově zkoušce, tak při běhu). Vysvětlením by mohla být hypotéza, že svalová síla jako taková má menší vliv na výsledné provedení pohybu, než je jí přikládáno. Na téma obecného vztahu mezi svalovou silou a pohybem se žádná dohledaná studie přímo nezaměřuje, usuzovat se dá pouze na základě dílčích výsledků. Výše v této kapitole již byly prezentovány studie, které nepotvrzují vztah mezi svalovou silou abduktorů KYK a poklesem pánve ve frontální rovině.

Randomizovaná kontrolovaná studie Willy & Davis (2011), která již byla popsána v kapitole 2.6.2, zkoumala vliv šestitýdenní intervence (zaměřena na abduktory a zevní rotátory KYK) na kinematiku dolních končetin a pánve při běhu a dřepu na jedné DK. Intervence zahrnovala progresivní posilování pro dané svalové skupiny, edukaci ohledně postavení dolních končetin (DK) při běhu a neuromuskulární nácvik (edukace, vizuální a verbální feedback) dřepu na jedné DK. Kontrolní skupina byla bez jakékoliv intervence. Po šesti týdnech došlo u cílové skupiny ke zvýšení síly daných svalových skupin, nedošlo ke změně kinematiky běhu. Došlo však k významnému zlepšení provedení dřepu na jedné DK. Ze studie ovšem není zřejmé, která část

intervence zlepšení zajistila (edukace, posilování nebo neuromuskulární trénink). Nicméně autoři poukazují na nutnost neuromuskulárního tréninku k tomu, aby došlo k ovlivnění kinematiky pohybu (Willy & Davis, 2011).

Velkou přínosnost neuromuskulárního tréninku pro zlepšení kinematiky pánve a DK potvrzuje i studie Noehren et al. (2011), která se zabývala vlivem neuromuskulárního tréninkového programu běhu na kinematiku KYK při běhu, bolest a funkčnost u pacientů s patellofemorálním bolestivým syndromem. Probandi absolvovali tréninkový program o osmi lekcích obsahující korekci addukčního postavení femuru při běhu na páse současně s biofeedbackem. Výsledkem tohoto programu bylo velmi výrazné zlepšení kinematiky DK (pokles pánve ve frontální rovině se změnil o 3°, addukce KYK o 5° a vnitřní rotace KYK o 3°), signifikantní zlepšení bolesti a funkčnosti probandů, které trvalo ještě jeden měsíc po ukončení intervencí (Noehren et al., 2011). Učinění jasných závěrů v této problematice však přesahuje rámec této práce.

6.5 Diskuze k výzkumné hypotéze H₀₄

H₀₄: Neexistuje souvislost mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu.

V dostupné literatuře nebyla nalezena žádná studie, která by se věnovala problematice vztahu mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu. Tato práce je tedy první studií zabývající se tímto tématem. V této práci nebyla nalezena korelace mezi těmito dvěma parametry, statistická analýza pomocí srovnání skupin s velkým a malým poklesem pánve za užití t-testu tento vztah také nepotvrdila.

Vysvětlením pro nenalezení vztahu mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu by mohl být fakt, že při motoricky náročnějším úkolu rostou požadavky na svalovou sílu a další motorické dovednosti (Mozafaripour et al., 2023). Zdá se tedy, že Trendelenburgovu zkoušku nelze používat k „predikci“ poklesu pánve ve frontální rovině při běhu a naopak. Pro osvětlení této problematiky by však bylo potřeba více studií.

6.6 Limitace práce a doporučení

Výzkum prováděný v rámci této diplomové práce má několik limitací. Výzkumný soubor o 36 probandech umožňuje v případě korelace detekovat minimální hodnotu korelačního koeficientu $r = 0,45$ (dle výpočtu v programu G*Power), což je dle Mukaka (2012) hodnota pro slabou korelaci ($r = 0,30 - 0,50$). Pakliže uvážíme veškeré faktory, které mohou mít vliv na pokles

pánve, je možné, že výsledkem by mohla být právě minimální až slabá korelace. Další faktory, které mohou mít vliv na pokles pánve ve frontální rovině, mohou být například: svalová síla svalů trupu (Foch & Milner, 2014); síla, vytrvalost a koordinace v rámci kinematického řetězce celého lumbopelvickeho komplexu (Burnet & Pidcoe, 2009); obecné faktory, jako je únava probanda, jeho tělesná konstituce atd. Systematické review Mozafaripour et al. (2023) udává obecné faktory ovlivňující kinematiku pánve a dolních končetin a sílu svalů KYK: synergická funkce a koaktivace daných svalů, vzájemné nastavení segmentů, pozice nohy (inverze/everze), daná instrukce a možnost zpětné vazby, kvalita obuvi a tření povrchu.

