

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

MOŽNOST VYUŽITÍ TRENDELENBURGOVY ZKOUŠKY A JEJÍ MODIFIKACE SE
ZAPOJENÍM SKOKU K DIAGNOSTICE NESTABILITY PÁNVE VE STOJNÉ FÁZI BĚHU –
PILOTNÍ STUDIE

Bakalářská práce

Autor: Tereza Čechová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Čech

Praha 2020

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Tereza Čechová

Název bakalářské práce: Možnost využití Trendelenburgovy zkoušky a její modifikace se zapojením skoku k diagnostice nestability pánve ve stojné fázi běhu – pilotní studie

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství UK 2. LF a FN v Motole

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Zdeněk Čech

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt: Práce pojednává o možnosti využití Trendelenburgovy zkoušky (TZ) a její modifikace se zapojením skoku k ověření přítomnosti insuficience laterální stabilizace pánve a kyčelního kloubu ve stojné fázi běhu probanda. První část práce se věnuje problematice nestability pánve ve frontální rovině z pohledu biomechaniky, etiologie, patogeneze i diagnostiky. Praktická část hodnotí možnost využití TZ a její modifikace v diagnostice na základě porovnání míry poklesu pánve na straně volné dolní končetiny při běhu a při TZ i její modifikaci se zapojením skoku statistickou metodou uvažující výsledky oboustranných testů souboru 15 probandů získaných pomocí 2D kinematické analýzy s využitím video záznamu. Z výsledků studie vyplývá, že samotná TZ ani její modifikace se zapojením skoku, není validní zkouškou pro ověření přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině ve stojné fázi běhu, je-li hodnotícím kritériem míra poklesu pánve na straně volné dolní končetiny.

Klíčová slova: běh, pánev, frontální rovina, Trendelenburgova zkouška, 2D kinematická analýza

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author's first name and surname: Tereza Čechová

Title of the bachelor thesis: Using single leg stance test and its modification by adding a jump to get diagnosis of pelvic instability in the stance phase of running – pilot study

Department: Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2nd Faculty of Medicine, Charles University and University Hospital Motol, Prague

Supervisor: Zdeněk Čech, MSc.

The year of presentation: 2020

Abstract: This thesis deals with the possibilities of using single leg stance test (SLST) and its modification by adding a jump to get diagnosis of pelvic instability in the stance phase of running. The first theoretical part introduces present findings on the topic in terms of biomechanics, etiology, pathogenesis and diagnostics. The second part evaluates the possibilities of using SLST and its modification in diagnostics, using statistical methods to compare contralateral pelvic drop during running, SLST and the modification. The comparison is based on results of 2D video analysis on the experimental group consisting of 15 subjects, each tested on both lower limbs. Neither SLST nor its modification were found to be a valid test to get diagnosis of pelvic instability in the stance phase of running while contralateral pelvic drop being the only evaluation criterion.

Keywords: running, pelvic drop, frontal plane, single leg stance test, 2D video analysis

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Čecha, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne

.....

PODĚKOVÁNÍ AUTORA

Chtěla bych poděkovat Mgr. Zdeňku Čechovi za odborné vedení bakalářské práce a udělené rady při jejím zpracování. Dále bych ráda poděkovala Bc. Ondřeji Růžkovi za poskytnuté konzultace, Ing. Jiřímu Čechovi za pomoc při pořizování a zpracování materiálů, Bc. Jakubu Hledíkovi a Ing. Matěji Škrabánkovi za cenné rady ohledně statistického zpracování a Ing. Milanu Novotnému za umožnění využití tělocvičny školy pro získání materiálů ke zpracování práce.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ	11
2.1 Nestabilita pánve ve frontální rovině	11
2.2 Neurologie	12
2.3 Anatomie, biomechanika a kineziologie pánve ve frontální rovině	14
2.3.1 Stoj	14
2.3.2 Stoj na jedné dolní končetině	17
2.3.3 Chůze	19
2.3.4 Běh	20
2.4 Etiologie + patogeneze	22
2.4.1 Nestabilita pánve při běhu	22
2.4.2 Výraznější nestability	23
2.5 Diagnostické metody	24
2.5.1 Trendelenburgova zkouška	26
2.5.2 2D kinematická analýza	28
3 CÍLE A HYPOTÉZY	30
3.1 Cíle práce	30
3.2 Hypotézy	30
3.3 Výzkumné otázky	31
4 METODIKA	33
4.1 Charakteristika souboru	33
4.2 Metody měření	33
4.2.1 Použité zkoušky	34
4.2.2 Výběr a nastavení záznamového zařízení	35
4.3 Průběh natáčení	35
4.4 Zpracování výsledků	36

5 VÝSLEDKY	37
5.1 Statistické zpracování.....	37
5.2 Ověření hypotézy 1	38
5.3 Ověření hypotézy 2	39
5.4 Ověření hypotézy 3	39
5.5 Ověření hypotézy 4	40
5.6 Ověření hypotézy 5	41
5.7 Ověření hypotézy 6	41
5.8 Závěry.....	42
5.9 Výzkumné otázky.....	43
6 DISKUZE.....	45
7 ZÁVĚRY	52
8 SOUHRN	53
9 SUMMARY	54
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	55
11 PŘÍLOHY.....	59
11.1 Seznam obrázků	59
11.2 Seznam tabulek	59

SEZNAM ZKRATEK

3MTZ	Modifikace Trendelenburgovy zkoušky se čtyřmi výskoky
CNS	Centrální nervová soustava
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
EMG	Elektromyografie
LDK	Levá dolní končetina
m.	Musculus
MTZ	Modifikace Trendelenburgovy zkoušky s jedním výskokem
PDK	Pravá dolní končetina
SI skloubení	Sakro-iliakální skloubení
SIAS	Spina iliaca anterior superior
SIPS	Spina iliaca posterior superior
SLST	Single leg stance test
TZ	Trendelenburgova zkouška

1 ÚVOD

Běh je populární volnočasovou a sportovní aktivitou přínosnou pro zdraví člověka. Souvisí však také s riziky vzniku určitých typů zranění. Pomineme-li zranění způsobená akutními traumaty, je nejčastější příčinou vzniku zranění při běhu přetížení některého segmentu pohybového aparátu, způsobené dyskoordinací pohybového vzoru běžecké techniky pacienta (Bramah, Preece & Gill, 2018). Jedním z faktorů, jež mohou při běhu přetížení segmentu pohybového aparátu způsobit, je oslabená stabilizace pohybů kyčelního kloubu a pánve ve frontální rovině. Samotná přítomnost nestability pánve ve frontální rovině ve stejné fázi běhu, je v ordinaci lékaře, či fyzioterapeuta bez speciálního vybavení, obtížně diagnostikovatelná. V současné době je pro ověření přítomnosti této nestability při běhu, vyžadující úpravu běžecké techniky, využívána zejména 2D nebo 3D kinematická analýza, která vyžaduje pozorování, či záznam běhu pacienta v laboratorních podmínkách, v terénu, nebo alespoň na běžeckém pásu (Souza, 2016).

Položili jsme si proto otázku, zda by bylo pro diagnostiku nestability pánve ve frontální rovině ve stejné fázi běhu přímo v ordinaci možné využít již existující klinické vyšetřovací metody, či její modifikace. Pro diagnostiku výrazné insuficience stabilizátorů pánevního pletence je často využívána Trendelenburgova zkouška (TZ), při které vyšetřující hodnotí míru poklesu pánve na straně volné dolní končetiny (DK) ve stoji na jedné noze. Tím hodnotí i funkci stabilizátorů kyčelního kloubu a pánve stojné DK (Vařeková & Vojtíková, 2016). Podobnost pozice TZ a stojné fáze běhu a její zaměření, nás přivedlo k volbě této zkoušky. Předpokládáme však, že zkouška určená pro diagnostiku výrazné nestability, nemusí být dostatečně citlivou pro odhalení mírné nestability přítomné ve vyšší zátěžové hladině, kterou vidíme u běhu. Pokusili jsme se proto navrhnout modifikaci, jež by na stabilizaci pánve kladla vyšší silové nároky a umožnila vyšetření pacienta přímo v ordinaci pohledem, či pomocí zpomaleného videozáznamu pořízeného mobilním telefonem. Z těchto důvodů jsme navrhli dvě modifikace TZ zapojením jednoho a čtyř po sobě jdoucích skoků, kdy vyšetřující hodnotí míru poklesu pánve na straně volné DK při dopadu na jednu DK.

Bakalářská práce je konstruovaná jako pilotní studie zaměřená na porovnání výsledků jednotlivých zkoušek a běhu. Hodnotícím kritériem pro porovnání je změna postavení pánve ve frontální rovině reprezentovaná změnou odchylky spojnice spinae iliaca posteriora superiora (SIPS) od horizontály.

Teoretická část práce se zabývá problematikou nestability pánve ve frontální rovině přítomné při běhu. Pro pochopení vztahů anatomických struktur, komplexních pohybů pánve a působení sil v této oblasti při běhu je přínosné popsat nejprve jednodušší situaci. Teoretická část proto nastiňuje

kinematické vztahy struktur a distribuci sil v pánevní oblasti nejdříve ve statické situaci stoje na jedné i obou DKK, po té při chůzi a běhu. Hlavním tématem práce jsou pohyby ve frontální rovině. Není však možné je zcela odlišit od pohybů v jiných směrech, proto se obsah práce dotýká i pohybů v ostatních rovinách. Dále tato část popisuje stabilizační funkce tělesných segmentů z pohledu řízení neuromuskulárního aparátu, zmiňuje možné etiologie vedoucí k rozvoji nestability a její možné následky z pohledu méně závažné insuficience stabilizačních funkcí patrné pouze při běhu i závažnějších forem nestability oblasti, jež se projeví i při nižší zátěžové hladině, například při stoji, či chůzi. V závěru teoretické části se zabýváme metodami využívanými k diagnostice nestability pánve ve frontální rovině v praxi. Podrobněji se zaměřuje na metody, jež jsou dále použity v metodice studie Trendelenburgovu zkoušku a 2D kinematickou analýzu.

Cílem praktické části práce bylo ověřit využitelnost TZ a její modifikace k diagnostice přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině na základě porovnání změn odchylek spojnice SIPS od horizontály v jednotlivých zkouškách a běhu. Metodika práce se věnuje především způsobu získání dat pro statistickou analýzu. Potřebné hodnoty byly odečteny ze snímků získaných na základě 2D kinematické analýzy probandů z posteriorního pohledu s využitím záznamu s vysokou frekvencí snímkování. Získání velikosti úhlu změny pozic SIPS umožnilo označení spin markery.

Záměrem práce bylo ověření využitelnosti TZ a její modifikace se zapojením výskoku pro diagnostiku nestability pánve ve frontální rovině přítomné při běhu. Při negativním výsledku studie bude zřejmé, že TZ ani její modifikace nemůže analýzu běhu v diagnostice nahradit, zatímco pozitivní výsledek by mohl pro klinickou praxi nabídnout alternativu.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Nestabilita pánve ve frontální rovině

Člověk se nachází v gravitačním poli země, jehož působení ovlivňuje každý jeho pohyb. Lidské tělo je složeno z velkého množství pohyblivých částí. Tím je dán i jeho nepravidelný proměnlivý tvar. Pohyb jednotlivých částí i celku v prostoru, jeho směr a rychlost závisí pak na působení tří hlavních sil. Gravitační síly s působištěm v těžišti, síly tahu svalů, která záleží na jejich začátku, průběhu a úponu a takzvané třetí síly, která zahrnuje nárazy, deformační síly, tření a podobně. Chceme-li analyzovat pohyb člověka, či určitého tělesného segmentu, musíme se zaměřit na působení jednotlivých sil (Dylevský, 2009). Tímto se dostáváme do oblasti biomechaniky, jež se zabývá pohyby a změnami tvaru těla. Ve většině případů na určitý segment působí více než jedna síla. Výsledná síla, je pak dána vektorovým součtem všech působících sil. Stejným způsobem je možné, pomocí rovnoběžníku sil získat jednotlivé složky působení jedné síly. Je ovšem nutné upozornit, že využíváme zjednodušený model, ve kterém přisuzujeme každé síle jeden bod jako působiště. Otáčivý účinek síly na těleso popisuje moment síly (Čapek, Hájek & Henyš, 2018).

Působištěm gravitační síly je těžiště, jež se v základním anatomickém postavení nachází přibližně 4–6 cm ventrálně od těl obratlů S2–S3 ve střední rovině. Jeho pozice se však mění na základě postavení jednotlivých částí těla a může se tak v některých případech nacházet i mimo něj. Ačkoli můžeme každé části těla určit těžiště samostatně, chová se tělo jako celek tak, jako by gravitační síla působila pouze v jeho těžišti. Tělo je staticky stabilní, pokud se průmět těžiště nachází v opěrné bázi. (Dylevský, 2009).

Opěrnou bázi tvoří konvexní mnohoúhelník, jež je určen všemi body těla, které jsou v kontaktu s podložkou. V případě, že je v kontaktu se zemí více než jedna část těla, vyplňuje opěrná báze i plochu mezi nimi, ohraničenou krajními body těchto částí. V prostoru opěrné báze se nachází i působiště reakční síly země, jež odpovídá znění třetího Newtonova pohybového zákona. Ten popisuje, že určitá akce vždy vyvolá náležitou reakci. Reakční síla podložky má stejnou velikost a opačný směr, než síla, jíž na ni tělo působí. Působiště síly reprezentující dílčí reakční síly země se proto nachází v opěrné bázi, v bodě, jež je nazýván centrem tlaku. V průběhu lokomoce se tento bod v rámci opěrné báze přesouvá od místa prvního kontaktu se zemí po bod, v němž tělo zemi opouští (Bertomeu-Motos, 2015). Pokud popisujeme působení sil na tělo, nelze opomenout ani první Newtonův pohybový zákon. Ten uvádí, že objekt setrvává v klidu, či rovnoměrném přímočarém pohybu, dokud ho jiná síla nepřinutí tento stav změnit. Toto znění lze rovněž vyložit tak, že pokud tělo spočívá ve stabilní klidové poloze, je tato poloha možná pouze, jsou-li síly na něj působící

vyrovnané, tedy součet všech sil na tělo působících i součet všech momentů sil je nulový (Čapek, Hájek & Henyš, 2018).

Kromě gravitačních sil zde zohledňujeme především sílu svalových kontrakcí. Ty uskutečňují pohyb tělesných segmentů na základě systému pák, jež tvoří kostní spojení. Opěrný bod těchto pák je umístěn v kloubu. Délka ramene záleží na místě úponu svalů. Neuromuskulární systém člověka pracuje s těžištěm tak, aby jeho průmět směřoval do středu opěrné báze. Tím se pozice stává stabilnější a práce svalů ekonomičtější, neboť každá nerovnováha vyžaduje aktivní zapojení posturálních svalů. Vzpřímený stoj je typickou antigravitační polohou (Dylevský, 2009). Proces aktivního držení těla i jeho částí proti gravitaci se nazývá posturou. Postura je základním předpokladem každého pohybu, neboť se vyrovnáním zevních sil, jež na organismus působí, utvoří stabilní punctum fixum. Cílem posturální stability je zajistit takové držení těla, aby v případě změn působení vnějších i vnitřních sil, nedošlo k pádu (Hudák & Kachlík, 2017).

Tělo je v klidové situaci stabilní tehdy, je-li schopné určitou pozici s jasně vymezenou oporou udržet tak, aby nedošlo k pádu. V dynamické situaci je pak tělo stabilní, pokud má ve svém průběhu možnost se dostat do pozice stabilní staticky, bez výrazné změny oporné báze. V opačném případě je pohyb dynamicky nestabilní (Bertomeu-Motos, 2015). Stabilizační aktivitu lze rozdělit na tu zaměřenou na tělo jako celek a tu, jež se týká jednotlivých segmentů. Obě složky spolu souvisí a ovlivňují se navzájem (Dylevský, 2009). Nestabilitou pánve ve frontální rovině je myšlen stav, kdy je možnost statické či dynamické stabilizace pánve do jisté míry porušena. Při insuficienci stabilizátorů kyčelního kloubu dochází ve stoji na jedné DK, chůzi i běhu k poklesu pánve na straně volné DK (Kapandji, 2011). Na tento stav následně reaguje i zbytek těla, což vede k tvorbě kompenzačních pohybových vzorců. To může vést k řetězení poruch, přetížení a následnému poškození některého segmentu. V závažnějších případech tato nestabilita vede k pádům i omezení až znemožnění samostatné chůze (Burnet & Pidcoe, 2009).

2.2 Neurologie

Veškerou pohyblivost člověka zajišťuje spolupráce dvou prvků – pasivní pohybové složky, tvořené kostmi a vazy kloubních spojení, a složky aktivní, jimiž jsou kosterní svaly a nervový systém (Pometlová & Nohejlová, 2015).

Při typu pohybové aktivity, kterou je běh, vysílá centrální nervová soustava (CNS) současně excitační a inhibiční eferentní signály k výkonným motoneuronům celého těla. I agonisté fázického pohybu dostávají jak excitační, tak inhibiční signály, čímž je mimo jiné dávkována síla kontrakce.

Řada antagonistů tak koaktivuje při stabilizačních funkcích a do určité míry i při fázických pohybech. Jiné svaly se aktivují proto, aby neutralizovaly některé vektory tahu agonistů, atd. (Pometlová & Nohejlová, 2015; Puleo & Milroy, 2014). Do tvorby motorického výstupu vstupují aferentní informace z proprioreceptorů, vestibulárního systému i zraku, jež jsou dále integrované do pohybového vzoru, tím umožňují regulaci svalového napětí a přesné načasování pohybu (Simoneau, 2015).

Motoriku člověka lze rozdělit do tří základních skupin. Pometlová a Nohejlová (2015) popisují motoriku volní, mimovolní a emoční. K volní motorice řadí pohyby vědomé motivované vlastní vůlí člověka. Do mimovolní spadá motorika reflexní, posturální reakce a pohyby rytmické, mezi které lze zařadit i chůzi, běh, či dýchání. Poslední skupinou je motorika emoční. Ve fyziologické situaci se jednotlivé funkce vzájemně překrývají a doplňují, proto není možné všechny pohyby člověka přesně kategorizovat. Volní mechanismy řízené převážně koncovým mozkem a reflexní vzory vycházející z míchy a mozkového kmene se ve složitých motorických vzorech doplňují (Druga, 2017). Řízení aktivity kosterních svalů, přestože probíhá na různých úrovních CNS, využívá tytéž motorické jednotky (Pometlová & Nohejlová, 2015).

Posturální reakce

Volní pohyby končetin ani trupu není možné provést bez posturálního zajištění a optimálního svalového napětí. Posturální motorika, přestože ji můžeme ovlivnit vůlí, probíhá z větší části automaticky formou reflexního řízení center míchy a mozkového kmene cestou retikulospinálních a vestibulospinálních drah (Druga, 2017). Při vychýlení těla z rovnovážné polohy se posturální svaly automaticky přizpůsobí, aby došlo k jejímu obnovení. Tato aktivní adaptace je pod kontrolou extrapyramidového systému, jež upravuje jejich tonus (Kapandji, 2008). Aby nedošlo při vychýlení průmětu těžiště mimo opěrnou bázi k pádu, upravuje se svalový tonus a postavení jednotlivých segmentů i celého těla na základě informací z proprioreceptorů i zrakového a vestibulárního aparátu. Jejich vyřazením se stává stabilizace těla náročnější. Posturální motorika tak zajišťuje rovnováhu statickou, například v klidném stoji, i dynamickou v pohybu i po jeho ukončení. Vyvíjí se s věkem, nejrychleji v prvních letech života a vrcholí v dospělosti. Ve stáří se naopak posturální reakce zpomalují, což vede k častějším pádům (Pometlová & Nohejlová, 2015).

Volní motorika

Vědomý pohyb je základem většiny lidských funkcí a je tedy pro plnohodnotný život nezbytný. Jeho řízení probíhá na všech úrovních CNS, jež jsou uspořádány v pevně dané hierarchii (Druga, 2017). V procesu volní motoriky počíná pohyb v asociačních oblastech a limbickém systému, které

pohyb iniciují myšlenkou. Samotná tvorba pohybového vzoru probíhá v bazálních gangliích na základě vzoru navrženého motorickou oblastí korových center a informací o současném nastavení tělesných segmentů, přicházejících ze senzitivních a sensorických oblastí, i o možnostech pohybu udaných mozečkem. Získané informace bazální ganglia vyhodnotí a vytvoří návrh konečného motorického vzoru, jež předá primární motorické oblasti mozkové kůry. Ta pomocí pyramidových drah vysílá signál přímo efektorům, tedy konkrétním kosterním svalům. V průběhu pohybu, poskytují receptory uložené ve svalech (šlachová tělíska a svalová vřetenka) i rovnovážné a zrakové ústrojí zpětnou vazbu mozečku, jež okamžitě upravuje pohybový vzor. Tímto je zajišťován správný směr, intenzita i načasování pohybů (Hudák & Kachlík, 2017). Volní pohyb probíhá koordinovaně s posturálním zajištěním. Je-li vydán pokyn k volnímu pohybu, současně s ním je vyslán signál části těla, jež ho vyváží (Druga, 2017). Opakováním pohybů se CNS učí. Pohybové vzory se zdokonalují a ukládají. Tak jsou v budoucnu snáze k dispozici (Hudák & Kachlík, 2017).

Pohybový vzor běhu je možné zařadit do několika kategorií. Z počátku běhu se nepopíratelně jedná o pohyb volní. Jeho průběh však není vůlí řízen dlouhodobě. Po určité chvíli podléhají cyklické pohyby jisté automatizaci. Je tedy podobně jako chůze řazen i mezi pohyby rytmické, jejichž řízení probíhá na třech úrovních. Těmi jsou nejvyšší centrum uložené v hypotalamu a iniciátor a lokální generátor pohybů, které jsou funkčně pod ním. Taktéž je možné v jeho průběhu rozpoznat pohyby reflexní, zejména při běhu terénem (Pometlová & Nohejlová, 2015).

2.3 Anatomie, biomechanika a kineziologie pánve ve frontální rovině

2.3.1 Stoj

Ve vzpřímeném postavení těla dochází k převodu působení gravitačních sil a tlaků, jimiž působí horní část těla, přes pánev a kyčelní klouby na dolní končetiny, jejichž extenze optimalizuje činnost posturálních svalů a zajišťuje přenos tlaku těla v podélné ose stehenních kostí. Při přenosu tíhy horní části těla dochází k přesměrování jejich působení z kaudální části páteře přes pánevní kruh na proximální část DK, jejíž artikulující plochou je hlavička stehenní kosti (Dylevský, 2009). Zmíněné struktury vzájemně interagují a spolupracují na zachování stabilní postury. Rozsah pohybů kyčle a pánve potřebný k bipedální lokomoci vyvažuje pohyb bederní páteře, na který odpovídá pohyb páteře jako celku. Společně tak tvoří funkční jednotku (Kapandji, 2011).

Pánevní kruh je orientován přední částí dorzálně a kaudálně, tedy tak, aby optimalizoval přenos sil přes tuto oblast. Díky poloze a náklonu kruhu je těžiště těla umístěná mezi, nebo mírně za středy kyčelních kloubů, což umožňuje ekonomičtější zátěž erektorů trupu. Největší pohyb v oblasti pánve

probíhá v kyčelních kloubech, jež mají balanční funkci a jsou nosnými klouby trupu. Vzhledem k tomu, že rozsahy pohybů v ostatních kloubech pánevního kruhu jsou velmi omezené, dochází k přenosu pohybu pánve přímo na bederní páteř a zapojení zádových svalů (Dylevský, 2009).

Reakční síla země prochází přes stehenní kosti do oblasti kyčelního kloubu, kde se dělí na dvě složky. Jedna část pokračuje přes acetabulum kraniálně, druhá horizontálně přes ramus ossis pubis do oblasti symphysis pubica, kde ji vyruší působení podobné síly z druhostranné končetiny. Linie působení těchto sil odpovídají pánevnímu kruhu, jehož kostěná struktura je jejich působení přizpůsobená (Kapandji, 2008). To, že je kyčelní kloub kloubem kulovým omezeným, podporuje jeho vyšší stabilitu a usnadňuje posturální zajištění. Rozsah pohybu probíhající ve třech stupních volnosti je kompenzován, jak již bylo zmíněno, pohyby bederní páteře. Díky tahu svalů, zajištění vazivových struktur a směru působení gravitační síly ve vzpřímené pozici je jedním z nejhůře dislokovatelných kloubů těla. Na rozdíl od sedu jsou ve stoje napjaté vazy zajišťující stabilitu kloubu. Svaly v okolí hlavice ji svým tahem stabilizují v jamce i v různých směrech pohybu. Pokud je pánev podepřená na obou stranách, zabezpečuje její stabilitu ve frontální rovině současná kontrakce ipsilaterálních i kontralaterálních abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu. Je-li práce těchto antagonistů dobře vyvážená, zůstává pánev stabilizovaná ve středním postavení. V případě, že na jedné straně převáží činnost abduktorů a adduktorů na straně druhé, přesouvá se pánev na stranu adduktorové dominance. Jestliže svalová rovnováha nemůže být v tomto místě zajištěna, dochází k pádu (Kapandji, 2011).

Abduktory kyčelního kloubu

Hlavním abduktorem kyčelního kloubu je plochý sval trojúhelníkovitého tvaru m. gluteus medius. Spolu s m. gluteus minimus je nezbytný pro stabilizaci pánve ve frontální rovině a významně se zapojuje při stoji na jedné DK. Jeho hlavní funkcí je abdukce kyčelního kloubu, přestože přední vlákna rovněž zajišťují vnitřní a zadní zevní rotaci stehenní kosti (Dylevský, 2009). Tento sval je ve svém tahu velmi efektivní, neboť zaujímá vzhledem ke kloubu výhodné postavení. M. gluteus medius začíná na facies glutea ossis ilii a upíná se na trochanter major (Hudák & Kachlík, 2017). Je tedy téměř kolmý k rameni páky pohybu, ke spojnici středu hlavice femuru a trochanteru. Nejvyšší efektivita tahu svalu však dosahuje ve 35° abdukci, kdy svírá s ramenem páky skutečně pravý úhel. Pokud si ve vzpřímeném postavení kyčelního kloubu určíme rovnoběžník sil, rozloží se skutečná síla tahu svalu na dvě složky. První složka působí ve směru krčku stehenní kosti a centruje hlavici kloubu. Druhá představuje efektivní sílu svalu, jež skutečně vykonává pohyb, či udržuje stabilitu pánve. Neopomenutelná je při abdukci kyčelního kloubu a jeho stabilizaci funkce m. gluteus minimus, ač působí ve srovnání s m. gluteus medius třetinovou silou (Kapandji, 2011). Ve funkci je spojuje podobný průběh, z facies glutea na trochanter major (Hudák & Kachlík, 2017).

Efektivitu m. gluteus medius i minimus ovlivňuje délka krčku stehenní kosti. Jeho přítomnost prodlužuje rameno páky a snižuje tak silové nároky na pohyb DK a stabilizaci pánve. Jeho absence, tedy situace, kdy by hlavice naléhala přímo na diafýzu dlouhé kosti, by sice zajistila vyšší rozsah pohybu kloubu, snížila by při tom ale účinnost svalů, nezbytných k zajištění stability pánve ve frontální rovině, na třetinu (Kapandji, 2011).

Dalšími pomocnými abduktory kyčelního kloubu jsou i m. tensor fasciae latae a m. piriformis (Dylevský, 2009). Začátkem m. tensor fasciae latae je spina iliaca anterior superior (SIAS) oosis ilii a úponem condylus lateralis tibiae přes traktus iliotibialis (Hudák & Kachlík, 2017). Při jeho kontrakci tak dochází především k flexi kyčelního a extenzi kolenního kloubu. Hraje ale významnou roli i při stabilizaci pánve a abdukci kyčle v případě, že je kloub v nulovém postavení, přestože je jeho síla oproti m. gluteus medius téměř poloviční. Díky svému průběhu není stabilizátorem pouze kyčelního, ale i kolenního kloubu. Ve své funkci se tak stává aktivním kolaterálním vazem obou kloubů. M. piriformis, jehož aktivitu lze kvůli hluboké pozici změřit jen obtížně, je díky svému průběhu bezpochyby také abduktorem kyčelního kloubu. M. tensor fasciae latae tvoří společně s povrchovými vlákny m. gluteus maximus takzvaný deltoid kyčelního kloubu, jež je funkčním i anatomickým ekvivalentem deltového svalu paže. Není však tvořen kontinuální vrstvou svalu, ale bříškem m. tensor fasciae latae vedoucím od SIAS šikmo dorzokaudálním směrem, a povrchovými vlákny m. gluteus maximus z dorzální třetiny crista iliaca a sakra anterokaudálním směrem, se společným úponem do tractus iliotibialis a laterálního kondylu holenní kosti. Koordinované kontrakce jednotlivých částí deltoиду napomáhají vyrovnání abdukce a addukce kyčelního kloubu. M. gluteus maximus je především extenzorem a adduktorem kyčelního kloubu, abdukci provádí pouze jeho kraniální a superficiální vlákna (Kapandji, 2011). Ve frontální rovině plní především funkci neutralizačního svalu abduktorů. Postavení pánve ve frontální rovině při pohybech kyčelního kloubu pomáhají stabilizovat i m. quadratus lumborum, vzpřimovače páteře a svaly břišní (Dylevský, 2009).

Adduktory kyčelního kloubu

Adduktory kyčelního kloubu tvoří početná skupina silných svalů, jejichž počátky jsou umístěny na pánvi v oblasti os pubis, tedy mediálně od sagitální roviny procházející středem kyčelního kloubu. Úpony většiny adduktorů leží v rozmezí celé délky linea aspera femoris, kromě m. gracilis jež se upíná přes pes anserinus na condylus medialis tibiae (Hudák & Kachlík, 2017). Svým tvarem připomínají trojúhelníkový prapor kopírující celou délku stehenní kosti, z mediální strany ohraničený m. gracilis. Nejsilnějším adduktorem kyčelního kloubu je m. adductor magnus, jehož vlákna se ve svém průběhu kříží a vytváří dvě svalová bříška. Jedno z nich je prohnuté a vytváří žlábek konkavitou

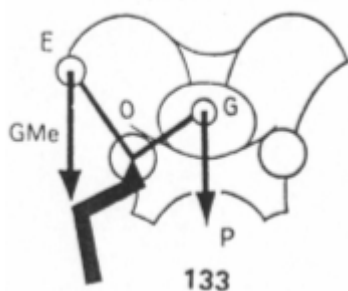
dorzálně. Díky tomuto zvláštnímu průběhu, umožňuje kyčelnímu kloubu abdukcii ve vyšším rozsahu, bez nadměrné prolongace vláken (Kapandji, 2011).

Dalšími významnými adduktory kyčelního kloubu jsou m. adductor longus, m. adductor brevis a m. gracilis, jež je mezi adduktory jediným dvoukloubovým svalem. Mezi pomocné adduktory kyčle řadíme m. obturatorius, m. quadratus femoris, m. iliopsoas a m. pectineus (Dylevský, 2009). Za adduktory můžeme též považovat m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris, jež jsou primárně extenzory kyčelního a flexory kolenního kloubu, stejně jako větší část vláken m. gluteus maximus (Kapandji, 2011). Ostatní gluteární svaly pohyb neutralizují. Další funkcí většiny adduktorů je i zevní rotace a extenze flektovaného kloubu. (Dylevský, 2009). Pro zachování stability stoje a optimálního nastavení kloubů a tedy i napětí svalů pro ekonomické zajištění postury musí být práce abduktorů i adduktorů v rovnováze (Kapandji, 2011).

2.3.2 Stoj na jedné dolní končetině

Stoj na jedné DK je labilní polohou, jejíž udržení vyžaduje koordinovanou svalovou aktivitu na několika úrovních, neboť je nutné kontrolovat více stupňů volnosti (Wang, Molenaar, Challis, Jordan & Newell, 2014). Jedinou oporou pánve zůstává kyčelní kloub stojné DK, který se tím, že leží mimo těžnici těla, stává osou otáčení. Tíha s působištem v těžišti má tak tendence uklánět pánev na straně volné končetiny mediálně a kaudálně. Stabilita pánve ve frontální rovině je v tomto případě zajištěna výhradně aktivitou stejnostranných abduktorů kyčle (Kapandji, 2011). Posturální kontrolu zajišťuje soubor pohybových strategií, jež udržují rovnováhu těla a zabraňují pádu. Využití jednotlivých strategií se liší mezi jedinci i v případě jednotlivce. Tentýž člověk může v téže situaci k udržení rovnováhy využít různých pohybových vzorů. Mezi nejčastěji využívané strategie patří náklon v kyčlích, v kotníku i využití stabilizace za pomoci HK. Důležitá je synergická kontrola kloubů DK (Wang et al., 2014).

Obrázek 1. znázorňuje gravitační sílu, jež působí kaudálním směrem v těžišti těla, tedy kraniálně a mediálně od osy otáčení v kyčelním kloubu. Její působení vyrovnává kaudální tah m. gluteus medius, jehož počátek na vnější straně fossa iliaca je umístěn kraniálně a laterálně od osy otáčení a směřuje k velkému trochanteru stehenní kosti, čímž udržuje horizontální postavení pánve (Kapandji, 2011).



Obrázek 1. Postavení pánve při stoji na jedné DK (Kapandji, 1987)

Působení sil v okolí kloubu představuje dvojzvratnou páku. Působení sil na jejích ramenech, jež jsou závislé na anatomických poměrech oblasti, tvoří výslednici, jež působí na kloub silou až čtyřnásobné hmotnosti těla (Dungl & Kubeš, 2014), neboť svalová síla m. gluteus medius musí vyrovnat sílu vyvolanou působením tělesné hmotnosti na nestejně dlouhých ramenech síly. Tah je proto zajišťován i dalšími svaly zejména m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae. Poměr zapojení jednotlivých svalů pak závisí na celkovém postavení kyčelních kloubů, především v sagitální rovině. Pokud je kloub extendovaný, těžnice těla prochází posteriorně od příčné osy pánve, spojnice středů kyčelních kloubů. V tomto případě je sklopení pánve v sagitální rovině kontrolováno napětím ligamentum iliofemorale a kontrakcí m. tensor fasciae latae, jež je současně abduktorem i flexorem kloubu a kontroluje tak postavení pánve v obou rovinách. Antevertzi pánve se průmět těžiště posouvá ventrálně přes příčnou osu pánve a tím se, díky změně nastavení, více zapojuje m. gluteus medius. Se vzrůstajícím předklonem trupu a tedy flexí kyčelního kloubu později dochází i k zapojení m. gluteus maximus, m. piriformis, m. obturatorius externus a m. quadratus femoris, jež jsou převážně extenzory kyčelního kloubu, avšak v této pozici pánve se zaslouhují i o její stabilizaci v rovině frontální. Pokud je přítomná insuficience, kteréhokoli svalu stabilizujícího pánev, není tíha působící v těžišti dobře vyvážená a pánev se uklání k opačné straně. Vzniká tím úhel s horizontálou, jež je přímo úměrný velikosti insuficience (Kapandji, 2011).

Pokud dojde k poklesu pánve na straně volné DK, ať už z důvodu insuficience, či vědomého uvolnění její horizontální pozice, reaguje svým nastavením i páteř. Dojde ke zvlnění do té doby vertikálního sloupce obratlových těl. Bederní oblast se vykloní a utvoří oblouk směřující konkavitou ke stejné DK, následuje spodní hrudní oblast, jež tvoří oblouk konvexní a přechod horní hrudní a krční páteře vytvoří opět konkávní oblouk z pohledu podpírající DK. Stoj na jedné DK i průběh stejné fáze kroku je závislý taktéž na integritě a mechanické síle kostěné pánve, neboť její postavení odpovídá na působení reakční síly země, jež je přenášena přes stehenní kost do kyčelního kloubu a na kostěný kruh pánve. Jejím působením dochází ke vzniku střížných sil v oblasti spojení os pubis obou pánevních kostí pomocí symphysis pubica následkem poklesu jedné strany kaudálním tahem

hmotnosti volné DK a vyzdvižení strany oporné DK reakčními silami. Ve fyziologické situaci je symphysis pubica dostatečně silná, aby zamezila jakémukoli pohybu a zachovala integritu kruhu. V případě jejího porušení, či dislokaci spojení, může být patrný její posun. Obdobná situace nastává v Sakro-iliakálním (SI) skloubení. V případě traumatického poškození vazů kloubu je přítomen pohyb i bolest při každém kroku (Kapandji, 2008).