V této práci nebyl prokázán žádný vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině a silou abduktorů KYK při dané minimální detekovatelné hodnotě korelačního koeficientu. Existuje tedy stále možnost, že zmíněný vztah existuje, ale projevil by se při vyšším počtu probandů. Pro objektivnější zhodnocení dané problematiky by tedy bylo do příštích výzkumů vhodné použít větší výzkumný soubor.

Vzhledem k výše popsané problematice bylo ve statistickém zpracování dat využito rozdělení výzkumného souboru do skupin a jejich následného porovnávání s využitím t-testu. Limitací tohoto postupu je, že se v souboru dat „uměle“ vytvoří dělící čára. Pro výsledky poklesu pánve při Trendelenburgově zkoušce byla využita hraniční hodnota 2° dle Asayama et al. (2002). Pro pokles pánve při běhu nebyla v literatuře nalezena hraniční hodnota pro interpretaci velkého a malého poklesu pánve, byla proto využita hodnota 5° získaná jakožto přibližná střední hodnota naměřených dat. Limitací tohoto postupu je, že naměřená data mohou být do různé míry „vzdálena“ od hraniční hodnoty, ovšem nehledě na velikost této „vzdálenosti“, všechny hodnoty jsou t-testem hodnoceny se stejnou vahou. Interpretace těchto výsledků je proto značně limitována.

Dalším limitujícím faktorem je zjednodušení velmi komplexního pohybu a koordinace lumbopelvickeho komplexu (Burnet & Pidcoe, 2009) na „pouhý“ pokles pánve ve frontální rovině. Z dalších kinematických parametrů abduktory KYK mohou dle některých autorů ovlivňovat například i nastavení pánve vůči femuru (Youdas et al., 2010), lateroposun pánve nebo úklon trupu (Huxtable et al., 2017). Cílem této studie bylo však hodnotit pokles pánve ve frontální rovině. Pro větší komplexnost porozumění této problematice by bylo do dalších studií vhodné zařadit i výše zmíněné kinematické parametry, případně pohyb hodnotit ve více rovinách nejlépe za pomoci 3D kinematografické analýzy.

V této studii byli probandi jak mužského, tak ženského pohlaví hodnoceni společně, navzdory anatomickým odlišnostem, které mohou vyústit v odlišný motorický vzor krokového cyklu pro jednotlivá pohlaví (Lewis et al., 2017). Z tohoto důvodu bylo provedeno statistické porovnání mezi muži a ženami v parametrech poklesu pánve ve frontální rovině a síly abduktorů

KYK – nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi pohlavími, na základě čehož byla data statisticky zpracovávána dohromady.

Jak již bylo naznačeno výše, v dohledané literatuře nebyl prezentován jednotný protokol pro hodnocení míry poklesu pánve ve frontální rovině při běhu, je tudíž obtížné porovnávat výsledky jednotlivých studií mezi sebou. Vzniká zde tedy potřeba studie zhotovující validní a reliabilní postup pro hodnocení poklesu pánve ve frontální rovině.

Ford et al. (2013) ve svém výzkumu poukazují na fakt, že vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině a silou abduktorů KYK nemusí být lineární ani přímočarý. Mozafaripour et al. (2023) naznačují, že náročnost pohybového vzoru by se mohla promítnout do požadavků vyvíjených na abduktory KYK. Pro objektivnější a komplexnější posouzení vztahu mezi svalovou silou abduktorů KYK a poklesem pánve ve frontální rovině v příštím výzkumu by bylo vhodné do testovacího protokolu zařadit větší spektrum aktivit různé náročnosti (například dřep na jedné DK, chůzi, větší spektrum rychlosti běhu).

7 ZÁVĚRY

Výsledky této práce, na základě korelací a srovnání skupin s velkým a malým poklesem pánve pomocí t-testu, neprokázaly žádný statisticky významný vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu a svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu. Tedy:

- nebyl prokázán statisticky významný vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a isometrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu;
- nebyl prokázán statisticky významný vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a koncentrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu;
- nebyl prokázán statisticky významný vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a excentrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu;
- nebyl prokázán statisticky významný vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu.

Trendelenburgova zkouška se tedy nezdá být vhodným nástrojem pro klinické hodnocení (isometrické) svalové síly abduktorů kyčelního kloubu u zdravé mladé dospělé populace. Tento poznatek je ve shodě s dalšími autory. Další kvalitní studie s větším výzkumným souborem budou potřeba k objektivnějšímu vyjasnění této problematiky.

Nezdá se také, že by v případě zdravých mladých dospělých bylo nastavení pánve ve frontální rovině při běhu ovlivněno hlavně skrze koncentrickou a excentrickou sílu abduktorů kyčelního kloubu. Další kvalitní výzkum bude potřeba k osvětlení této problematiky. Vyskytuje se zde také potřeba vytvoření validního a reliabilního postupu pro měření poklesu pánve ve frontální rovině při běhu.

V této práci bylo zjištěno, že pokles pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce nesouvisí s poklesem pánve při běhu. Proto nelze na základě poklesu pánve v jedné z těchto dvou situací predikovat pokles pánve u druhé. Tato práce byla první studií zabývající se tímto tématem. Více kvalitních studií bude třeba k jeho vyřešení.

Jak v případě nálezu poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce, tak při běhu, se zdá, že svalová síla nebude mít hlavní vliv na nastavení pánve ve frontální rovině, svou roli budou hrát i jiné významné faktory, jako je například naučený pohybový stereotyp probanda, které je třeba následně zahrnout do terapie. Je tedy vždy nutné zvážit, jestli vyšetření

Trendelenburgovy zkoušky má pro daného pacienta význam, případně jak výsledek Trendelenburgovy zkoušky interpretovat.

8 SOUHRN

Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit vztah poklesu pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu a síly abduktorů kyčelního kloubu.

Teoretická část se věnuje poznatkům v oblasti kineziologie pánve ve frontální rovině, latero-laterální stability pánve a Trendelenburgově zkoušce (zejména její validitě a reliabilitě). Dále jsou rozebrány metody objektivního měření abduktorů kyčelního kloubu, zvláště pak isokinetická dynamometrie, a způsoby kinematické analýzy pohybu. Teoretická část je uzavřena shrnutím možností posílení abduktorů kyčelního kloubu a rozvinutím tématu vlivu svalové síly na kinematiku pohybu pánve.

Výzkumný soubor tvořilo 36 probandů (14 mužů a 22 žen) v průměrném věku 23,50 let \pm 3,76 let. Pokles pánve ve frontální rovině byl hodnocen při Trendelenburgově zkoušce a při běhu za využití dvoudimenzionální kinematické analýzy. Svalová síla (koncentrická, excentrická a isometrická) abduktorů kyčelního kloubu byla změřena prostřednictvím isokinetické dynamometrie. Získaná data byla následně statisticky zpracována pomocí korelace a t-testu, konkrétně srovnáním skupin s velkým a malým poklesem pánve v měřených parametrech.

Výsledky neukázaly žádný statisticky významný vztah mezi (a) poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a isometrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu a (b) poklesem pánve ve frontální rovině při běhu a koncentrickou nebo excentrickou svalovou silou abduktorů kyčelního kloubu. Z toho lze vyvodit, že Trendelenburgova zkouška se nezdá být vhodným ukazatelem (isometrické) svalové síly abduktorů kyčelního kloubu. Koncentrická a excentrická svalová síla taktéž významně nesouvisí s nastavením pánve ve frontální rovině při běhu. Obecně se svalová síla abduktorů kyčelního kloubu nezdá být hlavním a dostatečným faktorem k ovlivnění kinematiky pánve ve frontální rovině.

Zároveň výsledky nepotvrdily vztah mezi poklesem pánve ve frontální rovině při Trendelenburgově zkoušce a při běhu. Trendelenburgova zkouška se tedy v klinické praxi nezdá být dostatečným prediktorem poklesu pánve ve frontální rovině při jiných pohybových stereotypch, jako je například běh, a naopak.