2.3.3 Chůze

Chůze je základem lidské lokomoce. Probíhá pomocí automatizovaných cyklických pohybů dolních končetin, jež jsou doprovázeny odpovědí všech částí těla, zejména torzí trupu a souhybem horních končetin. Pro lidskou lokomoci je charakteristické vzpřímené postavení a bipedální průběh. Přes to, že je motorický program chůze vrozený, je možné pozorovat mezi jedinci množství odlišností a to do té míry, že je podle pohybového projevu možné danou osobu identifikovat. Závisí na rozložení hmoty těla, tedy na jeho hmotnosti i proporcích, na motorických dovednostech i senzoričké integraci propioceptivních vjemů (Haladová & Nechvátalová, 2010). Zároveň tento mechanismus prochází řadou změn v průběhu života jedince v závislosti na zralosti a zdravotním stavu dané osoby. Změny vzoru se tak většinou přizpůsobují v první řadě bezpečnosti a následně efektivitě provedení (Simoneau, 2015). Pohyb tělesných segmentů při chůzi i běhu odpovídá působení sil, jež lze rozdělit na síly vzniklé kontaktem se zemí a síly působící bez kontaktu, jimi jsou gravitace a setrvačné síly (Bertomeu-Motos, 2015).

Jednotkou chůze je krokový cyklus, jež je souborem pohybů probíhajícím mezi prvním kontaktem nohy s podložkou a kontaktem následujícím. Iniciální kontakt je ve fyziologické situaci prováděn patou, proto je též nazýván úderem paty. Během jednoho krokového cyklu tedy proběhnou dva kroky – pravý a levý (Simoneau, 2015). V průběhu jednoho krokového cyklu nastávají dvě fáze dvojí opory, tedy situace, kdy je hmotnost těla nesena oběma dolními končetinami. Mezi těmito momenty je člověk opřen pouze o jednu DK, zatímco druhá směřuje vpřed a připravuje se na následující opěrnou fázi (Haladová & Nechvátalová, 2010). Opěrná fáze DK, tedy doba od počátečního kontaktu paty po odlepení prstů od podložky, zabírá 60 % krokového cyklu, zatímco švihová, kdy je DK ve vzduchu 40 % (Simoneau, 2015).

Smyslem krokového cyklu je bezpečná a efektivní lokomoce těla na rovné podložce i v terénu. Neuromuskulární systémy proto pracují tak, aby zmírnily působení vnějších sil a zajistily dostatečnou rovnováhu těla pro přemístění. Udržují vzpřímené držení těla a stabilní posturu. Kontrolují trajektorii DKK, aby zajistily adekvátní kontakt se zemí. Regulují směr, rychlost pohybu, míru otáčivých momentů a zajišťují řízení absorpce kontaktních sil pro udržení rovnováhy (Bertomeu-Motos, 2015).

Pro normální chůzi je stabilita pánve ve frontální rovině, zajišťovaná abduktory kyčelního kloubu, nezbytná. Pokud jsou tyto svaly na straně opěrné DK nefunkční, dochází ke sklopení pánve na straně opačné. V případě, že tento pokles není kompenzován úklonem trupu ke stojné DK, může dojít k pádu (Kapandji, 2011). Ve fyziologickém stereotypu chůze se pánev posunuje mírně do strany stojné DK. Pokles pánve by neměl překonat 5° (Valouchová & Kolář, 2009). Přítomnost poklesu pánve či kompenzačního úklonu trupu při chůzi je charakteristická pro oslabení a kompletní, nebo částečné parézy abduktorů kyčle (Lepšíková & Kolář, 2009).

Ideálně zůstává příčná osa pánve horizontální paralelní se spojnicí ramenních kloubů (Kapandji, 2011). Horní končetina při chůzi doprovází dopředný pohyb kontralaterální DK flexí v rameni a lokti, tím dochází k rotaci ramen vůči pánvi v horizontální rovině. Pohybem končetin je tělo směřováno mezi fázemi dvojí opory, aby zachovalo dynamickou rovnováhu, která je ve fázi jedné opory omezená. Tělo při chůzi bývá přirovnáváno k obrácenému kyvadlu. Ztrátu rovnováhy po přenosu těžiště přes stojnou DK, vyrovnává nárok druhé DK. Trajektorie těžiště v sagitální rovině tím získává tvar sinusoidy. Pohyb těžiště do strany je individuální a záleží na opěrné bázi (Ryšánková, Chrástková & Kračmar, 2016).

2.3.4 Běh

Při běhu nahrazuje fázi dvojí opory, fáze letová. Tělo mezi jednooporovými fázemi nepodpírá ani jedna DK (Haladová & Nechvátalová, 2010). Stává se tak sérií skoků. Proto při běhu nemůže platit chůzový model obráceného kyvadla, kdy DK plní funkci opěrné páky. DK v krokovém cyklu běhu zastává funkci pružiny, která při dopadu tlumí náraz a absorbuje energii došlapu, aby ji využila k odrazu. (Ryšánková et al., 2016). Efektivita krokového cyklu v tomto momentu závisí na přesném načasování (Tvrzník & Gerych, 2014). Rozdílný je proto i pohyb těžiště. Při chůzi poloha těžiště stoupá do poloviny střední stojné fáze, naopak při běhu je v této fázi těžiště nejnižší (Ryšánková et al., 2016).

Krokový cyklus, stejně jako při chůzi, obsahuje fázi stojnou neboli opornou a fázi švihovou. Tyto fáze se v střídají tak, aby se země dotýkala vždy nejvýše jedna DK. Oporná fáze lze rozdělit na iniciální kontakt, střední stojnou fázi a odraz od špičky, jímž začíná fáze švihová (Puleo & Milroy, 2014). Došlap nohy se liší podle stylu běžce a ovlivňuje zapojení svalů bérce a možnosti tlumení dopadu. Může být uskutečněn přes patu, špičku, či celé chodidlo (Ryšánková et al., 2016). Oporná fáze trvá nejvýše 40 % krokového cyklu jedné DK. Švihovou fázi tvoří odraz chodidla ze země, propulze, neboli švih končetinou vpřed, a došlap. Tato fáze pokrývá zbývajících 60 % krokového cyklu (Puleo & Milroy, 2014).

Při stojné fázi běhu se, stejně jako při chůzi, aktivita odehrává v uzavřeném kinematickém řetězci. Stabilizace kyčelního kloubu je při bipedálním pohybu nezbytná zejména kvůli kontrole absorpce kontaktních sil. Pokud je přítomná proximální nestabilita, tělo se při absorpci kontaktních sil může stát biomechanicky znevýhodněné, což může vézt ke zvýšenému riziku vzniku úrazu DK (Burnet & Pidcoe, 2009). Velikost kontaktních sil při došlapu záleží zejména na hmotnosti, rychlosti, tvrdosti povrchu a obuvi běžce (Tvrzník & Gerych, 2014). K vyrovnání těchto sil v oblasti pánve proto napomáhá i struktura jejího kruhu, jehož tři kloubní spojení podporují tlumení nárazů a dynamiku pánve při pohybu, neboť se pánev při běhu sklápí, přesouvá i otáčí dle pohybu DKK a trupu a tím ovlivňuje orgány i jiné struktury v ní uložené. Při běhu pak pohyb v jednom jejím kloubu vyrovnávají pohyby těch zbývajících (Puleo & Milroy, 2014).

Abduktory kyčle při kontaktu DK s podložkou pracují excentricky, pro kontrolu addukčního pohybu pánve vůči femuru. Jedná se o pohyb malého rozsahu zmírňující účinky kontaktních sil došlapu. Od střední stojné fáze se zapojují koncentricky a tvoří mírnou abdukci kloubu a elevaci pánve, napomáhající pohybu švihové DK (Tvrzník & Gerych, 2014). Grafické zobrazení v práci Novachecka (1998) zobrazuje pohyb pánve ve frontální rovině během krokového cyklu jedné DK v rozsahu 5° elevace i propadu. Naopak Preece, Mason a Bramah (2016) popisují toto rozmezí s krajními hodnotami 10°. Bramah, Preece, Gill a Herrington (2018) uvádí, že s každým stupněm sešikmení pánve roste riziko vzniku úrazu z přetížení.

Výraznou pohyblivost pánve stabilizují svaly, jež musí vyrovnat síly vznikající v jejím okolí. Stabilizaci napomáhají svaly břicha a zad, jež spolupracují na udržení postury v závislosti na stereotypu dýchání, pohybu končetin a sklonu podložky. Neméně důležité jsou stabilizační funkce svalů DK, o nichž jsme se již zmiňovali. Stabilizaci však musí koordinovat s pohybem DKK a jejich proměnlivým nastavením. Na rozdíl od chůze, kdy jsou pracující svaly trupu i DKK v daném vztahu vždy agonisty či antagonisty, se při běhu jejich funkce střídají a překrývají, neboť je v rychlejším pohybu s letovou fází pohybová i polohová energie souběžná (Puleo & Milroy, 2014). Je-li stabilita zajišťovaná středem těla (svaly bedro-kyčlo-pánevní oblasti) narušena deficitem síly, vytrvalosti, či koordinace svalů zapojených v kinematickém řetězci, nemusí být tělo optimálně vyvážené. Jedním ze znamení této poruchy je pokles pánve na straně volné končetiny ve stojné fázi běhu, jako slabé místo běžeckého kinematického řetězce (Burnet & Pidcoe, 2009).

2.4 Etiologie + patogeneze

Jak již bylo zmíněno, porušením stabilizace pánve, dochází k poruše článku pohybového řetězce a jeho koordinace. K diagnostice poruchy může dojít až pozdě, kdy dochází k poškození segmentů, jež nejsou schopné přetížení redukovat ani dlouhodobě pojmout. Stejným způsobem však může být i samotná nestabilita pánve projevem a výsledkem poruchy jiného článku řetězce. V některých případech je proto obtížné přesně určit, co je původcem potíží a co následkem (Burnet & Pidcoe, 2009).

2.4.1 Nestabilita pánve při běhu

Za hlavní příčiny poklesu pánve na straně švihové končetiny při stejné fázi běhu bývá označováno snížení síly, opožděné zapojení stabilizátorů kyčelního kloubu, zejména m. gluteus medius, nebo oslabení neuromuskulární funkce v oblasti kyčelního kloubu (Bramah et al. 2018). Jelikož běh probíhá zejména v sagitální rovině, může u svalů souvisejících s rovinou frontální bez patřičného posilování a protahování dojít k oslabení a zhoršení koordinace s ostatními svalovými skupinami. Oslabením muskulatury stabilizující kyčelní kloub může dojít k poklesu jedné strany pánve a vzniku mechanicky nestabilního systému, ve kterém je porušena účinnost přenosu sil v této oblasti. Silová nerovnováha pak napomáhá vzniku zranění, nebo naopak určité zranění může vést k silovým nerovnováhám (Burnet & Pidcoe, 2009). Dysbalance vzniklé v kinematickém řetězci bederní páteř-kyčel-koleno-noha mohou způsobit potíže a bolesti všech segmentů. Proto je v diagnostice potřebné určit prvotní příčinu problému (Dungl & Kolman, 2014).

Vznik nejčastějších běžeckých zranění, pomineme-li akutní traumata, je spíše multifaktoriálního charakteru, abnormální běžecká kinematika však dle odborníků hraje významnou roli. Tomu nasvědčuje i četnost recidivy již vyléčených obtíží u běžců, kteří neupravili své pohybové návyky (Bramah et al., 2018). Většina běžeckých zranění je klasifikovaná jako úraz z přetížení, příčinou vzniku tak může být tréninková chyba a opakování biomechanicky nevhodného vzoru (Burnet & Pidcoe, 2009). Bramah et al. (2018) ve své studii hledali pohybové vzorce, jež jsou společné pro pacienty s rozdílnou diagnózou běžeckého zranění. Uvádějí, že tyto pohybové vzory mohou pravděpodobně vést k neadekvátnímu zatížení různých anatomických struktur a rozvoji zranění více tělesných segmentů. Pokles pánve byl prokázán u skupin probandů se syndromem iliotibiálního traktu, patellofemorální bolesti, medial tibial stress syndrom i onemocněním Achillovy šlachy, zatímco u skupiny zdravých probandů patrný nebyl. Každý stupeň poklesu pánve ve frontální rovině výrazně zvyšuje riziko úrazu.

Pravděpodobné příčiny vzniku těchto zranění a ovlivnění tkání DK poklesem pánve popisují ve své studii Takeuchi, Sakiko a Noriaki (2015). Kontralaterální propad pánve stejné fáze běhu zvyšuje napětí iliotibiálního traktu a tím kompresi v místě laterálního epikondylu femuru. Dalším následkem zvýšeného napětí iliotibiálního traktu může být posun česky, jež zatěžuje patellofemorální skloubení a provokuje jeho bolestivost. V případě, že důsledkem poklesu pánve nastane zvýšená addukce stehna a medializace kontaktních sil země působících v kolenním kloubu, dojde ke zvýšení tlaku na mediální straně tibie a nohy. To může vést k rozvoji medial tibial stress syndrom a poranění Achillovy šlachy. Nerovnoměrné zatížení kloubů DK může podpořit dřívější rozvoj artrózy (Dungl & Kubeš, 2014). Na druhou stranu Aderem a Louw (2015) popisují, že větší vliv na napětí iliotibiálního traktu má při stejné fázi nadměrná vnitřní rotace DK a anteflexe trupu. Pokles pánve nepovažují za signifikantní.

Nesprávný tonus m. piriformis, způsobený dlouhodobým přetěžováním bez následného protažení, či anatomickou predispozicí, může vyvolat takzvaný syndrom m. piriformis. Dochází při něm k útlaku nervus ischiadicus, jež se může projevit drážděním periferně od útlaku. Doprovodným znakem mohou být bolesti bederní oblasti (Puleo & Milroy, 2014).

Součástí terapie, primární i sekundární prevence je v případě těchto potíží doporučena analýza a následná úprava běžeckého stylu. Dle Burneta a Pidcoea (2009) je v takovém případě dle kineziologického rozboru vhodné do tréninku zařadit posílení abduktorů kyčelního kloubu a protažení zkrácených svalových skupin v oblasti pánevního pletence.

2.4.2 Výraznější nestability

Výraznější nestabilita kyčelního kloubu se může rozvinout na základě poruchy aktivní neuromuskulární i pasivní anatomické komponenty pohybu, dojde-li k insuficienci m. gluteus medius nebo minimus, či změně anatomických vztahů (Dungl & Kolman, 2014).

K poškození funkce stabilizátorů kyčelního kloubu dochází v oblasti neuromuskulárního přenosu i na obou jeho stranách. Postižení se tak může týkat svalu samotného i nervové soustavy. Důvody poškození jsou vrozené, nebo získané. Mohou být vyvolané určitými látkami, infekcí, úrazem, ischemií, či jiným onemocněním. To představuje širokou škálu různých poškození, proto zde uvedeme jen některé z nich příkladem. Jednou z poruch na úrovni svalů, při níž je patrný pokles pánve, jsou myopatie. Pro pacienty s určitými typy tohoto postižení je charakteristická slabost pletencového svalstva patrná v typickém držení těla, způsobu vstávání ze země takzvaným myopatickým šplhem a kolébové chůzi s úklony trupu do stran (Seidl, 2015). Dojde-li k poškození průběhu periferních gluteálních nervů, ztrácí abduktory kyčelního kloubu inervaci a pomalu atrofují. Slábnou tonus svalových vláken a rozvíjí se chabá obrna omezující stabilizaci pánve. Možnost

obnovení integrity nervu záleží na míře poškození a časně diagnostice. Příčinou útlaku, či porušení periferních nervů plexus sacralis mohou být patologické procesy, například tumory či záněty, v oblasti malé pánve (Seidl, 2015). Oslabení abduktorů kyčle může být taktéž příznakem radikulárního syndromu L5 (Valouchová & Kolář, 2009). Funkční a morfologické změny charakteristické pro poruchy příčně pruhované svaloviny ve smyslu oslabení jsou parézy, plegie, únavnost, atrofie, dystrofie a myalgie (Mareš, 2015).

Nestabilita způsobená změnou anatomických vztahů závisí na tvaru kloubních komponent. Porucha zde může nastat náhlou změnou, kterou jsou zlomeniny a luxace, špatným vývojem i dlouhodobými degenerativními procesy. Jako příklady poškození kloubů, vyvolávající jeho nestabilitu ve frontální rovině zde uvádíme avaskulární nekrózu hlavice kloubu morbus Perthes nebo artrózu kyčelního kloubu. Součástí klinického obrazu morbus Perthes je specifické kulhání, které se může objevit dříve než bolest. Kulhání se zhoršuje po tělesné zátěži a je následkem antalgického pohybového vzoru. Z počátku se dítě ukláněním trupu přes postiženou DK brání tahu gluteálních svalů, a tím rostoucímu intraartikulárnímu tlaku. Abduktory kyčle následně s průběhem nemoci pomalu atrofují. Samotný průběh nemoci je však značně individuální (Dungl & Burian, 2014). Poškozením kloubu osteoartrózou dochází k poruše kloubní mechaniky a nociceptivnímu dráždění, které se dle stupně progredujících poruch mohou projevit patologickým pohybovým vzorem a nestabilitou kloubu. Jedná se o onemocnění multifaktoriální etiologie, jako jedny z predispozičních faktorů se uvádí věk a nesprávné zatížení kloubu (Dungl & Kubeš, 2014).

2.5 Diagnostické metody

V diagnostice nestability pánve ve frontální rovině vyšetřujeme zejména svalovou sílu abduktorů kyčelního kloubu a koordinaci s ostatními svalovými skupinami při pohybu i ve zjednodušených situacích. Pro vyšetření svalové síly určité skupiny svalů, v tomto případě abduktorů kyčelního kloubu, je v klinické praxi využíván svalový test. V České republice se nejčastěji využívá funkční svalový test podle profesora V. Jandy. Jedná se o analytickou metodu vyšetření aktivního pohybu určitého segmentu proti gravitaci. Na základě kvantitativního i kvalitativního zhodnocení schopnosti svalové skupiny určený pohyb vykonat, je jí přiřazen stupeň na škále od 0 do 5. Test je indikován zejména pro určení poškození periferního neuronu. Nevypovídá však o unavitelnosti svalu (Smékal & Lepšíková, 2009). Pro přesnější určení svalové síly konkrétních svalů je možné využít elektromyografii (EMG). Tím vyšetřující získá záznam akčních potenciálů svalových vláken. Profil křivky vypovídá o množství a intenzitě zapojení motorických jednotek svalu. Pro určitá onemocnění existují charakteristické křivky (Mareš, 2015). Měření svalové síly pomocí EMG je vhodné v průběhu

pohybového vzoru. Výsledky studie Burneta a Pidcoea (2009) ukázaly, že vyšetření síly izometrické kontrakce abduktorů kyčle neodpovídá míře nestability a poklesu pánve při stoji na jedné DK.