9 SUMMARY

The main objective of this thesis was to determine the relationship among frontal plane pelvic drop during the Trendelenburg test and during running and the hip abductor muscle strength.

The theoretical part is dedicated to the knowledge in the field of frontal plane kinesiology of pelvis, latero-lateral stability of the pelvis and the Trendelenburg test (especially its validity and reliability). Also, the methods of objective hip abductor muscle strength measurement are discussed, especially isokinetic dynamometry and methods of kinematical motion analysis. The theoretical part ends with a summary of the possibilities of the hip abductor muscles strengthening and with discussion of how muscle strength influences the pelvic motion kinematics.

The research sample consisted of 36 participants (14 men and 22 women) with the mean age of $23,50 \pm 3,76$ years. Frontal plane pelvic drop was measured in the Trendelenburg test and in running using two-dimensional kinematic analysis. Hip abductor muscle strength (concentric, eccentric and isometric) was measured using the isokinetic dynamometry. Subsequently, the collected data were statistically analysed using the method of correlation and t-test (specifically by comparison of the statistical groups with the large and small pelvic drop in the measured parameters).

The results did not show any statistically significant relationship between (a) frontal plane pelvic drop during Trendelenburg test and isometric hip abductor muscle strength, and (b) frontal plane pelvic drop during running and concentric/eccentric hip abductor muscle strength. This suggests that the Trendelenburg test does not seem to be an appropriate indicator of (isometric) hip abductor muscle strength. Concentric and eccentric hip abductor muscle strength do not significantly relate to the pelvic position in frontal plane during running as well. Overall, hip abductor muscle strength does not seem to be the main or sufficient factor affecting pelvic kinematic in the frontal plane.

Furthermore, the results did not confirm any relationship between the frontal plane pelvic drop in the Trendelenburg test and in running. Therefore, the Trendelenburg test does not seem to be clinically sufficient predictor of frontal plane pelvic drop in other movement patterns (such as running) and vice versa.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Almeida, G. P. L., Silva, França, F. J. R., Magalhães, M. O., Burke, T. N., & Marques, A. P. (2016). Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(2), 259–266. <https://doi.org/10.3233/BMR-150622>
- Alzahrani, A. M., Alzhrani, M., Alshahrani, S. N., Alghamdi, W., Alqahtani, M., & Alzahrani, H. (2021). Is hip muscle strength associated with dynamic knee valgus in a healthy adult population? A systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(14), 7669. <https://doi.org/10.3390/ijerph18147669>
- Asayama, I., Naito, M., Fujisawa, M., & Kambe, T. (2002). Relationship between radiographic measurements of reconstructed hip joint position and the Trendelenburg sign. *The Journal of Arthroplasty*, 17(6), 747–751. <https://doi.org/10.1054/ARTH.2002.33552>
- Bailey, R., Selfe, J., & Richards, J. (2009). The role of the Trendelenburg test in the examination of gait. *Physical Therapy Reviews*, 14(3), 190–197. <https://doi.org/10.1179/174328809X452836>
- Baldon, R. D. M., Lobato, D. F. M., Carvalho, L. P., Wun, P. Y. L., Santiago, P. R. P., & Serrão, F. V. (2012). Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(1), 135–145. <https://doi.org/10.1249/MSS.0B013E31822A51BB>
- Baldon, R. D. M., Nakagawa, T. H., Muniz, T. B., Amorim, C. F., Maciel, C. D., & Serrão, F. V. (2009). Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Athletic Training*, 44(5), 490–496. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.490>
- Beck, H., Beyer, F., Gering, F., Günther, K. P., Lützner, C., Walther, A., & Stiehler, M. (2019). Sports therapy interventions following total hip replacement: a randomized controlled trial. *Deutsches Ärzteblatt International*, 116(1–2), 1. <https://doi.org/10.3238/ARZTEBL.2019.0001>
- Belhaj, K., Meftah, S., Mahir, L., Lmidmani, F., & Elfatimi, A. (2016). Isokinetic imbalance of adductor–abductor hip muscles in professional soccer players with chronic adductor-related groin pain. *European Journal of Sport Science*, 16(8), 1226–1231. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1164248>
- Bertelsen, M. L., Jensen, J. F., Nielsen, M. H., Nielsen, R. O., & Rasmussen, S. (2013). Footstrike patterns among novice runners wearing a conventional, neutral running shoe. *Gait & Posture*, 38(2), 354–356. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2012.11.022>

- Bin Hussein, A. S. (2016). The relationship between hip strength and peak knee valgus angle during single leg squat. *IOSR Journal of Nursing and Health Science*, 05(04), 99–106. <https://doi.org/10.9790/1959-05040199106>
- Boren, K., Conrey, C., Le Coguic, J., Paprocki, L., Voight, M., & Robinson, T. K. (2011). Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *The International Journal of Sports Physical Therapy* |, 6(3), 206–223.
- Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in human performance*. Human isokinetics.
- Burnet, E. N., & Pidcoe, P. E. (2009). Isometric gluteus medius muscle torque and frontal plane pelvic motion during running. *Journal of Sports Science & Medicine*, 8(2), 288. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3761484/>
- Cassidy, L., Bandela, S., Wooten, C., Jennifer, C., Tubbs, R. S., & Loukas, M. (2014). Friedrich Trendelenburg: Historical background and significant medical contributions. *Clinical Anatomy*, 27(6), 815–820. <https://doi.org/10.1002/CA.22368>
- Castro, M. P. de, Ruschel, C., Santos, G. M., Ferreira, T., Pierri, C. A. A., & Roesler, H. (2020). Isokinetic hip muscle strength: a systematic review of normative data. *Sports Biomechanics*, 19(1), 26–54. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1464594>
- Ceballos-Laita, L., Carrasco-Uribarren, A., Cabanillas-Barea, S., Pérez-Guillén, S., Medrano-de-la-Fuente, R., Hernando-Garijo, I., & Jiménez-del-Barrio, S. (2022). Relationship between hip abductor muscle strength and frontal plane kinematics: A cross-sectional study in elite handball athletes. *Applied Sciences*, 12(19), 10044. <https://doi.org/10.3390/app121910044>
- Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., de La Fuente, C., Fuentes, J., & Javier Chiroso, L. (2017). Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: Systematic review and meta-analysis. *Open Medicine (Poland)*, 12(1), 359–375. <https://doi.org/10.1515/MED-2017-0052/MACHINEREADABLECITATION/BIBTEX>
- Claiborne, T. L., Timmons, M. K., & Pincivero, D. M. (2009). Test-retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5). <https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2008.07.005>
- Damsted, C., Larsen, L. H., & Nielsen, R. O. (2015). Reliability of video-based identification of footstrike pattern and video time frame at initial contact in recreational runners. *Gait & Posture*, 42(1), 32–35. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2015.01.029>
- Davies, G. (1992). *Compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques* (4th ed.). S & S Publishers.

- Davies, G., Riemann, B., & Ellenbecker, T. (2018). Role of isokinetic testing and training after ACL injury and reconstruction. *ACL Injuries in the Female Thlete: Causes, Impacts and Conditioning Programs*, 567–588. https://doi.org/10.1007/978-3-662-56558-2_24
- DiMattia, M. A., Livengood, A. L., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., & Malone, T. R. (2005). What are the validity of the single-leg-squat test and its relationship to hip-abduction strength? *Journal of Sport Rehabilitation*, 14(2), 108–123. <https://doi.org/10.1123/JSR.14.2.108>
- Dirnberger, J., Wiesinger, H. P., Kösters, A., & Müller, E. (2012). Reproducibility for isometric and isokinetic maximum knee flexion and extension measurements using the IsoMed 2000-dynamometer. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(3), 149–153. <https://doi.org/10.3233/IES-2012-0451>
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: Muscle testing, interpretation and clinical applications* (2nd edition). Churchill Livingstone.
- Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors* 2020, Vol. 20, Page 3154, 20(11), 3154. <https://doi.org/10.3390/S20113154>
- Foch, E., & Milner, C. E. (2014). Frontal plane running biomechanics in female runners with previous iliotibial band syndrome. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(1), 58–65. <https://doi.org/10.1123/JAB.2013-0051>
- Ford, K. R., Taylor-Haas, J. A., Genthe, K., & Hugentobler, J. (2013). Relationship between hip strength and trunk motion in college cross-country runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(6), 1125–1130. <https://doi.org/10.1249/MSS.0B013E3182825ACA>
- Fujita, K., Kabata, T., Kajino, Y., Iwai, S., Kuroda, K., Hasegawa, K., Fujiwara, K., & Tsuchiya, H. (2017). Quantitative analysis of the Trendelenburg test and invention of a modified method. *Journal of Orthopaedic Science*, 22(1), 81–88. <https://doi.org/10.1016/J.JOS.2016.09.007>
- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2019). Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, 8(1), 153. <https://doi.org/10.1186/s13643-019-1063-z>
- Ganderton, C., Pizzari, T., Cook, J., & Semciw, A. (2017). Gluteus minimus and gluteus medius muscle activity during common rehabilitation exercises in healthy postmenopausal women. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 47(12), 914–922. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2017.7229>