Možnost vyšetření aktivace a koordinace abduktorů kyčelního kloubu představuje vyšetřování hybných stereotypů taktéž podle profesora Jandy. Neboť jedním z jeho šesti vyšetřovaných vzorů, které sledují vztahy jednotlivých svalových skupin je test abdukce v kyčelním kloubu. Při vyšetření v poloze na boku sledujeme zapojení svalů v oblasti kyčelního kloubu m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae, m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. quadratus lumborum, zádočných a břišních svalů. Pomalé provedení samostatné abdukce by mělo probíhat čistě ve frontální rovině. To značí vyváženost, m. gluteus medius a m. tensor latae. Pokud m. tensor fasciae latae převažuje, je pohybový stereotyp kombinován se zevní rotací a flexí kyčelního kloubu, což vede k zapojení dalších jmenovaných svalů. Převažuje-li m. quadratus lumborum, pohyb začíná elevací pánve. M. gluteus medius a minimus bývají v tomto případě v útlumu. Součástí testu je ověření fixovanosti patologického vzoru (Haladová & Nechvátalová, 2010).

Pro získání přesnější představy o funkci stabilizátorů pohybů pánve ve frontální rovině, je potřeba sledovat jejich zapojení ve stoji a lokomoci. Statiku kyčle při stoji na jedné DK ověříme využitím Trendelenburgovy zkoušky, jež je testem stability kyčle a funkce m. gluteus medius i minimus (Dungl & Kolman, 2014).

Vyšetření chůze a běhu je prováděno zejména aspekci. Jejich pohybový stereotyp je značně individuální a souvisí i s držením těla, proto neexistují přesné normy. Je však možné sledovat určité prvky, jež jsou způsobeny, nebo by mohly vést k patologii. Svalové oslabení i omezený pohyb kloubů se na stereotypu chůze vždy projeví (Haladová & Nechvátalová, 2010). Pohyb lze sledovat zepředu, z boku a zezadu. Pro pozorování pohybů páteře a pánve je nejvýhodnější posteriorní pohled (Souza, 2016). Z této pozice hodnotíme úklony a rotaci páteře, zešikmení laterální posuny a rotaci pánve. Při vyšetření prosté chůze se některé odchylky nemusí projevit, je proto vhodné využít některé její modifikace. Oslabení abduktorů kyčle se tak lépe ozřejmí například při chůzi s elevovanými horními končetinami, vyšší rychlostí nebo při zadání kognitivního úkolu, neboť se tím omezí volná kontrola pohybů pacienta (Valouchová & Kolář, 2009). Zároveň je vhodné pozorovat charakter kroku, jeho délku, pravidelnost a osové postavení končetin (Haladová & Nechvátalová, 2010).

Porucha stereotypu chůze se projeví kulháním. Pro oslabení abduktorů kyčle je typická tak zvaná Trendelenburgova, při oboustranné insuficienci kachní chůze. Kolébavý pohyb vzniká snahou o minimalizaci dysbalance v okolí kyčelních kloubů kompenzačním úklonem nad stojnou postiženou DK. Tento pohybový vzor je potřeba odlišit od kývavé chůze způsobené poruchou SI skloubení.

Hlavním rozdílem je délka kroku, neboť při poruše SI skloubení pacient krok zkracuje (Dungl & Kolman, 2014).

Pro vyhodnocení běhu i zpětné a přesnější vyhodnocení chůze je vhodné využití videozáznamové metody s následnou kinematickou analýzou. Toto spíše laboratorní vyšetření umožňuje analyzovat pohyby tělesných segmentů, jejich trajektorii, velikost úhlových změn a změn rychlostí. Naopak kinetická analýza je metodou vhodnější pro určení směru a velikost vektorů reakčních sil stojné fáze (Valouchová & Kolář, 2009).

2.5.1 Trendelenburgova zkouška

Trendelenburgova zkouška byla poprvé popsána Friedrichem Trendelenburgem v roce 1897, tedy ještě před rozšířením radiografie. Test měl sloužit pro ověření integrity abduktorů kyčelního kloubu u kongenitální dysplazie a progresivní muskulární atrofie. V současnosti je používán v ortopedii neurologii i mezi fyzioterapeuty v původní podobě, či některé jeho modifikaci. (Hardcastle & Nade, 1985).

Zkouška, také nazývána Trendelenburg-Duchennovou zkouškou, hodnotí svalovou sílu abduktorů kyčelního kloubu zejména m. gluteus medius a minimus a laterolaterální stabilizaci pánve. Díky labilní pozici, kterou pacient při provedení testu zaujímá, odhalí tato zkouška i oslabenou posturální stabilitu a statickou rovnováhu pacienta (Vařeková & Vojtíková, 2016).

Vyšetřovaný se postaví zády k vyšetřujícímu na jednu dolní končetinu, druhou pokrčí v koleni a kyčli. V průběhu zkoušky se nesmí ničeho přidržovat a opírat se horní ani dolní končetinou. Zdvížená dolní končetina by se neměla dotýkat žádnou svou částí podložky ani stojné DK. Za pozitivní výsledek zkoušky považujeme pokles pánve na straně pokrčené DK, či její laterální posun a úklon těla na stranu stojné DK (Haladová, 2010). Při vyhodnocení zkoušky tedy pozorujeme pokles pánve na straně pokrčené DK a postavení horní části trupu, kdy by nemělo docházet k sešikmení spojnice ramen oproti stojní na obou DK, ani k laterálnímu posunu pánve. Mírná elevace pánve na straně zdvižené DK je fyziologická (Vařeková & Vojtíková, 2016). Úklon trupu směrem k testované straně, který nazýváme Duchennovým příznakem, je taktéž pozitivním výsledkem zkoušky (Lepšíková & Kolář, 2009).

Zkouška hodnotí zapojení svalů pouze kvalitativně, úhel patologické odchylky není číselně kvantifikován (Vařeková & Vojtíková, 2016). Trendelenburgova zkouška není standardizovaná a její provedení je popisované v různých zdrojích s mírnými odchylkami. Reliabilita testu není jasná a zabývá se jí několik studií (Fujita, 2017).

Při provedení zkoušky může dojít k chybné interpretaci na základě falešných pozitivních i negativních výsledků způsobených několika faktory. Falešně pozitivní výsledek nastává například tehdy, když vyšetřovaný poleví aktivitu svalů a nechá abduktory relaxovat, aniž by byla jejich svalová síla oslabená. Na výzvu k elevaci pánve na straně pokrčené DK pacient bez problému vyhoví. Dalšími příklady falešné pozitivivity testu jsou výsledky ovlivněné bolestí, a to buď v oblasti zad či DK, oslabenou rovnovážnou schopností pacienta i nedostatečnou koordinací, nepochopením pokynů, nebo impigmentem v costo-pelvicke oblasti. Falešně negativní odpověď se může objevit při zapojení náhradních pohybových vzorů. Aktivita abduktorů kyčelního kloubu je v tomto případě nahrazena zapojením suprapelvicke svalů, či m. psoas major a m. rectus femoris. Negativně může výsledky zkoušky ovlivnit i nadměrné laterální vychýlení trupu, které umožňuje využít kyčelní kloub jako střed otáčení k získání stability (Hardcastle & Nade, 1985).

Mnoho autorů se ve své práci zabývalo účinností zkoušky v souvislosti s pozicí vyšetřovaného, neboť se její popis v mnoha publikacích liší. Fujita et al. (2017) zkoumali souvislost mezi aktivitou stabilizátorů pánve a úhlem flexe v kyčelním kloubu zdvižené DK i úklonem trupu ke stejné DK pomocí markerů umístěných na těle probanda a EMG při vyšetření zkoušky v několika pozicích. Výsledky výzkumu ukázaly, že aktivita svalů při elevaci pánve na straně zdvižené dolní končetinou roste. Naopak při poklesu pánve klesá. Zároveň aktivita svalů klesá i v případě, že vyšetřovaný naklonil trup k testované straně, na rozdíl od vyrovnané pozice trupu, kdy zůstává pokles pánve a aktivita svalu konstantní. Změna úhlu flexe v kyčelním kloubu netestované strany neměla na aktivitu svalů stejné končetiny a pokles pánve výraznější vliv. Značný úhel flexe pouze provokuje elevaci pánve netestované strany. Hardcastle a Nade (1985) popisují, že při flexi 90° dochází k úklonu trupu v menší míře, neboť se změnou vzdálenosti crista iliaca a spodních žeber stává pozice nekomfortní.

Na základě hledání optimální polohy TZ vzniklo několik modifikací, které se snaží průběh zkoušky upravit tak, aby co nejlépe vypovídala o integritě abduktorů kyčelního kloubu a zamezila vzniku falešných výsledků. Mezi nejvyužívanější modifikace patří „Delayed Trendelenburg Sign“ a Hardcastlův „Standart Trendelenburg test“. První zmíněná modifikace vznikla při pozorování vývoje zkoušky v čase, neboť u některých pacientů, jejichž výsledek zkoušky byl negativní, se pokles pánve objevil po několika vteřinách. Tito jedinci nebyli následně schopni znovu zaujmout původní pozici. Prodloužený test na 30 s může odhalit svalové oslabení u pacientů, u nichž není tak rozsáhlé, a je při chůzi pozorovatelné až od určité rychlosti. Druhá zmíněná modifikace přidává k původnímu statickému stoju na jedné DK elevaci pánve na straně pokrčené DK. Pacient má za úkol zdvihnout volnou stranu pánve, co nejvýše. Pozitivním výsledkem je neschopnost elevace pánve i její pokles do 30 s (Hardcastle & Nade, 1985).

Fujita et al. (2017) doporučují, k získání největší možné korelace pozitivitu testu se svalovým oslabením abduktorů kyčle, provedení testu s omezením laterálního posunu pánve a náklonu trupu ke stojné DK. Nadměrný úklon trupu vyšetřovaného lze korigovat pokynem, či jemným tlakem do ramene tak, aby se vertebra prominens dostal do pozice nad centrem kyčelního kloubu stojné DK. Zkoušku nelze hodnotit, pokud je přítomná bolest nebo deformita zad či dolní končetiny. Taktéž není možné zkoušku hodnotit, pokud je pacient nespolupracující z důvodu věku, či mentálního stavu (Hardcastle & Nade, 1985).

2.5.2 2D kinematická analýza

2D kinematická analýza s videozáznamem je neinvazivní snadno dostupná metoda běžně užívaná pro biomechanickou analýzu běhu, s jejíž pomocí je možné odhalit velkou část běžeckých abnormalit a identifikovat tak rizikové faktory běžeckého stylu související se zraněním. Lze ji využít ve sportu, medicíně i vědeckém výzkumu, k primární i sekundární prevenci, převážně tam, kde komplikovanější a dražší metody nejsou přístupné (Souza, 2016).

Za počátek rozvoje biomechanické analýzy pohybu se považuje konec devatenáctého století, kdy Eadweard Muybridge studoval pohyb s využitím několika fotoaparátů zároveň. Pomocí získané sekvence fotografií pak popisoval jednotlivé komponenty složitějších pohybových vzorů. S vynálezem kinematoskopu započal rozvoj pohybové analýzy, jež postupoval současně s rozvojem moderní vědy, techniky a počítačových animací. V současné době se pro sportovní i medicínské účely využívá zejména 2D a 3D kinematická analýza (Colyer, Evans, Cosker & Salo, 2018).

Rozbor pohybu běžce je ideálně prováděn pomocí 3D kinematické analýzy běhu, při níž je možné určit pohyb většiny segmentů v prostoru. Tato metoda je však založená na měření v laboratorních podmínkách, jež jsou v klinické praxi těžko aplikovatelné z důvodu prostoru, času a finanční dostupnosti zařízení. Proto může být 2D kinematická analýza s využitím videozáznamu v klinických podmínkách zajímavou alternativou pro vyhodnocení některých prvků běžecké techniky, i přes nepopíratelné limitace, jež převedení pohybu v trojrozměrném prostoru do roviny obnáší. Při pohybu běžce spolu jednotlivé části jeho těla interagují v pohybových řetězcích v několika směrech a rovinách, není proto možné 2D kinematickou analýzu pohybu považovat za jedinou možnost popisu kinematiky běhu, ale spíše jako vědeckou podporu hodnocení určitých pohybových komponent, snadno dostupnou v klinických podmínkách (Dingenen et al., 2018). Při převedení trojrozměrného objektu do roviny podléhají všechny úsečky a úhly, které neleží v rovině rovnoběžné s promítací rovinou, zkreslení velikosti. Pozici záznamového zařízení vůči probandovi tedy musíme určit tak, aby

pohyb probíhal v rovině kolmé k optické ose fotoaparátu, či kamery. Pro analýzu komplexnějších prostorových pohybů je vhodnější využití 3D kinematické analýzy (Colyer et al., 2018).

Dingenen et al. (2018) se ve své studii zabývali porovnáním výsledků měření změn úhlů mezi tělesnými segmenty ve frontální rovině při běhu získaných pomocí 2D a 3D kinematické analýzy. Ve své práci prokázali, že měření úhlu poklesu pánve ve frontální rovině ve střední stojné fázi běhu s využitím 2D kinematické analýzy běhu odpovídá měření provedenému pomocí 3D kinematické analýzy. 2D kinematická analýza je tedy validní metodou k určení poklesu pánve ve frontální rovině.

Pro kompletní analýzu pohybu je vhodné využít alespoň dvou na sebe kolmých pohledů. Nejčastěji jsou využívány laterální a posteriorní pohled pro analýzu pohybů v sagitální a frontální rovině. Lze využít i více kamer z různých úhlů a zaměřením na jednotlivé tělesné segmenty. Pro hodnocení pohybů pánve ve frontální rovině je posteriorní pohled dostačující. Při výběru záznamového zařízení je potřeba zvážit rozlišení obrazu i možné snímkování a délku záznamu tak, aby bylo možné pořídit záznam s minimálním snímkováním 120 snímků za vteřinu v dostatečné kvalitě. K přesnějšímu určení pohybu jednotlivých anatomických struktur, jejichž trajektorie je pro určení biomechaniky běhu významná, je při 2D kinematické analýze možné využít markerů ve formě speciálních typů značek, které odrážejí nebo vysílají signál, či jen prosté tejpovací pásky. Markery je vhodné umístit přímo na kůži v místě anatomické struktury, aby chyba měření, způsobená posunem podkladu, byla co možná nejmenší. Odchylka způsobená posunem kůže a podkožních tkání je zanedbatelná a nezbytná pro zachování neinvazivnosti metody. Pro hodnocení sešikmení pánve ve frontální rovině v průběhu stojné fáze běhu je vhodné markery označit bilaterálně SIPS. Míra poklesu pánve na straně švihové DK pak může být určena porovnáním pozic obou spin, či změřením velikosti úhlu, který spojnice středů markerů svírá s horizontálou (Souza, 2016).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Cílem práce je zjistit, zda lze využít Trendelenburgovu zkoušku k diagnostice insuficience laterální stabilizace pánve a kyčelního kloubu ve frontální rovině přítomné ve stojné fázi běhu, porovnáním pozice pánve při TZ a ve stojné fázi běhu na snímcích získaných pomocí 2D kinematické analýzy běhu s videozáznamem a fotografiích TZ a stoje.

Druhým cílem je navrhnout jednoduchou modifikaci TZ, která bude klást vyšší silové nároky na stabilizaci pánve než klasická TZ, a která by mohla být využitelná pro diagnostiku méně výrazné nestability pánve ve frontální rovině přítomné při vyšší zátěžové hladině, tedy i při běhu, v klinické praxi a pomocí 2D kinematické analýzy ověřit její účinnost.

Na základě stanovených cílů byly zvoleny následující hypotézy.

3.2 Hypotézy

Hypotéza 1:

H1₀: Velikost odchylky spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně neliší od velikosti odchylky přítomné ve střední stojné fázi běhu.

H1_A: Velikost odchylky spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchylky přítomné ve střední stojné fázi běhu.

Hypotéza 2:

H2₀: Velikost odchylky spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně neliší od velikosti odchylky přítomné ve střední stojné fázi běhu.

H2_A: Velikost odchylky spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchylky přítomné ve střední stojné fázi běhu.

Hypotéza 3:

H3₀: Velikost odchylky spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výskoky od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně neliší od velikosti odchylky přítomné ve střední stojné fázi běhu.

H3_A: Velikost odchylky spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výskoky od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchylky přítomné ve střední stejné fázi běhu.

Hypotéza 4:

H4₀: Velikost odchylky spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně neliší od velikosti odchylky přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem.

H4_A: Velikost odchylky spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchylky přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem.

Hypotéza 5:

H5₀: Velikost odchylky spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně neliší od velikosti odchylky přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výskoky.

H5_A: Velikost odchylky spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchylky přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výskoky.

Hypotéza 6:

H6₀: Velikost odchylky spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně neliší od velikosti odchylky přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výskoky.

H6_A: Velikost odchylky spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně neliší od velikosti odchylky přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výskoky.

3.3 Výzkumné otázky

Výzkumná otázka 1: Lze využít Trendelenburgovu zkoušku jako diagnostickou metodu pro ověření přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině patrné při běhu?

Výzkumná otázka 2: Lze využít modifikaci TZ se zapojením výskoků jako diagnostickou metodu pro ověření přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině patrné při běhu?

Výzkumná otázka 3: Jsou modifikace Trendelenburgovy zkoušky s výskoky na jedné dolní končetině citlivější metodou pro zjištění mírné nestability pánve patrné při běhu než klasická TZ?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Pilotní studie se zúčastnilo celkem 15 aktivně sportujících probandů, kteří splňují podmínku alespoň tří běžeckých tréninků týdně s minimálním průměrným součtem uběhnuté vzdálenosti 12 km týdně v posledním roce. Všichni probandi jsou orientační běžci, kteří tento sport, provozují v rozmezí od 5 do 22 let.

Měření se zúčastnilo 12 mužů a 3 ženy ve věkovém rozmezí 19 až 47 let. Aritmetický průměr věku probandů dosažený v roce 2019 je 24,6, kdy modus je 20 a medián 22 let. Průměrné BMI souboru představuje 21,6. Účastník s nejvyšším BMI dosáhl hodnoty 28,5, nejnižší hodnotou bylo 19. Mediánem souboru je 21,4.