- Gazendam, M. G. J., & Hof, A. L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait & Posture*, 25(4), 604–614. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2006.06.013>
- Grimaldi, A. (2011). Assessing lateral stability of the hip and pelvis. *Manual Therapy*, 16(1), 26–32. <https://doi.org/10.1016/J.MATH.2010.08.005>
- Hardcastle, P., & Nade, S. (1985). The significance of the Trendelenburg test. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 67(5), 741–746. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.67B5.4055873>
- Hof, A. L. (1997). The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletzung Sportschaden: Organ Der Gesellschaft Fur Orthopadisch-Traumatologische Sportmedizin*, 11(3), 79–86. <https://doi.org/10.1055/S-2007-993372>
- Huxtable, R. E., Ackland, T. R., Janes, G. C., & Ebert, J. R. (2017). Clinical outcomes and frontal plane two-dimensional biomechanics during the 30 second single leg stance test in patients before and after hip abductor tendon reconstructive surgery. *Clinical Biomechanics*, 46, 57–63. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2017.05.006>
- Intelangelo, L., Bordachar, D., Mendoza, C., Bevacqua, N., & Barbosa, A. C. (2020). No association among gluteus medius activity, hip abduction strength, and kinematic variables during single-leg squat in young women with chronic nonspecific low back pain. *Journal of Musculoskeletal Research*, 23(4). <https://doi.org/10.1142/S0218957720500165>
- Janda, V., & a kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Grada.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Johansson, F. R., Skillgate, E., Lapauw, M. L., Clijmans, D., Deneulin, V. P., Palmans, T., Engineer, H. K., & Cools, A. M. (2015). Measuring eccentric strength of the shoulder external rotators using a handheld dynamometer: Reliability and validity. *Journal of Athletic Training*, 50(7), 719. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.72>
- Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*, 15(SUPPL. 1). <https://doi.org/10.1055/S-2007-1021104>
- Kapandji, A. I. (2019). *The physiology of the joints* (7th ed.). Handspring publishing.
- Katz, J. N., Arant, K. R., & Loeser, R. F. (2021). Diagnosis and treatment of hip and knee osteoarthritis: A review. *JAMA*, 325(6), 568. <https://doi.org/10.1001/JAMA.2020.22171>
- Kendall, K. D., Emery, C. A., Wiley, J. P., & Ferber, R. (2015). The effect of the addition of hip strengthening exercises to a lumbopelvic exercise programme for the treatment of non-

- specific low back pain: A randomized controlled trial. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(6), 626–631. <https://doi.org/10.1016/J.JSAMS.2014.11.006>
- Kendall, K. D., Patel, C., Wiley, J. P., Pohl, M. B., Emery, C. A., & Ferber, R. (2013). Steps toward the validation of the Trendelenburg test: The effect of experimentally reduced hip abductor muscle function on frontal plane mechanics. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 23(1), 45–51. <https://doi.org/10.1097/JSM.0B013E31825E66A1>
- Kendall, K. D., Schmidt, C., & Ferber, R. (2010). The relationship between hip-abductor strength and the magnitude of pelvic drop in patients with low back pain. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(4), 422–435. <https://doi.org/10.1123/JSR.19.4.422>
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci* (1. vydání). Univerzita Palackého v Olomouci.
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Lewis, C. L., Laudicina, N. M., Khuu, A., & Loverro, K. L. (2017). The human pelvis: variation in structure and function during gait. *The Anatomical Record*, 300(4), 633–642. <https://doi.org/10.1002/ar.23552>
- Li, R. C., Jasiewicz, J. M., Middleton, J., Condie, P., Barriskill, A., Hebnes, H., & Purcell, B. (2006). The development, validity, and reliability of a manual muscle testing device with integrated limb position sensors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(3), 411–417. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2005.11.011>
- McCarney, L., Andrews, A., Henry, P., Fazalbhoy, A., Selva Raj, I., Lythgo, N., & Kendall, J. C. (2020). Determining Trendelenburg test validity and reliability using 3 dimensional motion analysis and muscle dynamometry. *Chiropractic and Manual Therapies*, 28(1). <https://doi.org/10.1186/S12998-020-00344-3>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2008.09.003>
- Moore, D., Semciw, A. I., & Pizzari, T. (2020). A systematic review and meta-analysis of common therapeutic exercises that generate highest muscle activity in the gluteus medius and gluteus minimus segments. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(6), 856. <https://doi.org/10.26603/IJSPT20200856>
- Morcelli, M. H., Crozara, L. F., Rossi, D. M., Laroche, D. P., Ribeiro Marques, N., Hallal, C. Z., Castro, A., Cardozo, A. C., Gonçalves, M., & Navega, M. T. (2014). Hip muscles strength and