Většina probandů z testovaného souboru, tedy 11 běžců, jsou studenty vysokých a středních škol. Zbylí čtyři účastníci výzkumu pracují v zaměstnání, ve kterém většinu času sedí. Sedavý průběh dne doplňují všichni účastníci výzkumu běžeckým tréninkem. V četnosti 3 až 4 tréninků týdně 6 probandů, 5 až 7 tréninků týdně 8 probandů a jeden běžec trénuje častěji než sedmkrát týdně. Za týden naběhají jednotliví běžci 15 až 80 km. Mimo běh se probandi věnují ještě alespoň jednomu sportu minimálně jednou týdně. Nejčastěji jím bylo plavání, lezení nebo posilování.

4.2 Metody měření

Kritériem pro hodnocení nestability pánve ve frontální rovině je míra odchylky spojnice SIPS při jednotlivých zkouškách od pozice při prostém stoji. Pro ověření hypotézy je potřeba porovnat změny pozice pánve probandů ve frontální rovině v jednotlivých zkouškách a při stejné fázi běhu. K hodnocení bylo využito 2D kinematické analýzy probanda s videozáznamem, pomocí níž jsme získali snímky stejné fáze běhu a provedení modifikací TZ a porovnali je s fotografiemi TZ. Na těla probandů byly v místě SIPS umístěny markery, jež tvořila papírová kolečka o průměru 16 mm se středem označeným křížem. Úhel mezi spojnici SIPS a horizontálou v jednotlivých zkouškách a při běhu jsme mohli následně porovnat s pozicí výchozí, tedy v prostém stoji. Odečtením výchozí pozice od naměřené hodnoty propadu jsme získali skutečnou změnu pozice pánve.

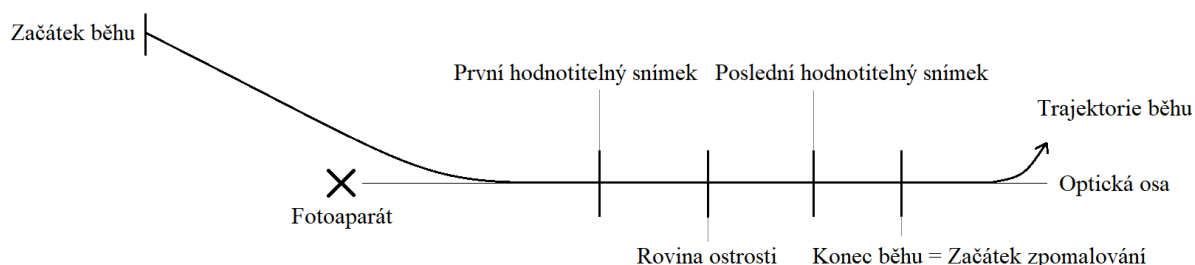
K vyhodnocení dat jsme pořídili fotografie TZ a stoje na obou DKK a videozáznam modifikací TZ a běhu všech probandů z posteriorního pohledu. Záznamy stoje, TZ a modifikací TZ byly pořízeny před pozadím se čtvercovou sítí, pro zajištění nepohyblivého cíle pohledu probandů totožného všem.

4.2.1 Použité zkoušky

Pro získání snímku TZ byl proband vyzván ke stožení na jedné dolní končetině tak, aby se volnou DK nedotýkal země ani stojné DK. Úhel flexe v kyčelním kloubu volné DK měl být přibližně 45°. Koleno směřovalo dopředu.

Snímek modifikace TZ pochází z nejnižší fáze doskoku na jednu DK, kdy je sešikmení pánve nejvyšší. V práci jsme se zabývali pohybem pánve u dvou různých modifikací. Při obou zkouškách byl proband vyzván k tomu, aby se postavil na jednu DK, následně vyskočil a dopadl na tutéž DK. Při první z nich proband následně zůstal na DK stát. Druhá modifikace zahrnuje čtyři po sobě jdoucí skoky bez statické stabilizace mezi nimi. V obou případech proband volil intenzitu výskoku tak, aby při dopadu neztratil rovnováhu a neupadl.

Pro porovnání zkoušek s běžeckými návyky jsme získali snímek střední stojné fáze běhu probanda bez využití běžecského pásu mimo laboratorní prostředí v krytém prostoru. Při natáčení běhu byl fotoaparát umístěn na stativu, jehož pozice se neměnila. Proband při běhu opsal předem stanovenou trajektorii, na níž se před dosažením místa nejvyšší ostrosti záběru vyrovnal tak, že jeho styl nebyl změnou směru ovlivněn. Pozici fotoaparátu a trajektorii běhu zobrazuje obrázek 2.



Obrázek 2. Schéma trajektorie běhu probanda (vlastní)

Proband vyběhl ze stanoveného místa a před fotoaparátem se vyrovnal do směru optické osy. Stejným tempem pokračoval po značku, kde postupně zpomalil a zastavil. Místo nejvyšší ostrosti se nacházelo přibližně 6 m od objektivu, proto se proband podle optické osy srovnal nejpozději 2 m před ním. První a poslední hodnotitelný snímek se nacházel přibližně dva metry před a za rovinou ostrosti. Tempo proband volil dle subjektivního pocitu a instrukcí, aby napodobil rychlost, kterou by se pohyboval při tréninku v délce 40 až 70 minut. Neměl se tedy snažit o rychlý sprint, ani pomalý klus. Zvolenou rychlost odhadujeme mezi 10 až 12 km/h.

4.2.2 Výběr a nastavení záznamového zařízení

Pro získání materiálů výzkumu, fotografií i videozáznamů, jsme zvolili fotoaparát SONY RX-100 M6, s použitým snímkováním 250 snímků za vteřinu v režimu HFR, jež umožňovalo pořízení záznamu s maximální délkou 2,5 s. Tento čas byl k získání materiálu dostatečný. Fotoaparát měl v průběhu pořizování materiálů následující nastavení: ohnisková vzdálenost ekvivalent 200 mm v přepočtu na kinofilm, clona F4,5, čas 1/250 nebo 1/500 podle světelných podmínek.

Fotoaparát byl umístěn na fotografickém stativu pro zajištění jeho stálé pozice a eliminaci narušení snímku otřesy. Nastavení stativu se řídilo tím, aby výška objektivu odpovídala výšce SIPS stojícího probanda, který se při TZ a její modifikaci nacházel ve vzdálenosti 6 m od fotoaparátu před čtvercovou sítí uprostřed záběru umístěného na výšku, na němž byl zobrazen alespoň v rozsahu od podkolenních jamek kraniálně po ramena.

Mezi jednotlivými zkouškami a probandy byly pozice a nastavení fotoaparátu kalibrovány s využitím vodováhy.

4.3 Průběh natáčení

Natáčení, pro pořízení materiálů, se uskutečnilo v tělocvičně Hotelové školy Radlická. Před jeho zahájením probandi podepsali informovaný souhlas, byla jim přidělena čísla sloužící k anonymizaci osobních údajů a vysvětleny pokyny i pořadí jednotlivých zkoušek. Identifikační čísla byla následně umístěna účastníkům na kůži zad spolu s markery v místech SIPS, na jejich spojnici v oblasti páteře a přibližně 5 cm nad tuto značku. Každý proband byl tedy označen čtyřmi markery a identifikačním číslem. Všechny záznamy zobrazovaly běžce pouze z posteriorního pohledu.



Obrázek 3. Ukázka hodnocených snímků (zleva: TZ, MTZ, 3MTZ, běh)

Účastníci absolvovali natáčení v oblečení, jež zajistilo odhalenou a dobře viditelnou bederní oblast zad od spojnice SIPS kraniálně. Muži i ženy měli v průběhu natáčení i fotografování materiálů oblečené sportovní spodní prádlo a krátké, nebo dlouhé sportovní kalhoty. Obuv si každý proband zvolil tak, aby mu byla pohodlná a mohl v ní vstoupit do čistého prostředí tělocvičny školy. V téže obuvi vykonal všechny zkoušky.

U každého probanda byla bez rozcvičení nejdříve pořízena fotografie prostého stoje na obou DKK. Následovalo vyšetření Trendelenburgovy zkoušky, kterou provedl třikrát na každé DK. Dále byl pořízen záznam modifikace TZ s jedním skokem, proveden třikrát pro každou DK a čtyřmi po sobě jdoucími skoky pro každou DK jednou. Po té se každý proband rozcvičil 5–10 minutovým během. Následovala kontrola pozic markerů, pomocí značek nakreslených na kůži pro vyloučení jejich posunu. Jako poslední proběhlo natočení běhu probanda přes tělocvičnu po vyznačené trajektorii, jež se opakovalo třikrát.

Před odchodem byl účastník požádán o vyplnění dotazníku, který se týkal jeho trénovanosti a zdravotního stavu.

4.4 Zpracování výsledků

Pro zpracování výsledků výzkumu bylo zapotřebí získat z videozáznamu běhu a modifikace TZ snímky, na kterých je zobrazen správný okamžik stojné fáze běhu i doskoku, kdy je těžiště těla nejnižší a sešikmení pánve ve frontální rovině největší. Tento snímek jsme získali s využitím programu VLC media player, kde bylo možné desetkrát zpomalené video přehrát ve 4k rozlišení a zvolit potřebný snímek. Pro přesnější měření úhlů mezi horizontálou a spojnici SIPS jsme ze všech získaných snímků (zvolené snímky video analýzy běhu, modifikací TZ a fotografie stoje na obou DKK i TZ) v programu Zoner X vytvořili výřezy zobrazující pouze oblast bederní krajiny a pánve.

Následně jsme na takto upravených fotografiích byli schopni změřit úhel, který svírá spojnice středů markerů, označujících SIPS, s horizontálou, s přesností na dvě desetinná místa v programu Adobe Lightroom a zanesli tyto údaje do tabulek. Pro získání změny úhlu pánve bylo zapotřebí odečíst původní nastavení pánve, tedy odchylku spojníc SIPS od horizontály při stoje na obou DKK, od získaných hodnot. Pro přehlednější práci s daty jsme přiřadili všem hodnotám, jež znamenaly propad volné strany pánve, záporné znaménko. Pohyb ve smyslu elevace získal kladné označení, nezávisle na lateralitě končetiny.

Ověření hypotéz proběhlo s využitím statistické metody párového t-testu v programu Microsoft Excel 2013.

5 VÝSLEDKY

5.1 Statistické zpracování

Hodnocené soubory zahrnovaly testy 15 probandů pro obě DKK, kdy byli muži i ženy hodnoceni dohromady. Výsledné soubory tedy čítají 30 hodnot. Obsahují odchylky pozice pánve od pozice při prostém stoji při běhu, Trendelenburgově zkoušce, modifikaci s jedním (MTZ) a čtyřmi výskoky (3MTZ).

Každý proband absolvoval běh, TZ a modifikaci TZ s jedním skokem třikrát. U modifikace TZ se zapojením čtyř po sobě jdoucích skoků vyhodnocujeme výsledky prvních tří dopadů. Pro statistické zpracování byly uvažovány průměrné hodnoty provedených pokusů téže zkoušky pro každou DK probanda. Hodnoty průměrného poklesu pánve a jejich rozdíly ve stupních jsou uvedeny v následující tabulce:

		Průměry z naměřených hodnot (°)				Rozdíly mezi průměry (°)					
Identifikační číslo	DKK	Běh	TZ	MTZ	3MTZ	Běh/ TZ	Běh/ MTZ	Běh/ 3MTZ	TZ/ MTZ	TZ/ 3MTZ	MTZ/ 3MTZ
1	L	-5,8	0,32	-1,49	-1,2	-6,12	-4,32	-4,61	1,81	1,52	-0,29
	P	-9,31	1,07	-0,7	-5,1	-10,39	-8,61	-4,22	1,77	6,17	4,4
2	L	-5,98	4,28	0,72	-2,11	-10,26	-6,7	-3,87	3,56	6,4	2,83
	P	-7,76	4,56	0,56	0,69	-12,32	-8,32	-8,45	4	3,87	-0,13
3	L	-5,4	0,76	0,15	-1,13	-6,16	-5,55	-4,27	0,61	1,89	1,28
	P	-5,02	1,5	2,75	1	-6,52	-7,77	-6,02	-1,25	0,5	1,75
4	L	-3,69	2,3	1,32	-1,06	-5,99	-5,01	-2,63	0,98	3,36	2,38
	P	-0,09	2,83	6,26	3,88	-2,92	-6,35	-3,96	-3,43	-1,04	2,39
5	L	-1,48	1,02	-0,71	2,89	-2,5	-0,77	-4,37	1,72	-1,88	-3,6
	P	-5,94	3,58	2,17	3,7	-9,52	-8,11	-9,64	1,42	-0,12	-1,53
6	L	-2,94	3,89	1,28	1,9	-6,83	-4,22	-4,85	2,61	1,98	-0,62
	P	-4,73	3,13	0,86	0,03	-7,86	-5,59	-4,75	2,27	3,1	0,84
7	L	-6,01	6,1	2,18	2,26	-12,11	-8,19	-8,27	3,92	3,84	-0,09
	P	-5,69	7,2	1,74	-4,62	-12,89	-7,44	-1,07	5,46	11,82	6,37
8	L	-1,52	3,36	-0,42	2,36	-4,88	-1,09	-3,88	3,78	1	-2,79
	P	-1,68	4,27	6,31	6,45	-5,95	-7,99	-8,13	-2,04	-2,18	-0,13
9	L	-1,97	-0,51	2,52	3,14	-1,45	-4,49	-5,11	-3,04	-3,65	-0,62
	P	-4,82	5,32	6,02	4,77	-10,14	-10,83	-9,59	-0,69	0,55	1,24
10	L	-5,96	2,51	-0,13	-1,34	-8,46	-5,83	-4,61	2,63	3,85	1,22
	P	-3,62	6,17	4,41	3,92	-9,79	-8,03	-7,54	1,76	2,26	0,49
12	L	-5,77	1,55	-3,19	-4,21	-7,32	-2,58	-1,56	4,74	5,76	1,02
	P	-4,31	4,85	2,8	4,74	-9,16	-7,11	-9,05	2,05	0,11	-1,94

13	L	-4,91	-2,39	-2,86	-2,44	-2,52	-2,05	-2,47	0,47	0,05	-0,42
	P	-4,36	2,96	1,04	0,43	-7,32	-5,39	-4,79	1,92	2,53	0,6
14	L	-9,15	5,83	3,7	-0,79	-14,98	-12,85	-8,36	2,13	6,62	4,49
	P	-1,81	2,64	3,48	-0,45	-4,45	-5,29	-1,36	-0,84	3,09	3,93
15	L	-1,3	8,31	4,06	4,73	-9,61	-5,36	-6,03	4,25	3,58	-0,67
	P	-7,93	6,15	0,54	6,97	-14,08	-8,47	-14,9	5,61	-0,82	-6,43
16	L	-1,22	-0,24	3,24	3,39	-0,98	-4,46	-4,61	-3,48	-3,63	-0,15
	P	-3,3	0,6	3,38	2,04	-3,9	-6,68	-5,34	-2,78	-1,44	1,34

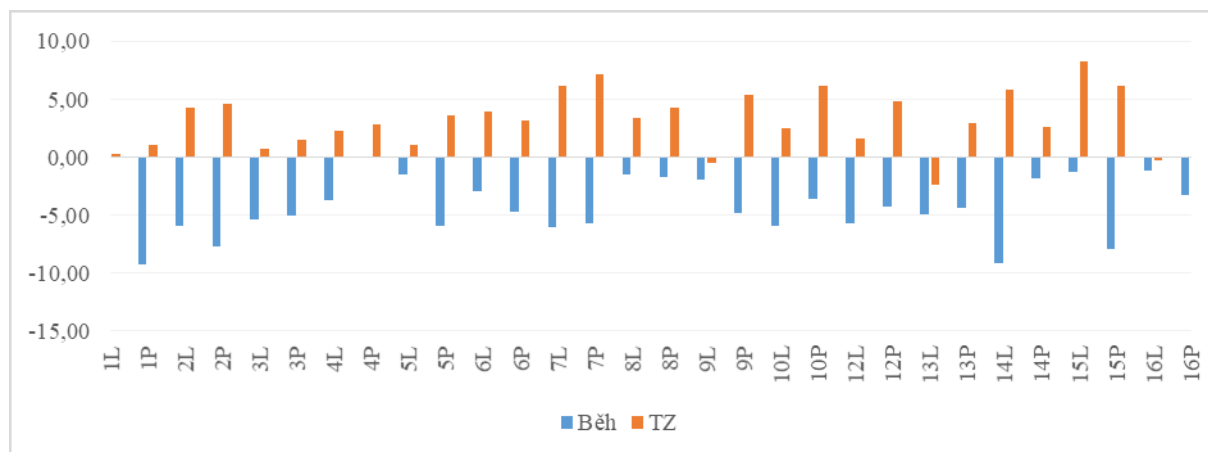
Tabulka 1. Výchozí hodnoty statistiky (průměry z naměřených hodnot a jejich rozdíly)

Identifikační čísla znázorňují jednotlivé probandy. Proband číslo 11 byl ze souboru vyřazen, protože neabsolvoval všechny zkoušky.

Pro ověření hypotéz byla zvolena metoda Studentova t-testu, varianta párový t-test na hladině významnosti 5 %. Metoda je navržena pro porovnání středních hodnot mezi prvky uspořádaných dvojic. Vzhledem k dostatečnému počtu pozorování byla použita asymptotická verze testu, která nevyžaduje normální rozdělení rozdílů. Při provedení několika testů pro ověření následujících hypotéz na hladině 5 % se pravděpodobnost, že mezi všemi testy dojde k chybnému zamítnutí alespoň jedné platné hypotézy, zvyšuje na 26 %, proto jsme tuto možnost ošetřili využitím Bonferroniho korekce, která spočívá ve vynásobení p-hodnoty počtem provedených testů, přesněji upravená p-hodnota $p_B = \min(1, 6p)$, kde p je p-hodnota dosažená v testu. Pravděpodobnost alespoň jednoho chybného zamítnutí pravdivé hypotézy ve všech testech dohromady tak zůstává na 5 %.

5.2 Ověření hypotézy 1

Hypotéza 1 uvažuje o shodnosti změn pozice spojnice SIPS z výchozí pozice prostého stoje při TZ a střední stojné fázi běhu. Porovnáváme zde tedy hodnoty třetího a čtvrtého sloupce tabulky 1. Jejich hodnoty znázorňuje následující graf (obrázek 4).



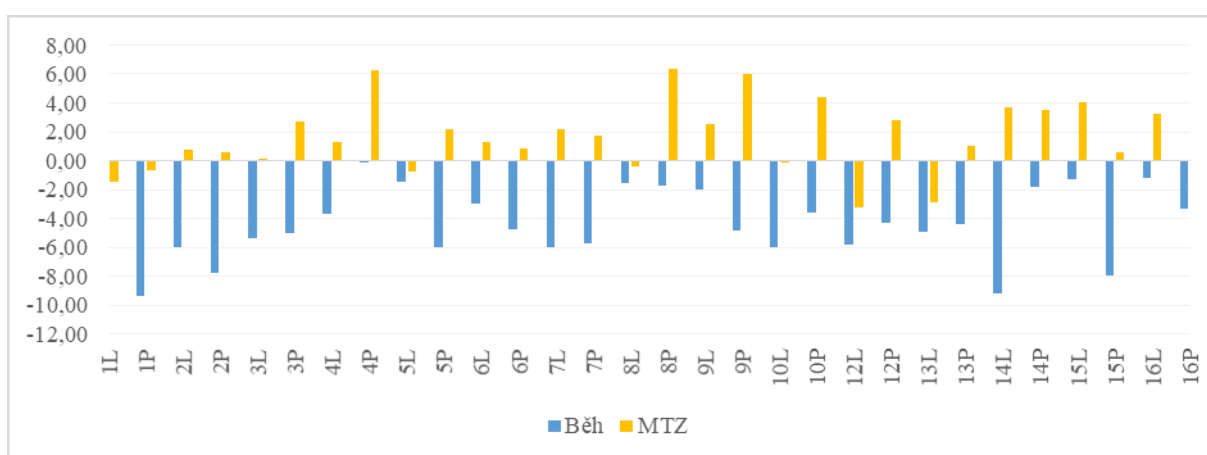
Obrázek 4. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 1

Průměrný rozdíl hodnot je $-7,58^\circ$. Velikost směrodatné odchylky je $3,6^\circ$. Interval spolehlivosti pro hypotézu 1 je $(-8,95; -6,21)$. Párový t-test určil p-hodnotu s Bonferroniho korekcí menší než 0,001.

To jednoznačně zamítá shodu výsledků TZ s hodnotou propadu ve stejné fázi běhu, tedy platnost hypotézy $H1_1$. Platí hypotéza $H1_A$: Velikost odchylky spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchylky přítomné ve střední stejné fázi běhu. Z intervalu spolehlivosti můžeme vidět, že skutečný rozdíl hodnot by měl ležet daleko od nuly.

5.3 Ověření hypotézy 2

Hypotéza 2 porovnává hodnoty naměřené při provedení modifikované TZ s jedním výskokem a ve stejné fázi běhu. Vstupní hodnoty znázorňuje následující graf (obrázek 5).

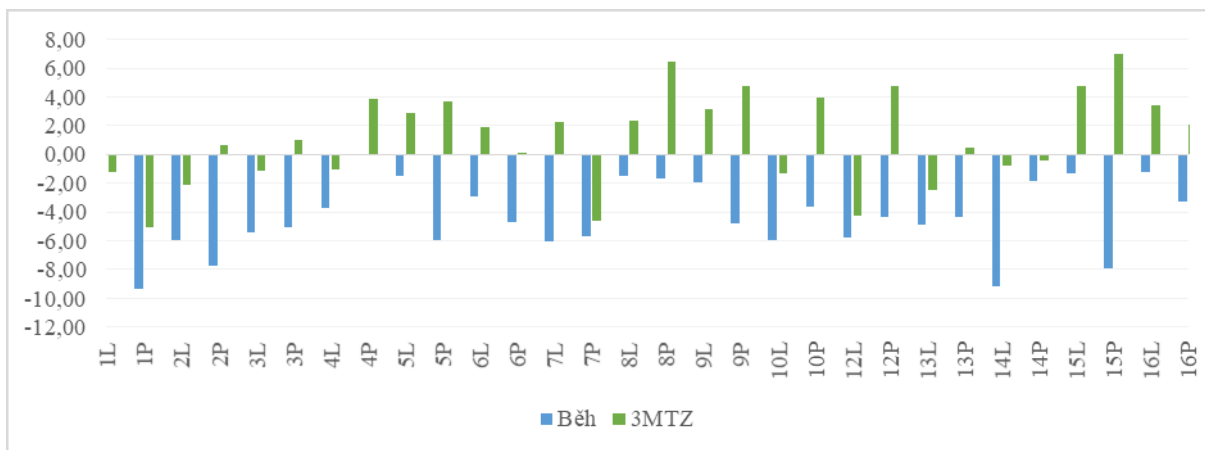


Obrázek 5. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 2

Průměrný rozdíl hodnot je $-6,18^\circ$. Velikost směrodatné odchylky je v tomto případě $2,61^\circ$. Interval spolehlivosti má rozmezí $(-7,16; -5,21)$. I v tomto případě určil párový t-test p-hodnotu s Bonferroniho korekcí menší než 0,001, což vyvrací platnost hypotézy $H2_0$. Platí hypotéza $H2_A$: Velikost odchylky spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchylky přítomné ve střední stejné fázi běhu.

5.4 Ověření hypotézy 3

Hypotéza 3 porovnává hodnoty naměřené při provedení modifikované TZ s jedním výskokem a ve stejné fázi běhu. Porovnávané hodnoty znázorňuje následující graf (obrázek 6).

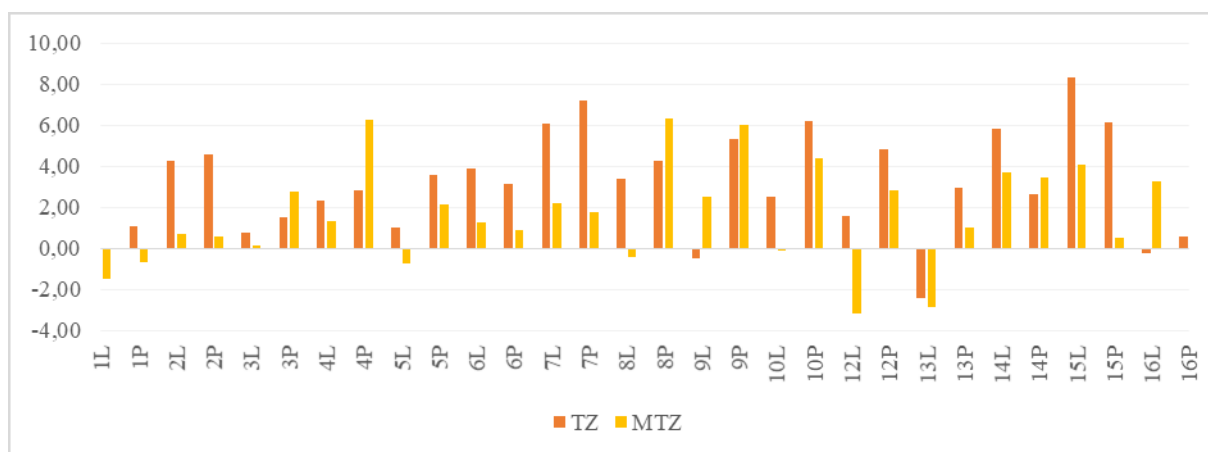


Obrázek 6. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 3

Průměrný rozdíl hodnot je $-5,61^\circ$. Velikost směrodatné odchyly je v tomto případě $2,92^\circ$. Interval spolehlivosti má rozmezí $(-6,7; -4,52)$. P-hodnota párového t-testu je s Bonferroniho korekcí taktéž menší než 0,001, což vyvrací platnost hypotézy H_{30} . Platí hypotéza H_{3A} : Velikost odchyly spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výskoky od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchyly přítomné ve střední stojné fázi běhu.

5.5 Ověření hypotézy 4

Hypotéza 4 porovnává hodnoty naměřené při provedení TZ a modifikované TZ s jedním výskokem. Uvažované hodnoty znázorňuje následující graf (obrázek 7).

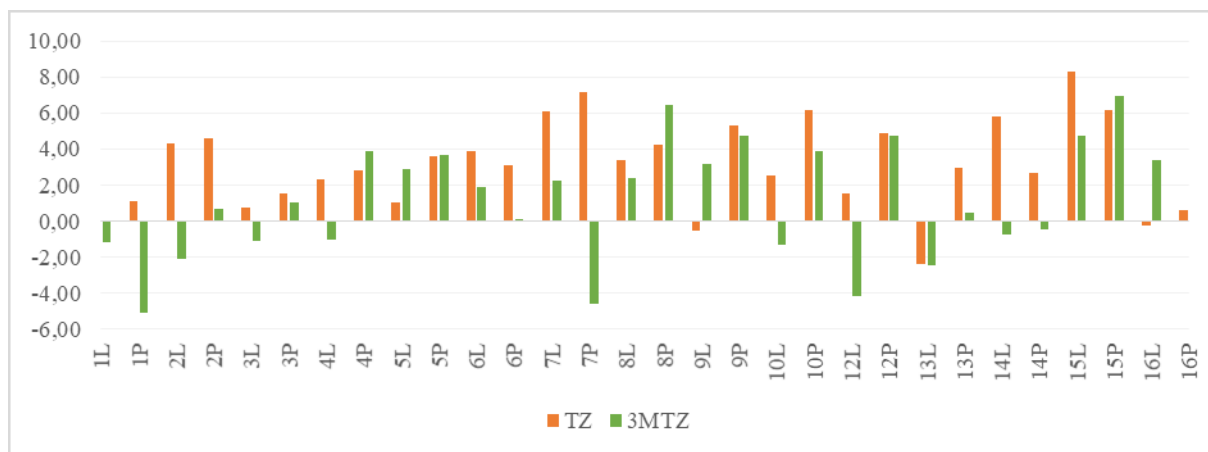


Obrázek 7. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 4

Průměrný rozdíl hodnot je $1,4^\circ$. Velikost směrodatné odchyly je v tomto případě $2,56^\circ$. Interval spolehlivosti má rozmezí $(0,44; 2,35)$. Párový t-test určil p-hodnotu s Bonferroniho korekcí 0,038. To vyvrací platnost hypotézy H_{40} . Platí hypotéza H_{4A} : Velikost odchyly spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchyly přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem.

5.6 Ověření hypotézy 5

Hypotéza 5 porovnává hodnoty naměřené při provedení TZ a modifikované TZ se čtyřmi výškami. Ty znázorňuje následující graf (obrázek 8).

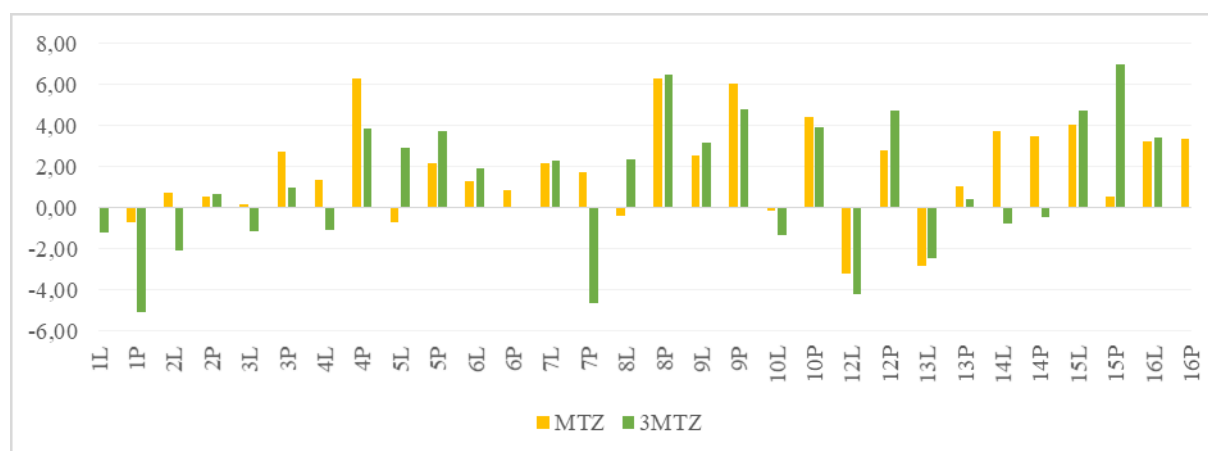


Obrázek 8. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 5

Průměrný rozdíl hodnot je $1,97^\circ$. Velikost směrodatné odchylky je v tomto případě $3,31^\circ$. Interval spolehlivosti má rozmezí $(0,73; 3,21)$. Párový t-test určil p-hodnotu s Bonferroniho korekcí 0,02. To vyvrací platnost hypotézy H_{50} . Platí hypotéza H_{5A} : Velikost odchylky spojnice SIPS při TZ od spojnice SIPS při stojí na obou DKK se statisticky významně liší od velikosti odchylky přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výškami.

5.7 Ověření hypotézy 6

Hypotéza 6 porovnává hodnoty naměřené při provedení modifikované TZ s jedním a čtyřmi výškami. Tyto hodnoty znázorňuje následující graf (obrázek 9).



Obrázek 9. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 6

Průměrný rozdíl hodnot je $0,57^\circ$. Velikost směrodatné odchylky je v tomto případě $2,49^\circ$. Interval spolehlivosti má rozmezí $(-0,36; 1,5)$, obsahuje tedy nulovou hodnotu. Párový t-test určil p-hodnotu s Bonferroniho korekcí 1. Výsledek testu nevyvrací hypotézu H_{60} : Velikost odchylky spojnice SIPS v nejnižší pozici modifikované TZ s jedním výskokem od spojnice SIPS při stoji na obou DKK se statisticky významně neliší od velikosti odchylky přítomné v nejnižší pozici modifikované TZ se čtyřmi výskoky. Metoda neprokázala mezi výsledky neshodu, obě zkoušky by tedy mohly dávat stejné výsledky.

5.8 Závěry

Statistické hodnocení jednoznačně zamítá hypotézy H_{10} , H_{20} a H_{30} . Hodnoty propadu pánve ve všech zkouškách se signifikantně liší od propadu pánve ve stejné fázi běhu. Taktéž zamítáme shodu TZ se zbylými dvěma testy, tedy hypotézu H_{40} a H_{50} . Neprokázali jsme neshodu mezi výsledky MTZ a 3MTZ. Přijímáme hypotézy H_{1A} , H_{2A} , H_{3A} , H_{4A} , H_{5A} a nemůžeme vyvrátit hypotézu H_{60} . Výsledky párového t-testu a informace o variabilitě souboru rozdílů hodnot pro všechny hypotézy shrnuje tabulka 2.

Hypotézy	Výběrový průměr	Výběrová směrodatná odchylka	Intervalový odhad rozdílu (95 %)	p-hodnota pro asymptotický párový t-test (Bonferroni)	Kód signifikance
H1: Běh – TZ	-7,58	3,66	(-8,95; -6,21)	<0.001	***
H2: Běh – MTZ	-6,18	2,61	(-7,16; -5,21)	<0.001	***
H3: Běh – 3MTZ	-5,61	2,92	(-6,7; -4,52)	<0.001	***
H4: TZ - MTZ	1,40	2,56	(0,44; 2,35)	0,038	*
H5: TZ – 3MTZ	1,97	3,31	(0,73; 3,21)	0,020	*
H6: MTZ – 3MTZ	0,57	2,49	(-0,36; 1,5)	1,000	

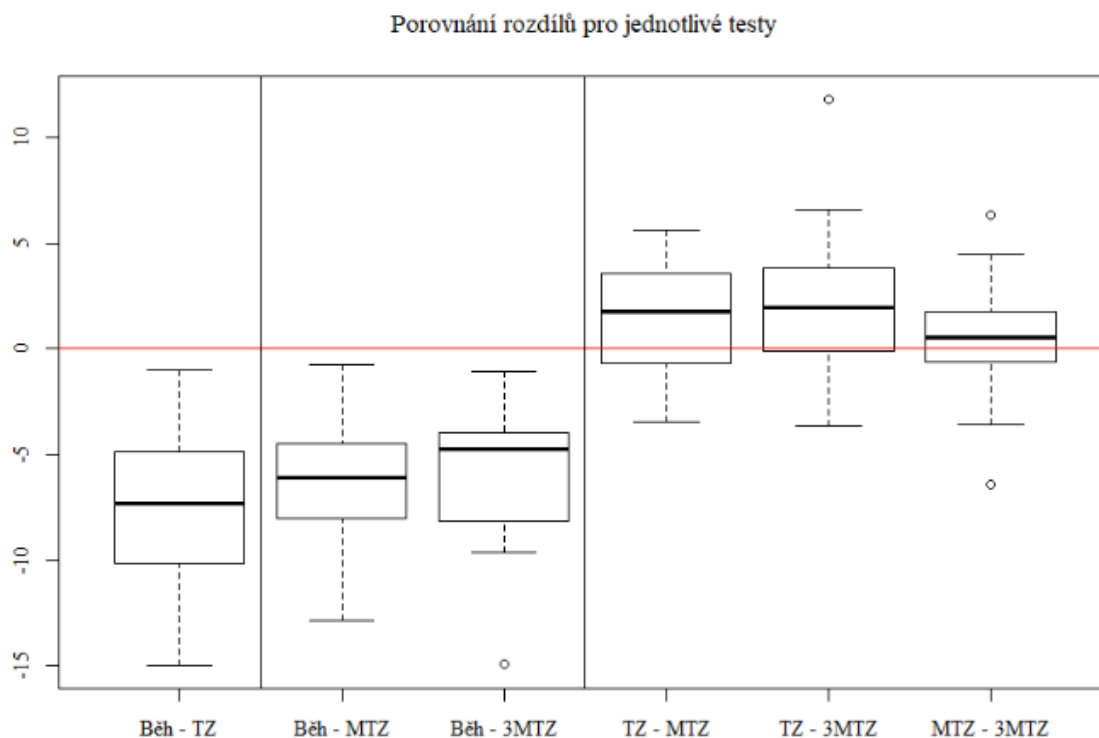
Tabulka 2. Výsledky párového t-testu a informace o variabilitě souborů rozdílů hodnot

Poslední sloupec tabulky popisuje míru signifikance vyvrácení hypotézy v závislosti na p-hodnotě.

$(0 < *** < 0.001 < ** < 0.01 < * < 0.05 < . < 0.1 < < 1)$

Rozdíly jednotlivých hodnot přehledně znázorňuje krabicový graf (obrázek 10). Testováním hypotéz zjišťujeme, zda jsou rozdíly porovnávaných hodnot nulové. I tímto zpracováním se této hodnotě přibližuje pouze porovnání MTZ a 3MTZ.

Jednotlivé boxy představují hodnoty od prvního do třetího kvartilu rozdílů testovaných souborů jednotlivých hypotéz. Dělicí čára představuje medián. Zbytek dat je označen přerušovanou čarou. Vzdálenější hodnoty jsou zobrazeny jako samostatné body.



Obrázek 10. Hypotézy 1-6 – krabicový graf

5.9 Výzkumné otázky

Z výsledků statistické analýzy vyplývají následující odpovědi na výzkumné otázky.