- activation in older fallers and non-fallers. *Isokinetics and Exercise Science*, 22(3), 191–196.
<https://doi.org/10.3233/IES-140538>
- Mozafaripour, E., Bayattork, M., & Shahrbanian, S. (2023). Can hip muscle strengthening interventions improve lower extremity kinematics among healthy subjects? A systematic review of randomized controlled trials. *Sport Sciences for Health*, 19(2), 453–460.
<https://doi.org/10.1007/S11332-022-00953-W/TABLES/1>
- Mucha, M. D., Caldwell, W., Schlueter, E. L., Walters, C., & Hassen, A. (2017). Hip abductor strength and lower extremity running related injury in distance runners: A systematic review. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(4), 349–355.
<https://doi.org/10.1016/J.JSAMS.2016.09.002>
- Mukaka, M. (2012). A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J*, 24(3), 69–71.
- Nakagawa, T. H., Muniz, T. B., Baldon, R. de M., Dias Maciel, C., de Menezes Reiff, R. B., & Serrão, F. V. (2008). The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 22(12), 1051–1060. <https://doi.org/10.1177/0269215508095357>
- Noehren, B., Scholz, J., & Davis, I. (2011). The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *British Journal of Sports Medicine*, 45(9), 691–696. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.069112>
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7, 77–95.
- O’Sullivan, K., Herbert, E., Sainsbury, D., McCreesh, K., & Clifford, A. (2012). No difference in gluteus medius activation in women with mild patellofemoral pain. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2), 110–118. <https://doi.org/10.1123/JSR.21.2.110>
- Paillard, T., & Noé, F. (2020). Does monopedal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review. *Human Movement Science*, 74, 102686.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102686>
- Palmer, K., Hebron, C., & Williams, J. M. (2015). A randomised trial into the effect of an isolated hip abductor strengthening programme and a functional motor control programme on knee kinematics and hip muscle strength. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(1), 105.
<https://doi.org/10.1186/s12891-015-0563-9>
- Pasic, N., Bryant, D., Naudie, D., & Willits, K. (2014). Diagnostic validity of the physical examination maneuvers for hip pathology: A systematic review. *Orthopedic & Muscular System*, 03(02), 1000157. <https://doi.org/10.4172/2161-0533.1000157>

- Pincivero, D. M., Lephart, S. M., & Karunakara, R. A. (1997). Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *International Journal of Sports Medicine*, *18*(2), 113–117. <https://doi.org/10.1055/S-2007-972605>
- Presswood, L., Cronin, J., Keogh, J. W. L., & Whatman, C. (2008). Gluteus medius: Applied anatomy, dysfunction, assessment, and progressive strengthening. *Strength and Conditioning Journal*, *30*(5), 41–53. <https://doi.org/10.1519/SSC.0B013E318187F19A>
- Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J. M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Ruiz, D. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLOS ONE*, *14*(6), e0216448. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0216448>
- Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D., & Wrigley, T. v. (1999). The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: A literature review. *Gait and Posture*, *10*(1), 30–47. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00025-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00025-9)
- Schache, A. G., Blanch, P., Dorn, T., Brown, N., Rosemond, D., & Pandy, M. (2011). Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(7), 1260–1271.
- Selistre, L. F. A., Gonçalves, G. H., Nakagawa, T. H., Petrella, M., Jones, R. K., & Mattiello, S. M. (2019). The role of hip abductor strength on the frontal plane of gait in subjects with medial knee osteoarthritis. *Physiotherapy Research International*, *24*(4). <https://doi.org/10.1002/pri.1779>
- Semciw, A., Neate, R., & Pizzari, T. (2016). Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *30*, 98–110. <https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2016.06.005>
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM and R*, *3*(5), 472–479. <https://doi.org/10.1016/J.PMRJ.2010.10.025>
- Stickler, L., Finley, M., & Gulgin, H. (2015). Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Physical Therapy in Sport*, *16*(1), 66–71. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.05.002>
- Valouchová, P., & Kolář, P. (2020). Chůze. In *Rehabilitace v klinické praxi* (2. vydání, pp. 48–51). Galén.
- Velebná, A. (2016). *EMG analýza u vybraných testů svalové síly* [Diplomová práce]. Univerzita Palackého v Olomouci.