Výzkumná otázka 1: Lze využít Trendelenburgovu zkoušku jako diagnostickou metodu pro ověření přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině patrné při běhu?

Touto výzkumnou otázkou se zabývala hypotéza H1. Míra odchylky spojnice SIPS od prostého stoje se při provedení TZ a ve stejné fázi běhu statisticky významně liší. Podle výsledků tedy TZ není vhodnou zkouškou pro ověření přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině patrné při běhu.

Výzkumná otázka 2: Lze využít modifikaci TZ se zapojením výskoků jako diagnostickou metodu pro ověření přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině patrné při běhu?

Výsledky modifikací testů se zapojením výskoků s mírou poklesu pánve ve stejné fázi běhu srovnávají hypotézy H2 a H3. V obou případech se výsledky zkoušek a pokles pánve při běhu statisticky významně liší, proto modifikace TZ nejsou vhodnými zkouškami pro ověření přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině patrné při běhu.

Výzkumná otázka 3: Jsoz modifikace Trendelenburgovy zkoušky s výskoky na jedné dolní končetině citlivější metodou pro zjištění mírné nestability pánve patrné při běhu než klasická TZ?

Jelikož nebyly hypotézy $H1_0$, $H2_0$ a $H3_0$ akceptovány, je tato výzkumná otázka irelevantní, neboť výsledky všech testovaných zkoušek se od míry poklesu pánve při běhu signifikantně liší. Vzhledem k tomu, že nemůžeme vyvrátit hypotézu $H6_0$, je možné uvažovat, že výsledky modifikací TZ s jedním a čtyřmi výskoky se významně neliší. Dle vyhodnocení hypotéz $H4_0$ a $H5_0$, se obě zkoušky od výsledků TZ liší. Z krabicového grafu lze vyčíst, že hodnoty rozdílů obou modifikací TZ a běhu, se pohybují blíže nule, než rozdíl výsledků TZ a běhu.

6 DISKUZE

Ze statistického porovnání vyplývá, že TZ ani její modifikace nejsou dostatečně vypovídající zkoušky ohledně míry nestability pánve ve frontální rovině přítomné při běhu. Jedná se však o velmi komplexní problematiku. Je proto důležité se o podobnostech zkoušek s během a faktorech, ovlivňujících jejich výsledek i výsledky měření více zamyslet.

Bakalářská práce je konstruována jako pilotní studie, jejímž cílem bylo ověřit, zda je vyšetřením TZ, či její modifikace se zapojením výskoku možné určit přítomnost nestability pánve ve frontální rovině ve stejné fázi běhu na základě míry jejího poklesu na straně švihové DK při běhu, flektované DK při stoji na jedné noze.

Přítomnost pánevní nestability ve frontální rovině při běhu narušuje činnost kinematických řetězců spolupracujících na distribuci sil působících na jednotlivé segmenty lidského těla i celý pohybový aparát. Abnormalita pohybových vzorů může způsobit přetížení některých částí řetězce a vést postupem času k jejich funkčnímu i strukturálnímu poškození (Burnet & Pidcoe, 2009). Řídící funkce organismu se často snaží tuto nerovnováhu vykompenzovat jinými pohyby, proto pokles pánve není jediným znakem její přítomnosti (Pometlová & Nohejlová, 2015). Kompenzačními pohyby jsou náklon trupu ke stejné DK, laterální posun pánve stejným směrem i související addukční nastavení femuru této DK (Burnet & Pidcoe, 2009). Přestože se jedná o významnou nerovnováhu systému, je ověření přítomnosti nestability pánve při běhu v klinické praxi obtížné a stěží realizovatelné. Diagnostika probíhá na základě pozorování zmíněných pohybových vzorů přímo při běhu, a to buď v terénních či laboratorních podmínkách s využitím 2D nebo 3D kinematické analýzy (Souza, 2016).

Položili jsme si otázku, zda by nebylo možné tuto nestabilitu prokázat v podmínkách klinické praxe již existující zkouškou, či její modifikací. Zmíněná nestabilita se, jak jsme již uvedli, nejvíce manifestuje ve střední stejné fázi běhu, kdy stabilizátory kyčelního kloubu brzdí addukční pohyb pánve pro zachování optimálního nastavení pánve pro aktivaci ostatních svalů (Tvrzník & Gerych, 2014). Zvolili jsme proto Trendelenburgovu zkoušku, jež je testem funkce abduktorů kyčelního kloubu ve stoji na jedné DK – statické situace, jež se střední stejné fázi běhu nejvíce podobá. Je testem, který se v praxi využívá k diagnostice výrazné insuficience abduktorů kyčelního kloubu. Při hodnocení TZ záleží na míře poklesu pánve na straně volné končetiny (Haladová & Nechvátalová, 2010), proto jsme tento pohybový vzor zvolili jako hodnotící kritérium studie.

Dá se však předpokládat, že mírné oslabení schopnosti pletencových svalů stabilizovat kyčelní kloub při běhu se při statickém stoji na jedné DK nemusí projevit, neboť ve stoji na jedné DK, tedy v pozici TZ, stabilizační systém vyrovnává „pouze“ působení tíhy těla na páce s osou otáčení

v kyčelním kloubu (Kapandji, 2011), zatímco při běhu jsou na stabilizační funkce organismu kladeny vyšší silové nároky (Tvrzník & Gerych, 2014).

Pokusili jsme se proto navrhnout zkoušku vycházející z TZ, jež by umožňovala ověření schopnosti pletencových svalů stabilizovat polohu pánve v podmínkách vyšší zátěže v klinické praxi, kdy vyšetřující nemá možnost analyzovat pohyb pacienta přímo při běhu. Výsledek zkoušky by měl být pozorovatelný pouhým okem, či za použití zpomaleného videozáznamu pořízeného moderním mobilním telefonem. Ryšánková, Chrástková a Kračmar (2016) v knize přirovnávají pohybový projev běhu, na základě přítomnosti letové fáze v krokovém cyklu, k sérii skoků, při kterých DK pracuje coby pružina tlumící náraz. Pro zvýšení silových nároků zkoušky jsme proto TZ modifikovali zapojením výskoku na jedné DK. Hodnotícím kritériem je míra poklesu volné strany pánve oproti straně stojné DK při dopadu. K působení tíhy osoby se tak přidává i rychlost dopadu, jež působící a tedy i reakční síly zvyšuje. Pro hodnocení stabilizační schopnosti svalů jsme zvolili nejnižší moment dopadu, kdy je sešikmení pánve největší a její poloha není ovlivněna snahou probanda o získání rovnováhy na jedné DK. V průběhu zkoušky zůstává vyšetřovaný na jednom místě, proto není její provedení limitováno prostorem.

Předpokládali jsme, že takto navržená zkouška se bude od běhu lišit potřebou získání statické rovnováhy v prostoru po dopadu na stojnou DK pro omezení možnosti pádu, jež by mohla výsledek testu ovlivnit. Při běhu je dynamická rovnováha zajištěna působením setrvačné síly dopředného pohybu kontrolovaného momenty opory o dolní končetiny (Bertomeu-Motos, 2015; Ryšánková et al., 2016). Navrhli jsme proto i druhou modifikaci, jež by měla tento prvek mírně eliminovat zapojením čtyř po sobě jdoucích skoků. Návaznost skoků provedených ihned po sobě by, dle našich předpokladů, měla zmírnit potřebu statické stabilizace těla po dopadu. Z tohoto důvodu jsou hodnoceny vždy jen první tři doskoky, při posledním dopadu je situace obdobná vyšetření jednoho výskoku.

Metodiku provedení jednotlivých zkoušek jsme navrhli a otestovali tak, abychom minimalizovali riziko zkreslení jejich výsledků. Zároveň byl kladen důraz na podobnost s podmínkami klinické praxe a zachování přirozeného pohybového vzoru běžce.

Pro ověření využitelnosti zkoušek bylo zapotřebí porovnat míru propadu pánve v jednotlivých zkouškách s mírou propadu při běhu. Pro hodnocení jsme zvolili posteriorní pohled. Ukazatelem propadu se stala změna vzájemných pozic zadních spin (SIPS) probanda, jež byly na kůži označeny markery. Pozice markerů byla v průběhu získávání materiálů kontrolována, aby nedošlo k chybě způsobené jejich posunem. Metodou získání velikosti úhlu změny pozic SIPS se stala 2D kinematická analýza s využitím videozáznamu s vysokou frekvencí snímků za vteřinu.

Natáčení potřebných materiálů absolvoval každý proband v pevném pořadí zkoušek, jež jsme stanovili tak, aby se jejich provedení co nejvíce podobalo podmínkám klinické praxe. TZ a její modifikace proto byly vyšetřeny dřív, než byl pořízen záznam běhu, neboť pacient nepřichází na vyšetření rozcvičen. Následovalo rozcvičení v podobě 5–10 min běhu, aby záznam pohybu probanda nebyl zatížen chybou pro nedostatečnou adaptaci pohybového vzoru. Všechny zkoušky i běh proband absolvoval ve stejné obuvi na jednotném rovném povrchu.

Videozáznam pro vyšetření míry poklesu pánve při běhu byl pořízen bez využití běžeckého pásu. Přestože je kinematická analýza běhu na pásu a mimo něj velmi dobře porovnatelná, v některých aspektech, se pohybový projev, zapojení svalů a podmínky vnímané probandem při běhu na páse od reálného běhu liší. Drobné odchylky se mohou vyskytovat zejména v rozsahu pohybů jednotlivých kloubů. Příkladem je úhel kotníku při dopadu na podložku. Rozdíly mohou být patrné taktéž v akceleraci dopředného pohybu DK, rozdílu odporu vzduchu i vnímání povrchu a pohybu pásu probandem (Van Hooren et al., 2019). V této práci jsme využití běžeckého pásu vyloučili na základě malé zkušenosti probandů s tímto zařízením. Jejich pohybový projev by mohl být takto nezvyklými podmínkami do jisté míry ovlivněn, přestože Van Hooren et al. (2019) uvádějí, že využití běžeckého pásu při 2D kinematické analýze běhu ve frontální rovině je u přizpůsobených probandů možné bez ovlivnění výsledků.

Soubor probandů sestával z orientačních běžců, neboť hlavní pohybovou složku tohoto sportu tvoří běh v terénu i po zpevněném povrchu. Zároveň museli zvolení účastníci splňovat podmínku alespoň tří běžeckých tréninků týdně s minimálním součtem uběhnuté vzdálenosti 12 km týdně v posledním roce. Tím bylo zajištěno, že všichni běžci účastníci se studii mají ustálený běžecký styl, neboť se běhu věnují pravidelně dostatečně dlouhou dobu. Takový soubor jsme zvolili proto, že je působením patologického pohybového vzoru nejvíce ohrožený. Jak jsme již zmínili, nestabilita pánve přítomná při běhu ovlivňuje pohybový aparát pacienta zejména při častém opakování zafixovaného patologického vzoru.

Průměrná hodnota všech naměřených úhlů poklesu pánve kontralaterální strany stojné DK ve frontální rovině při běhu v souboru byla $-4,45^\circ$. Nejmenší průměrný pokles u jedné stojné DK byl $-0,09^\circ$, největší $-9,31^\circ$. Průměrný propad 5° a vyšší se objevil v případě testování 13 stojných DK. Pokles alespoň jedné strany pánve nad 5° byl přítomný u 9 probandů.

Statistickou analýzou jsme ověřili platnost hypotéz porovnávajících změny úhlů spojnice SIPS a horizontály při jednotlivých zkouškách se změnou při běhu i jednotlivé zkoušky navzájem. Vyhodnocení naměřených dat pomocí statistické metody Studentova párového t-testu jednoznačně zamítá shodnost výsledků všech zkoušek s hodnotami poklesu pánve na straně švihové DK ve stojné

fázi běhu. Dále zamítá shodu mezi výsledky TZ a některé modifikace se zapojením výskoku. Shodnost výsledků obou modifikací nemůžeme na základě statistické analýzy vyvrátit.

Z těchto výsledků je možné vyvodit odpovědi na výzkumné otázky. Dle výsledků pilotní studie sledující pokles pánve ve frontální rovině na straně volné DK vyplývá, že samotná TZ není vhodnou metodou pro ověření nestability pánve ve frontální rovině ve stojné fázi běhu. Vhodnou zkouškou nejsou ani její modifikace se zapojením výskoku. Proto je irelevantní zabývat se otázkou, která zkouška je v diagnostice lepší. Pokud bychom se tím chtěli přesto zabývat, lze poukázat, že v porovnání rozdílů výsledků zkoušek a běhu, se běhu více blíží obě modifikace v porovnání s TZ.

Jelikož soubor výsledků obsahuje 30 hodnot ke každé zkoušce (po zprůměrování výsledků jednotlivých pokusů), lze se hodnotami zabývat i jednotlivě. Na základě této komparativní analýzy je možné popsat, že pokles volné strany pánve při provedení TZ nebyl přítomný ani u probandů, jejichž pokles pánve ve frontální rovině při běhu byl nejzřetelnější. Hodnotíme-li výsledné změny pozice pánve v modifikacích TZ, zjistíme, že vyšší míra poklesu pánve patrná při běhu nekoreluje s vyšší mírou poklesu pánve v modifikacích, a to i v případě, že se zaměříme na DK jedné osoby. Tato pozorování podporují závěry vyplývající ze zamítnutí hypotéz $H1_0$, $H2_0$ a $H3_0$.

Přestože byl před konečným natáčením materiálů průběh zkoušek i volba záznamového zařízení testována a metodika upravena tak, abychom minimalizovali pravděpodobnost vzniku chyb, mohlo dojít k neúmyslnému zkreslení výsledků. Do budoucna by bylo možné toto riziko snížit provedením více pokusů každé zkoušky i běhu. Výsledky taktéž mohl ovlivnit výběr souboru probandů. Ve stanovení velikosti fyziologického rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině se názory různých autorů rozcházejí. Je proto možné, že výběr zdravých probandů nebyl pro porovnání výsledků vhodný, přestože se výsledky zkoušek nepodobaly poklesu pánve při běhu ani u probandů s poklesem pánve kolem 9° . U žádného probanda nebyla patrná výraznější nestabilita, považovaná při klinickém vyšetření za patologický nález. Taktéž je možné očekávat, že při zkoumání většího souboru probandů by se výsledky studie mohly do jisté míry lišit.

Potenciálně by rozdílné závěry, vypovídající o možnostech TZ a jejich modifikací poukázat na pánevní nestabilitu přítomnou při běhu, mohly vzniknout zkoumáním i dalších jejích znaků pozorovatelných v pohybovém projevu probanda. Jak již bylo zmíněno, při běhu se insuficience stabilizátorů pohybů kyčle ve frontální rovině může projevovat kompenzačními pohyby v podobě úklonu trupu ke stojné DK, laterálním posunem pánve stejným směrem a addukčním nastavením stojné DK. Stejně prvky jsme pozorovali na snímcích zobrazujících dopad při MTZ i 3MTZ. Přítomnost například úklonu trupu, mění nastavení pohybových segmentů a snižuje sešikmení pánve.

Míru úklonu trupu nebylo dle materiálů vytvořených na základě metodiky, zaměřené pouze na změnu sklonu pánve ve frontální rovině, možné přesně změřit. K objektivnímu hodnocení by byla zapotřebí přítomnost dalších markerů. Pro úplné vyloučení možnosti využití TZ a jejich modifikací se zapojením výskoku by bylo přínosné se přítomností kompenzačních pohybů, či možnostmi jejich eliminace, zabývat v dalších výzkumech. Subjektivně jsme přítomnost tohoto příznaku pozorovali u několika probandů při provedení TZ, jež nebylo u žádného probanda korigováno, i jejich modifikací. Při běhu i modifikacích TZ jsme pozorovali v některých pokusech i addukční postavení stojné DK.

V závislosti na výsledku statistické analýzy jsme se zamysleli nad prvky, jimiž se sledované zkoušky liší od běhu, a které by mohly způsobovat jejich odlišné výsledky.

Podoba TZ, tedy stoj na jedné dolní končetině, lze považovat za elementární derivát zátěžové situace přítomné ve stojné fázi běhu. Biomechanika kloubu se zapojením pohybu v sagitální rovině a působení sil v oblasti jsou však rozdílné. Při stoji na jedné DK vyvažuje tah stabilizačních svalů tíhu horní části těla a volné DK působící na páce, jejíž osou otáčení je střed kyčelního kloubu (Kapandji, 2011). Při běhu tah svalů musí vyrovnat zvýšené silové nároky, jež závisí nejen na hmotnosti, ale i na rychlosti běžce, tvrdosti povrchu a obuvi. Zvyšuje se síla, kterou tělo působí na kloub i reakční síly země (Tvrzník & Gerych, 2014).

Další rozdíl TZ oproti běhu spatřujeme ve způsobu stabilizace těla. Jelikož při stoji nedochází k lokomoci v žádném směru, vyžaduje tato poloha staticky stabilní posturální zajištění. Při běhu tělo pracuje se stabilizací dynamickou, kdy se udržuje v prostoru působením setrvačné síly a střídáním stojných fází DK (Bertomeu-Motos, 2015; Ryšánková et al., 2016).

Moment, kdy se v krokovém cyklu objeví nastavení tělesných segmentů odpovídající stoji na jedné noze, je velmi krátký. Zároveň bývá nastavení kloubů DK v tomto momentu mírně odlišné od vzpřímeného stoje. DK se při dopadu chová jako pružina, absorbující energii dopadu, kterou dále využívá k odrazu. Ve střední stojné fázi běhu tak bývá přítomná semiflexe kolenního kloubu. Nastavení kotníku a přesné nastavení všech segmentů je individuální, záleží na běžeckém stylu probanda (Ryšánková et al., 2016). Nastavení kloubů DK tak ovlivní zapojení svalů. V kapitole 2.3.2 jsme uvedli, jak Kapandji (2011) popisuje závislost zapojení jednotlivých svalů do procesu stabilizace pohybu pánve ve frontální rovině na nastavení kloubu kyčelního. Při došlapu je kyčelní kloub flektován. Před odlepením nohy od země je v extenzi. Nastavení kloubu se tak v průběhu krokového cyklu mění a s ním i poloha těžiště. Pokud kyčelní kloub není v nulovém nastavení a průmět těžiště se pohybuje před nebo za spojnicí kyčelních kloubů, závisí jeho stabilizace, ve smyslu abdukce kloubu, na souhře více svalových skupin, než v prostém stoji. Na stabilizaci jsou kladeny

nejvyšší silové nároky od dopadu po střední stojnou fázi, kdy je kaudální posun volné strany pánve brzděn tahem svalů stojné DK (Tvrzník & Gerych, 2014).

Předpokládáme, že modifikované zkoušky se zapojením výskoku se tímto od běhu odlišují také. Při dopadu sice DK pracuje jako pružina, aby tlumila působení reakčních sil, a dochází ke změně nastavení kloubů DK oproti stoji, ale pohyb nepokračuje lokomocí v sagitální rovině. Pro tělo je tak obtížnější zaujmout po dopadu stabilní posturu, na rozdíl od běhu, kdy je působení setrvačné síly a energie dopadu využita k pohybu vpřed. Dopad na jednu nohu, jejíž opěrná báze je úzká, vede k pohybům, jež mají udržet rovnováhu. Ovlivňují při tom však i námi sledovaný pohyb pánve ve frontální rovině. Pohyby samotné pánve a jejího okolí jsou při běhu komplexnější. Při přenosu švihové DK dopředu ji pohyb pánve doprovází rotací v rovině transverzální. Při tom dochází k torzi trupu vyvažující pohyby horních i dolních končetin. Tyto pohyby ovlivňují napětí svalů a jejich zapojení.

Rozdílné zapojení svalových skupin kinematického řetězce se také při MTZ a 3MTZ oproti střední stojné fázi běhu může objevit v závislosti na došlapové části nohy. Při dopadu na DK z výskoku dopadá proband vždy na předonoží, neboť pohybem kotníku je tlumení větší. Běh v moderní obuvi tlumící náraz, umožňuje běh přes patu, který je často patrný u neprofesionálních běžců (Ryšánková, et al. 2016). Tento faktor by mohl ovlivnit výsledky zkoušky u běžců s tímto běžeckým stylem.

Všechny odlišnosti testů, mohou mít na výsledky vliv, neboť porovnávané dílčí pohyby, jež jsou součástí pohybů komplexních. V případě podobných pohybových vzorců, které nejsou zcela shodné, se mohou dílčí pohyby signifikantně lišit. V rozdílných kineziologických obsazích se projevuje různá míra adaptace na daný pohyb, přestože se zapojují tytéž svaly.

Provedením pilotní studie, zabývající se srovnáním míry poklesu pánve při běhu a TZ i jejich modifikacích, jsme položili základ pro navazující studie. Z výsledků studie vyplývá, že zkoumání pouze poklesu pánve na straně volné DK, tedy Trendelenburgova znamení, u zmíněných zkoušek je irelevantní. Nevypovídá o míře nestability pánve ve frontální rovině při běhu. Námětem navazujících prací by proto mohla být studie monitorující přítomnost Trendelenburgova i Duchennova znamení (poklesu pánve i náklonu trupu).

Přínosem práce je ověření, že hodnocením poklesu pánve při provedení TZ není možné získat validní informaci o přítomnosti nestability pánve ve frontální rovině ve stojné fázi běhu. Přidanou hodnotou studie je ověření využitelnosti nové modifikace TZ zapojením skoku. Přestože studie prokázala, že ani hodnocením míry poklesu pánve v průběhu zkoušky nestabilitu pánve při běhu neprokážeme, otevírá se v tomto směru možnost dalšího výzkumu. Existence klinického testu, jež by

ověroval insuficienci stabilizace pánevního pletence přítomnou ve vyšší zátěžové hladině, by znamenala velký přínos pro diagnostiku úrazů z přetížení způsobených abnormálním rozložením sil v pohybovém systému.

7 ZÁVĚRY

Hlavním cílem práce bylo zjistit, zda lze pomocí hodnocení míry poklesu pánve na straně volné DK v TZ a jejích modifikacích se zapojením výskoku ověřit přítomnost nestability pánve ve frontální rovině při běhu. Statistická analýza porovnávající výsledky jednotlivých zkoušek prokázala, že hodnoty popisující míru poklesu pánve při TZ ani jejích modifikacích neodpovídají hodnotám týkajících se míry poklesu pánve na straně švihové DK ve stejné fázi běhu.

Přínosem práce je zjištění, že hodnocení míry poklesu pánve na straně volné DK při TZ i jejích modifikacích není signifikantní metodou ověřující přítomnost nestability pánve ve frontální rovině při běhu. To pokládá základ pro možné navazující studie, neboť výsledky pilotní studie prokazují, že zkoumání pouze Trendelenburgova znamení je irelevantní. Předmětem zájmů dalších studií by proto mohlo být ověření využitelnosti zkoušek na základě dalších pohybových vzorů značících insuficienci stabilizátorů pánve a kyčelního kloubu ve frontální rovině, jako je například Duchennův příznak.

8 SOUHRN

Bakalářská práce se zaměřuje na výzkum možnosti využití TZ a jejích modifikací se zapojením skoku pro ověření přítomnosti laterální insuficience stabilizace pánve a kyčelního kloubu ve stojné fázi běhu. Práce je navržena jako pilotní studie, jež zkoumá možnost využití zkoušek na základě porovnání úhlové změny pozice pánve ve frontální rovině v jednotlivých zkouškách a ve stojné fázi běhu.

V první části práce jsme popsali teoretické poznatky týkající se problematiky nestability pánve ve frontální rovině přítomné ve stojné fázi běhu. Zaměřili jsme se na nastínění biomechanické a kineziologické situace pánevní oblasti v jednodušším případě stoje na jedné a obou DKK i při chůzi a běhu. Zároveň jsme zde popsali neuromuskulárně zajištěné řízení volní i mimovolní motoriky udržující stabilitu segmentů i těla jako celku. Dále se práce věnuje tématu etiologie a patogeneze nestability přítomné při běhu i v nižších zátěžových hladinách a současným metodám využívaným k její diagnostice. Podrobněji se zabýváme Trendelenburgovou zkouškou a 2D kinematickou analýzou pohybu, jež se vyskytují v metodice práce.

Cílem práce bylo zjistit, zda lze TZ využít k diagnostice insuficience laterální stabilizace pánve a kyčelního kloubu ve frontální rovině přítomné ve stojné fázi běhu. Druhým cílem se stalo navržení jednoduché modifikace TZ, která bude klást vyšší silové nároky na stabilizaci pánve než klasická TZ, a která by mohla být využitelná pro diagnostiku méně výrazné instability pánve při běhu v klinické praxi a ověřit její účinnost.

V metodice práce jsme, pro získání hodnot poklesu volné strany pánve ve frontální rovině, reprezentovaných změnou úhlu spojnice SIPS a horizontály, v průběhu zkoušek i stojné fáze běhu, pracovali s využitím 2D kinematické analýzy s videozáznamem. Hodnoty odečtené ze snímků, znázorňujících moment největšího sešikmení pánve ve frontální rovině v průběhu zkoušek i běhu, jsme porovnali statistickou analýzou Studentova párového t-testu.

Výsledky analýzy dat jasně zamítají podobnost úhlových změn pozice pánve ve frontální rovině v TZ i navržených modifikacích s využitím skoku a běhu. Z toho vyplývá, že TZ ani její modifikace se zapojením skoku nelze pro diagnostiku insuficience laterální stabilizace pánve a kyčelního kloubu přítomné ve stojné fázi běhu využít, je-li hodnotícím kritériem míra poklesu pánve na straně volné dolní končetiny. Možnost porovnání zkoušek a běhu hodnocením více faktorů značících přítomnost nestability pánve ve frontální rovině, jakým je například úklon trupu ve směru stojné DK, či addukční postavení femuru, by mohla být předmětem dalších studií.

9 SUMMARY

Bachelor thesis deals with the possibilities of using single leg stance test (SLTS) and its modification by adding a jump to get diagnosis of pelvic instability in the stance phase of running. It is designed as a pre-research comparing contralateral pelvic drop in degrees during running, SLTS and its modification to evaluate the possibility of using said tests in diagnostics.

The first part summarizes present findings on pelvic instability in frontal plane during running. It is focused on pelvic area during stand on one and both lower limbs, walking and running from biomechanical and kinesiological point of view. It also deals with the topics of neuromuscular control of locomotion, etiology and pathogenesis of pelvic instability present during running and at lower stress levels and present diagnostic methods of this instability. In the methodology section we look more into detail of SLTS and 2D video analysis.

First the thesis aims to verify SLTS as a diagnostic instrument of pelvic instability in the frontal plane in the stance phase of running in clinical practice. Second aim was to introduce simple modification of SLTS, which would have higher power demands on pelvic stabilisation and could be used to diagnose even less pronounced instability and verify its usability in clinical practice.

To get the pelvic drop values represented by the change of an angle between the line connecting SIPS and horizontal line (in degrees) we used 2D video analysis. Values were measured on snapshots at the time of greatest pelvic drop and then evaluated using paired t-test.

In the results the statistical evaluation rejects similarity in values of angle changes for running, SLTS or the modification. Based on the statistical evaluation neither SLTS nor its modification were found to be a valid test to get diagnosis of pelvic instability in the stance phase of running while contralateral pelvic drop being the only evaluation criterion. We suggest that other factors related to pelvic instability such as trunk lean towards the stance lower limb or hip adduction in frontal plain should be taken into consideration in following studies.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- ADEREM, Jodi a Quinette A. LOUW, 2015. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord* [online]. vol. 16, s. 356. [cit. 2020-03-28]. ISSN 1471-2474 Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0808-7>
- BERTOMEU-MOTOS, Arturo, 2015. Biomechanics of human walking and stability descriptive parameters. *Revista Doctorado UMH* [online]. vol. 1, iss.1, p4 [cit. 2020-03-28]. ISSN 2530-7320. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/323160009>
- BRAMAH, Christopher, Stephen J. PREECE, Niamh GILL a Lee HERRINGTON, 2018. Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? *The american Journal of Sports Medicine* [online]. vol. 46, iss. 12, s. 3023-3031 [cit. 2020-03-30]. ISSN 1552-3365. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/0363546518793657>
- BURNET, Evie N. a Peter E. PIDCOE, 2009. Isometric Gluteus Medius Muscle Torque and Frontal Plane Pelvic Motion During Running. *Journal of Sports Science* [online]. vol. 8, iss. 2, s. 284-288. [cit. 2020-03-28]. ISSN 13032968.
- COLYER, Steffi L., Marray EVANS, Darren P. COSKER a Aki I. T. SALO, 2018. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Medicine – Open* [online]. vol. 4, iss. 24, s. 1-15. [cit. 2020-03-20]. ISSN 2199-1170. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0139-y>.
- ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ, 2018. Biomechanika člověka. Praha: Grada Publishing. s. 17. ISBN 978-80-271-0367-6.
- DINGENEN, Bart, Filip F. STAES, Lieselot SANTERMANS, Lien STEURS, Maarten EERDEKENS, Jurre GEENTJENS, Koen H. E. PEERS a Kevin DESCHAMPS, 2018. Are two-dimensional measured frontal plane angles related to three-dimensional measured kinematic profiles during running? *Physical Therapy in Sport* [online]. vol. 29, s. 84-92. [cit. 2020-03-20]. ISSN 1466-853X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.02.001>.
- DRUGA Rastislav. (2017). Centrální mechanismy řízení motoriky. In ŠVESTKOVÁ, Olga, Yvona ANGEROVÁ, Rastislav DRUGA, Jan PFEIFFER a Jiří VOTAVA. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing, 2017. s. 65-150. ISBN 978-80-271-0084-2.

- DUNGL, Pavel a Michal BURIAN. (2014). Morbus Perthes. In DUNGL, Pavel, 2014. *Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Grada. s. 715. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DUNGL, Pavel a Jiří KOLMAN. (2014). Ortopedická diagnostika. In DUNGL, Pavel, 2014. *Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Grada. s. 715. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DUNGL, Pavel a Radovan KUBEŠ. (2014). Onemocnění kyčelního kloubu u dospělých. In DUNGL, Pavel, 2014. *Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Grada. s. 732-734. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie.* Praha: Triton. s. 64-203. ISBN 978-80-7387-324-0.
- FUJITA, Kenji, Tamon KABATA, Yoshitomo KAJINO, Shintaro IWAI, Kazunari KURODA, Kazuhiro HASEGAWA, Katsuo FUJIWARA a Hiroyuki TSUCHIYA, 2017. Quantitative analysis of the Trendelenburg test and invention of a modified method. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. vol. 22, iss. 1, s. 81-88. [cit. 2020-03-10]. ISSN 0949-2658. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jos.2016.09.007>
- HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ, 2010. *Vyšetřovací metody hybného systému.* Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. s. 92-127. ISBN 978-80-7013-516-7.
- HARDCASTLE, Philip a Sydney NADE, 1985. The significance of the Trendelenburg test. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume.* vol. 67-B, iss. 5, s. 741-746. [cit. 2020-03-10]. ISSN 2049-4408. Dostupné z: <https://doi.org/10.1302/0301-620X.67B5.4055873>
- HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK, 2017. Memorix anatomie. Vyd. 4. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton. s. 150-457. ISBN 978-80-7553-420-0.
- KAPANDJI, Adalbert Ibrahim, 2008. *The Physiology of the Joints. Volume 3, The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head.* 6th ed. Edinburgh: Elsevier. s. 2-67. ISBN 978-0-7020-2959-2.
- KAPANDJI, Adalbert Ibrahim, 2011. *The Physiology of the Joints. Volume 2, The Lower Limb.* 6th ed. New York: Churchill Livingstone. s. 2-67. ISBN 978-1-4557-2520-5.
- LEPŠÍKOVÁ, Magdaléna a KOLÁŘ, Pavel. (2009). Kineziologie kyčelního kloubu. In KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi.* Praha: Galén. s. 161. ISBN 978-80-7262-657-1.

- MAREŠ, Jan. (2015). Fyziologie a patofyziologie svalů. In ROKYTA, Richard, 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. s. 434-442. ISBN 978-80-247-4867-2.
- NOVACHECK, Tom F, 1998. The biomechanics of running. *Gait & Posture* [online]. vol. 7, iss. 1, s. 77-95 [cit. 2020-04-01]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10200378>
- POMETLOVÁ, Marie a NOHEJLOVÁ Kateryna. (2015). Fyziologie a patofyziologie pohybu. In ROKYTA, Richard, 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. s. 454-465. ISBN 978-80-247-4867-2.
- PREECE, Stephen J., Duncan MASON a Christopher BRAMAH, 2016. How do elite endurance runners alter movements of the spine and pelvis as running speed increases? *Gait & Posture* [online]. vol. 46, s. 132-134 [cit. 2020-04-04]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.03.011>
- PULEO, Joe a Patrick MILROY, 2014. *Běhání - anatomie*. Brno: CPress. s. 25-79 ISBN 978-80-264-0358-6.
- RYŠÁNKOVÁ, Lenka, Martina CHRÁSTKOVÁ a Bronislav KRAČMAR. (2016) Lidská lokomoce prostřednictvím pletence pánevního. In KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ, 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. s. 238-255. ISBN 978-80-246-3379-4.
- SEIDL, Zdeněk, 2015. *Neurologie pro studium i praxi*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. s. 313-335. ISBN 978-80-247-5247-1.
- SIMONEAU, Guy G, 2015. *Kinesiology of walking*. [online]. [cit. 2020-03-29]. Dostupné z: <https://clinicalgate.com/kinesiology-of-walking/>
- SMÉKAL, David a Magdaléna LEPŠÍKOVÁ. (2009). Vyšetření svalové síly. In KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. s. 76-77. ISBN 978-80-7262-657-1.
- SOUZA, Richard B., 2016. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. vol. 27, iss. 1, s. 217-236 [cit. 2020-03-10]. ISSN 1047-9651 Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.006>. ISSN 1047-9651

- TATEUCHI, Hiroshige, Sakiko SHIRATORI a Noriaki ICHIHASHI, 2015. The effect of angle and moment of the hip and knee joint on iliotibial band hardness. *Gait & Posture* [online]. vol. 41, iss. 2, s. 522-528 [cit. 2020-03-31]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.006>
- TVRZNÍK, Aleš a David GERYCH, 2014. *Velká kniha běhání*. Praha: Grada. Sport extra. s. 111. ISBN 978-80-247-4872-6.
- VALOUCHOVÁ Petra a Pavel KOLÁŘ. (2009). Chůze. In KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. s. 48-51. ISBN 978-80-7262-657-1.
- VAN HOOREN, Bas, Joel T. FULLER, Jonathan D. BUCKLEY, Jayme R. MILLER, Kerry SEWELL, Guillaume RAO, Christian BARTON, Chris BISHOP, Richard W. WILLY, 2019. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports Medicine* [online]. vol. 50, s. 1-29. [cit. 2020-04-04]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01237-z>
- VAŘEKOVÁ, Jitka a Lenka VOJTÍKOVÁ, 2016. Věda na pomoc praxi: Hodnocení držení těla v tělovýchovné praxi (II. část). *Tělesná výchova a sport mládeže: odborný časopis pro učitele, trenéry a cvičitele*. Praha: Karolinum (nakladatelství) [online]. vol. 82, iss. 3, s. 40. [cit. 2020-03-15]. ISSN 1210-7689. Dostupné z: https://apa.upol.cz/images/TVSM_3_2016_Hodnoceni_drzeni_tela_v_TV_praxi_II.pdf
- WANG, Zheng, Peter C. M. MOLENAAR, John H. CHALLIS, Kimberlee JORDAN a Kari M. NEWELL, 2014. Visual information and multi-joint coordination patterns in one-leg stance. *Gait & Posture* [online]. vol. 33, iss. 3, s. 909-914 [cit. 2020-03-20]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.017>

REFERENČNÍ SEZNAM OBRÁZKŮ:

Obrázek 1.

- KAPANDJI, Adalbert Ibrahim, 1987. *The Physiology of the Joints. Volume 2, The Lower Limb*. New York: Churchill Livingstone. s. 49. ISBN 0-443-03618-7.

11 PŘÍLOHY

11.1 Seznam obrázků

Obrázek 1. Postavení pánve při stoji na jedné DK.....	18
Obrázek 2. Schéma trajektorie běhu probanda.....	34
Obrázek 3. Ukázka hodnocených snímků	35
Obrázek 4. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 1	38
Obrázek 5. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 2	39
Obrázek 6. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 3	40
Obrázek 7. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 4.	40
Obrázek 8. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 5	41
Obrázek 9. Grafické zobrazení vstupních hodnot hypotézy 6	41
Obrázek 10. Hypotézy 1-6 – krabicový graf.....	43

11.2 Seznam tabulek

Tabulka 1. Výchozí hodnoty statistiky.....	38
Tabulka 2. Výsledky párového t-testu a informace o variabilitě souborů rozdílů hodnot.....	42