- Westhoff, B., Petermann, A., Hirsch, M. A., Willers, R., & Krauspe, R. (2006). Computerized gait analysis in Legg Calvé Perthes disease: Analysis of the frontal plane. *Gait & Posture*, *24*(2), 196–202. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2005.08.008>
- Willson, J. D., Ireland, M. L., & Davis, I. (2006). Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *38*(5), 945–952. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000218140.05074.fa>
- Willy, R. W., & Davis, I. S. (2011). The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *41*(9), 625–632. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2011.3470>
- Wimpenny, P. (2016, July 1). *General interpretation*. Isokinetics. <https://isokinetic.net/general-interpretation/>
- Wimpenny, P. (2019, January 23). *What is isokinetic?* Isokinetics. <http://www.isokinetics.net/index.php/2016-04-05-17-04-58/definitions/isokinetic>
- Youdas, J. W., Madson, T. J., & Hollman, J. H. (2010). Usefulness of the Trendelenburg test for identification of patients with hip joint osteoarthritis. *Physiotherapy Theory and Practice*, *26*(3), 184–194. <https://doi.org/10.3109/09593980902750857>
- Zambarano, E. K., Bouillon, L., & Glaviano, N. R. (2021). Relationship between lumbopelvic-hip complex stability, muscle activity, and 2dimensional kinematics of the trunk and lower extremity. *Physical Therapy in Sport*, *47*, 7–14. <https://doi.org/10.1016/J.PTSP.2020.10.003>

11 SEZNAM ZKRATEK

2D	dvoudimenzionální
3D	třídimezcionální
95% CI	95% confidence interval (95% konfidenční interval)
ABD	abdukce
ADD	addukce
DK	dolní končetina
EMG	elektromyografie
ES	effect size (velikost účinku)
FX	flexe
ICC	intraclass correlation coeficient (vnitrotřídní korelační koeficient)
ID	isokinetická dynamometrie
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
mGMe	musculus gluteus medius
mGMi	musculus gluteus minimus
mTFL	musculus tensor fasciae latae
MVIC	maximum voluntary isometric contraction (maximální volní isometrická kontrakce)
SD	standard deviation (směrodatná odchylnka)
SEM	standard error of measurment (standardní chyba měření)
SIAS	spina iliaca anterior superior
SIPS	spina iliaca posterior superior

12 PŘÍLOHY

12.1 Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne **10. 03. 2023** byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Terezie Köhlerová**

s názvem **Závislost sklonu pánve ve frontální rovině na síle abduktorů kyčelního kloubu**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **30 / 2023**
dne: **4. 4. 2023**

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

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

12.2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Závislost sklonu pánve ve frontální rovině na síle abduktorů kyčelního kloubu

Autor: Terezie Köhlerová

Vedoucí práce: Mgr. Ivana Hanzlíková, PhD.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR na externím flashdisku po dobu dvou let. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. K osobním datům budou mít přístup pouze autor diplomové práce a jeho školitel. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.
6. Byl(a) jsem obeznámen(a) a souhlasím s pořizováním a publikací videozáznamu za výzkumnými účely. Jsem si vědom(a), že pokud budou výsledky studie prezentovány veřejně, bude můj obličej zakryt, a tedy nebude možné mě identifikovat.

Podpis účastníka:

Podpis pověřeného výzkumníka:

Datum:

Datum: