

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ SÍLY SVALŮ DOLNÍCH KONČETIN A ROVNOVÁHY
VE VZTAHU K FUNKČNÍ DOMINANCI U MLADÝCH DOSPĚLÝCH**

Diplomová práce

Autor: Bc. Lucie Mazurová

Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Kováčiková, Ph. D.

Olomouc 2019

Jméno a příjmení autora: Bc. Lucie Mazurová

Název diplomové práce: Hodnocení síly svalů dolních končetin a rovnováhy ve vztahu k funkční dominanci u mladých dospělých

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zuzana Kováčiková, Ph. D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2019

Abstrakt: Cílem práce bylo zhodnotit rovnováhu a sílu u dominantní (DDK) a nedominantní dolní končetiny (NDK) u mladých jedinců ve věku 19-30 let a zjistit, jestli parametry rovnováhy a svalové síly mezi sebou korelují. Výzkumu se zúčastnilo 31 probandů z toho 12 mužů a 19 žen. Před samotným testováním každý z probandů podstoupil testy na určení funkční dominance. Rovnováha ve stoji na jedné dolní končetině byla hodnocena pomocí silových plošin. Celková rychlost pohybu COP (V) a její mediolaterální (V_{ML}) a anteroposteriorní složka (V_{AP}) byly použity jako parametr rovnováhy. Síla hlezenních, kolenních a kyčelních svalů byla hodnocena v koncentricko-koncentrickém režimu pomocí isokinetické dynamometrie. Jako zvolený parametr byl použit peak torque (PT). Testování jak rovnováhy, tak i síly bylo realizováno na DDK a NDK. Výsledky rovnováhy ukázaly horší mediolaterální stabilitu ve stoji na DDK v porovnání s NDK u žen ($p=0,018$). Naopak u mužů výsledky ukázali horší anteroposteriorní a celkovou stabilitu ve stoji na NDK v porovnání s DDK ($p=0,049$; $p=0,023$). U žen byla nalezena vyšší svalová síla u evertorů na DDK v porovnání s NDK ($p=0,020$). U mužů výsledky ukázaly vyšší svalovou sílu na DDK v porovnání s NDK u evertorů ($p=0,021$), extenzorů kolene ($p=0,011$) a flexorů kyčle ($p=0,002$). Mezi parametry rovnováhy a síly nebyla zjištěna žádná statisticky významná korelace ($p<0,05$). Z výsledku práce vyplývá, že ženy mají lepší rovnováhu na NDK v porovnání s DDK a muži na DDK v porovnání s NDK. Zatímco u žen byly rozdíly ve svalové síle mezi končetinami nalezeny pouze u svalů kotníku, u mužů byly rozdíly nalezeny u svalů hlezna, kolene a kyčle. Jak u žen, tak u mužů byla zaznamenána vyšší síla zmíněných svalů ve prospěch DDK. Při korelaci rovnováhy se svalovou silou na DDK a NDK nebyl nalezen žádný vztah jak u mužů, tak u žen.

Klíčová slova: stabilografická plošina, stoj na jedné dolní končetině, rychlost pohybu COP, izokinetická dynamometrie, peak torque

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Lucie Mazurová

Title of the diploma thesis: Evaluation of lower limb muscles' strength and balance in relation to functional dominance in young adults

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor of the diploma thesis: Mgr. Zuzana Kováčiková, Ph. D.

The year of defence: 2019

Abstract: The aim of the work was to evaluate the balance and strength of the dominant (DLL) and non-dominant lower limb (NDLL) in individuals aged 19-30 and to find out whether the parameters of the balance and muscle strength correlate with each other. Thirty-one (31) probands (12 men and 19 women) participated in the research. Before testing, each of the probands underwent tests to determine functional dominance. Steady-state equilibrium on one lower limb was evaluated using force platforms. Overall COP (V) and its mediolateral (V_{ML}) and anteroposterior component (V_{AP}) were used as equilibrium parameters. The strength of the ankle, knee and hip muscles was assessed in concentric-concentric mode by isokinetic dynamometry. Peak torque (PT) was used as the selected parameter. Testing of both balance and power was done on DLL and NDLL. The results of the equilibrium evaluation showed worse mediolateral stability in standing on DLL compared to NDLL in women ($p = 0.018$). In contrast, men showed worse anteroposterior and total standing stability on NDLL compared to DLL ($p = 0.049$; $p = 0.023$). In women, higher muscle strength was found in evertoras per DLL compared to NDLL ($p = 0.020$). In men, the results showed higher muscle strength on the DLL compared to NDLL in evertor ($p = 0.021$), knee extensors ($p = 0.011$) and hip flexors ($p = 0.002$). No statistically significant correlation was found between equilibrium and force parameters ($p < 0.05$). The results of the work show that women have a better balance of NDLL compared to DLL and men of DLL compared to NDLL. While in women the differences in muscle strength between the limbs were found only in the ankle muscles, in men the differences were found in the muscles of the ankle, knee and hip. In both women and men, a higher strength of these muscles was reported in favor of the DLL. In the correlation of balance with muscle strength to DLL and NDLL, no relationship was found in both men and women.

Key words: stabilographic platform, one leg stance, speed of movement COP, isokinetic dynamometry, peak torque

I agree with lending of my master thesis within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením
Mgr. Zuzany Kováčikové, Ph.D., uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje
a řídila jsem se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

.....

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

Děkuji Mgr. Zuzce Kováčikové, Ph.D za pomoc a cenné rady, které mi poskytla při zpracování diplomové práce a za veškerý čas, který mi věnovala.

OBSAH

1 ÚVOD.....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2. 1 Rovnováha a faktory podílející se na jejím udržování.....	10
2. 1. 1 Rovnováha z hlediska biomechaniky	12
2. 1. 2 Možnosti hodnocení rovnováhy	14
2. 2 Svalová síla	19
2. 2. 1 Kontrakce svalu	23
2. 2. 2 Faktory ovlivňující svalovou sílu	24
2. 2. 3 Možnosti hodnocení svalové síly mladých jedinců.....	27
2. 3 Funkční dominance	29
3. CÍLE PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY, ÚLOHY	33
3.1 Cíle práce	33
3.2 Výzkumné otázky.....	33
3.3 Úlohy.....	35
4 METODIKA	36
4. 1 Charakteristika souboru	36
4. 2 Organizace výzkumu.....	36
4. 3 Metody měření	37
4. 3. 1 Funkční dominance dolních končetin.....	37
4. 3. 2 Měření rovnováhy	38
4. 3. 3 Testování svalové síly dolních končetin.....	39
4.4 Statické zpracování	42
5 VÝSLEDKY	43
5.1 Výsledky k výzkumné otázce V ₁ a V ₂	43
5.2 Výsledky k výzkumné otázce V ₃ a V ₄	44
5.3 Výsledky k výzkumné otázce V ₅ a V ₆	45

6 DISKUZE	49
7 ZÁVĚR	54
8 SOUHRN	55
9 SUMMARY	56
10 REFERENČNÍ SEZNAM	57
11 PŘÍLOHY	70

Seznam použitých zkratek

ABD _{KYK}	abduktory (kyčle)
ADD _{KYK}	adduktory (kyčle)
AM	average moment
AS	area of support (opěrná plocha)
AT	average torque
BS	base of support (opěrná báze)
COG	centre of gravity
COM	centre of mass (těžiště)
COP	centre of pressure
DDK	dominantní dolní končetina
DF _{KOT}	dorzální flexory (kotníku)
EV _{KOT}	evertory (kotníku)
EXT _{KOK}	extenzory (kolene)
EXT _{KYK}	extenzory (kyčle)
FLX _{KOK}	flexory (kolene)
FLX _{KYK}	flexory (kyčle)
FG	fast glycolytic
FOG	fast oxidative glycolytic
INV _{KOT}	invertory (kotníku)
MAP	moment angular position
NDK	nedominantní dolní končetina
PF _{KOT}	plantární flexory (kotníku)
PM	peak moment
PT	peak torque
SO	slow oxidative
V	celková rychlost
V _{AP}	anteroposteriorní rychlost
V _{ML}	mediolaterální rychlost
W	work

1 Úvod

Téměř většina aktivit denního života (ADL) a také sportovních aktivit si vyžaduje dostatečnou úroveň kontroly rovnováhy. Narušení rovnováhy z jakéhokoli důvodu může vést ke snížené kontrole při vykonávání těchto aktivit, k jejich omezení, eventuálně to může vést ke zvýšenému riziku pádů a s tím souvisejících zranění. Udržování rovnováhy je multifaktoriální proces, tzn., že existuje spousta faktorů, které ji ovlivňují. Svalová síla je často označována jako jeden z nejdůležitějších faktorů ovlivňujících rovnováhu. Svaly reagují na vyrovnávání nežádoucího vychýlení jedince a při správné funkci poskytují oporu a stabilizaci kloubu. Nižší svalová síla může vyústit v narušení stability, která následně může znamenat výše zmíněné riziko poranění.

Každá z dolních končetin má svoji funkci (stabilizační, mobilizační), jak při vykonávání ADL, tak ve sportu. Z toho vyplývají i rozdílné nároky kladené na udržování rovnováhy a svalovou sílu dolních končetin. Jejich funkce se však vzhledem na okolnosti a charakter jednotlivých pohybových činností mohou vzájemně měnit.

Dosavadní výzkumy u mladých jedinců sledovaly především efekt jedné svalové skupiny na rovnováhu, nejčastěji se zabývaly svaly v oblasti kotníku a nezaměřovaly se moc na svaly kyčle a kolena. Z hlediska praxe je však důležité věnovat dostatečnou pozornost komplexnímu hodnocení síly dolních končetin, tj. se zřetelem na všechny strategické svalové skupiny z důvodu vlivu každé svalové skupiny více či méně na udržování rovnováhy. Je málo výzkumů u mladých jedinců, které by hodnotily dolní končetinu z hlediska funkční dominance, a proto se moje diplomová práce zaměřila na hodnocení rovnováhy a komplexního hodnocení svalové síly dolních končetin vzhledem k funkční dominanci u zdravých mladých jedinců ve věku 19-30 let. Dále mě zajímalo, do jaké míry je rovnováha ovlivněna svalovou silou vzhledem k dominanci.

2 Přehled poznatků

2. 1 Rovnováha a faktory podílející se na jejím udržování

Schopnost udržet celé tělo v rovnováze, buď v klidu (statická rovnováha) nebo v pohybu (dynamická rovnováha), resp. tento stav po rozsáhlém přemístování těla co nejrychleji obnovit, je důležitá při vykovávání každodenních běžných aktivit jako i ve sportu (Zemková, 2011). Vzájemná koordinace, jak statické tak dynamické rovnováhy, je předpokladem pro správné fungování lidské motoriky (Kilroy, Crabtree, Crosby, Parker, & Barfield, 2016; Kováčiková, Ořechovská, Svoboda & Janura, 2014; Merritt, Brown, Queen, Simpson, & Schmidt, 2017).

Na udržování rovnováhy se podílejí tři základní systémy a to: somatosenzorický systém - zahrnující svalovou, kloubní a kožní propriocepci; vestibulární systém a zrak. Optimální udržování rovnováhy vyžaduje informace ze všech tří sensorických systémů. (Fregly, 1975). Pokud je jeden z nich narušený nebo jsou informace z toho systému omezené, dochází k přenesení vyšších nároků na zbylé systémy. Ve studii Perrin, Jeandel, Perrin, & Bene, (1997), byla sledována u mladých jedinců rovnováha v bipedálním postoji se zrakovou kontrolou a jejím vyloučením (zavřené oči) pomocí odchylky COP. Výsledkem bylo zjištění, že vyřazením zrakové kontroly došlo k zhoršení rovnováhy až o 48%. Studie (Ageberg, Roberts, Holmström, & Fridén, 2005) sledovala rovnováhu u mladých jedinců při narušení propriocepce ve postoji na jedné dolní končetině na pěnové podložce pomocí odchylky COP. Bylo zjištěno zhoršení rovnováhy až o 30% v postoji na pěnové podložce oproti postoji na pevné podložce. Specifický případ narušení propriocepce představuje test stoje na jedné dolní končetině (Ageberg et al., 2005). Ve studii Federolf, Roos a Nigg (2013), autoři porovnávali bipedální stoj a stoj na jedné dolní končetině a zjistili zhoršení rovnováhy oproti bipedálnímu postoji o více jak 40%. Narušení vestibulárního systému se v klinické praxi těžko stimuluje, proto se v praxi častěji používá k narušení rovnováhy vyloučení zraku (zavřené oči) nebo narušení propriocepce (pěnové podložky). Kromě výše zmíněné sensorické složky se na rovnováze podílí také řídicí a výkonná složka. Řídicí složku představuje centrální nervová soustava, tedy mozek a mícha. Výkonnou složkou je pohybový systém, u kterého hrají zásadní úlohu kosterní svaly. Ty „leží na křižovatce“ mezi systémem řídicím

a výkonným, a které z hlediska propriorecepce mají důležitou úlohu v oblasti senzorické (Vařeka & Vařeková, 2009).

Zachování rovnováhy je komplexním jevem, který je ovlivněn řadou faktorů včetně svalové síly dolních končetin. Nižší svalová síla dolních končetin byla u mladých jedinců spojena s vyšším rizikem pádů a zranění ve sportu (Ünlüsoy et al., 2011). Svaly v oblasti kotníku se výrazně projevují na udržení rovnováhy. Bylo zjištěno, že pokles svalové síly musculus triceps surae má za následek zhoršenou rovnováhu zejména při stoji na jedné dolní končetině. Naproti tomu, jeho oslabení nevedlo ke zhoršení rovnováhy v případě bipedálního stoje (Onambele, Narici, & Maganaris, 2006). V oblasti kolene je nejčastěji popisován musculus quadriceps femoris, který se uplatňuje při aktivitách denního života jako je stoj, chůze. Se snížením jeho síly došlo ke zhoršení stability při bipedálním stoji, tak i stoji na jedné dolní končetině a k vyššímu riziku pádu. (Hurley, Rees, & Newham, 1998). Bylo také zjištěno, že nejvýznamnějším determinantem jak statické, tak dynamické rovnováhy je svalová síla extenzorů kolenního kloubu (Carter et al., 2002). Zvýšením jejich svalové síly přibližně o 3% došlo u mladých jedinců k zlepšení statické rovnováhy až o 1,2% a dynamické rovnováhy o 2,4%. I kyčelní kloub se svojí mírou podílí na udržení rovnováhy, přičemž snížená síla flexorů a extenzorů kyčelního kloubu má za následek zhoršenou rovnováhu (Weirich, Bembem, & Bembem, 2010).

Jedním z faktorů, který prokazatelně ovlivňuje rovnováhu, je pohlaví. Bylo zjištěno, že ženy mají lepší rovnováhu v porovnání s muži (Steindl, Kunz, Schrott-Fischer, & Scholtz, 2006). Ženy prokazují větší flexi v kolenním a kyčelním kloubu, což má za následek lepší stabilitu v anteroposteriorním směru. Pomocí elektromyografické aktivity bylo zjištěno, že aktivita vastus medialis oblique a vastus lateralis je největší právě v anteriorním pohybu při náklonu, než v kterémkoli z dalších dosahujících směrů (Ku, Osman, Yusof, & Abas, 2012). Studie prezentují rozdílné zjištění ohledně pohlaví z hlediska věku. Zatímco autoři Holden, Boreham, Doherty, Wang, a Delahun (2014) nezaznamenali žádné významné rozdíly mezi pohlavím u mladistvých ve věku 13 let, na druhou stranu bylo zjištěno, že děvčata ve věku 11-12 let vykazovala lepší posturální stabilitu než chlapci ve věku 10 let (Steindl et al., 2006). Výše zmíněné studie zaznamenaly tyto mezipohlavní rozdíly v dynamických podmínkách, zatímco studie (Šimonek, 1998; Rival, Ceyte & Olivier, 2005) sledovaly tento intersexuální rozdíl u mladých jedinců spíše u statické rovnováhy. Naproti tomu

Kasa (2002) udává, že intersexuální vliv na rovnováhu nebyl dosud jednoznačně prokázán u mladých jedinců. Tato nejednotnost zjištění může být spojena s rozdílnou distribucí tuků u pohlaví. Androidní typ se vyskytuje zejména u mužů a gynoidní typ u žen. Distribuce tukové tkáně pro typ androidu (tvar těla podobný jablku) je soustředěna v hrudníku – břišní oblasti, zatímco pro gynoidní typ (tvar těla podobný hrušce) je tuková tkáň obvykle nalezena v oblasti kyčlí a stehen, což u žen může představovat větší vazivovou laxicitu (Ku et al., 2012). A právě proto nadváha nebo obezita může představovat další z faktorů ovlivňující negativně rovnováhu u mladých jedinců (Selçuk, Aydin, & Kekliceck, 2018).

Jak již bylo výše naznačeno, dalším z faktorů ovlivňující rovnováhu je věk. Zhoršování rovnováhy lze pozorovat již od 30 roku života s postupným progresem s přibývajícím věkem (Du Pasquier et al., 2003; Røgind, Lykkegaard, Bliddal, & Danneskiold-Samsøe, 2003). To je nejčastěji důsledkem s věkem související degradace funkce senzoryckého a motorického systému. Hausdorff, Rios a Edelberg (2001) udávají, že přibližně jedna třetina až jedna polovina jedinců nad 65 let vykazují problémy s rovnováhou. Ve věku 65 let, jsou tyto změny již zřetelné (Choy, Bauer, & Nitz, 2003). Na druhou stranu někteří autoři udávají, že tyto změny začínají být zřetelné již v dřívějším věku, a to konkrétně od 56 let (Hurley et al., 1998).

2. 1. 1 Rovnováha z hlediska biomechaniky

Schopnost udržet celé tělo v rovnováze, ať už v klidu nebo v pohybu, resp. tento stav po rozsáhlém přemístování těla co nejrychleji obnovit, je důležité nejen ve sportu, ale i při vykonávání běžných denních aktivit (Zemkova, 2008). Studií zabývajících se rovnováhou z hlediska biomechaniky existuje mnoho (Lee & Lin, 2008; Naschner, 2014; Paterno et al., 2010), avšak z hlediska zaměření mé práce uvedu alespoň stručnou charakteristiku základních stabilografických pojmů.

Opěrná plocha (ang. area of support, AS) byla dříve definována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla. Přesněji se jedná o část plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření oporné báze. Například ploska nohy se nepodílí na přenosu síly mezi podložkou a nohou rovnoměrně, k největšímu zatížení dochází pod kostními prominencemi, především pod kalkaneem a hlavičkami metatarsu.

Prostřednictvím určitých oblastí nohy, resp. segmentů nebo části těchto segmentů, je realizována posturální funkce nohy. Ty lze označit jako opěrné body, které nelze chápat v rámci klasického třibodového statického modelu.

Opěrná báze (ang. base of support, BS) je definována jako část podložky ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy (Vařeka & Vařeková, 2009).



Obrázek 1. Grafické znázornění opěrné plochy a opěrné báze (Bizovská, Janura, Míková & Svoboda, 2017).

Hypotetický bod, do kterého bývá soustředěna hmotnost celého těla, se označuje jako těžiště (ang. centre of mass, těžiště, COM). To můžeme stanovit pomocí experimentálních, matematických nebo grafických metod jako vážený průměr COM všech segmentů.

Průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze (ang. centre of gravity, COG), má význam pouze ve vztahu k opěrné bázi. V kvazistatické poloze jako je stoj, sed atd. se musí COG nacházet vždy v opěrné bázi. Jakmile se COG jednou ocitne mimo opěrnou bázi, není možné, aby se vrátilo zpět pouze působením vnitřních sil, tedy svalové síly subjektu. Opěrnou bázi potom lze změnit pouze přemístěním opěrné plochy (Vařeka & Vařeková, 2009).

Za ukazatel rovnováhy se považuje COP (ang. centre of pressure, COP). Je to označení pro bodové umístění působíště vektoru reakční síly podložky. Jedná se o vážený průměr zatížení všech tlaků na povrchu kontaktní plochy. Jeho polohu lze vypočítat pomocí hodnot reakční síly naměřené v rozích silové plošiny. Nebo ho lze vypočítat také jako vážený průměr všech tlaků snímaných pomocí senzorů z opěrné

plochy. COP je zcela nezávislé na COG (Winter, 1995). Závislost by byla pouze za předpokladu dokonale tuhého tělesa, čímž lidské tělo rozhodně není. Pokud je jedna noha na zemi, COP leží uvnitř této nohy. Pokud jsou obě nohy v kontaktu se zemí, COP leží někde mezi těmito dvěma nohama (Vařeka, 2002; Winter, 1995).

2. 1. 2 Možnosti hodnocení rovnováhy

Rovnováhu můžeme hodnotit pomocí klinických testů nebo s využitím přístrojové diagnostiky. Ve fyzioterapeutické praxi se nejčastěji používají klinické testy z důvodu jednoduchého provedení a finanční nenáročnosti. Přístrojová diagnostika je finančně více náročná a v klinické praxi se používá obvykle v menším rozsahu. Je časově náročnější a je zapotřebí delšího času na vyhodnocení než u klinických testů. Na druhou stranu je přesnější a je objektivním podkladem pro vyhodnocení rovnováhy mladých jedinců. I přes velké množství existujících testů hodnotících rovnováhu budou dále v této práci popsány jen ty testy, které se používaly při měření mé diplomové práce nebo se v klinické praxi nejčastěji používají u mladých jedinců, případně sportovců.

Stoj na jedné dolní končetině

Jedná se o jednoduchý test k hodnocení statické rovnováhy a může být považován za nedílnou součást různých aktivit denních činností. Bývá často aplikován u různých věkových kategorií a nebývá ovlivňován pohlavím (Kurz, Faude, Roth, Zahner, & Donath, 2018). Vyznačuje se především vzájemným spojením koordinace, kdy supinace a pronace kotníku a axilární rotace kyčelního kloubu bývají rozhodujícím faktorem. Ze svalů dolních končetin má nezastupitelnou roli při stožení na jedné dolní končetině m. peroneus longus, největší evertor kotníků (Alfuth & Comoll, 2018).

Testování probíhá ve stožení na jedné dolní končetině se zvednutou druhou dolní končetinou, překříženými horními končetinami na hrudi nebo v bok. Zaznamenáván je čas, po který je osoba schopna udržet tuto výchozí polohu beze změny pozice horních končetin. Základní variace se provádí s otevřenýma očima, ale je možné test ztížit zavřením očí (Bizovská et al., 2017).

Tento test se používá také pro srovnání dominantní a nedominantní dolní končetiny. Nejčastěji se jím dají odhalit svalové dysbalance mezi končetinami, související se zvýšeným rizikem zranění (ve sportu) (Lin, Liu, Hsieh, & Lee, 2009). Test může také sloužit ke zjištění stanovení efektivity tréninkové/fyzioterapeutické intervence.

O mnoho přesnější informace můžeme získat vykonáním tohoto testu na silových plošinách (Adlerton, Moritz, & Moe-Nilssen, 2003; Jonsson, Seiger, & Hirschfeld 2004). Samotný test klade zvýšené nároky na propriorecepci (vyloučíme informace z jedné dolní končetiny), která se ze všech systémů podílí nejvíce na rovnováze (Horak, 2006; Peterka, 2002). Může se kombinovat se zavřenýma očima a zvyšuje se nárok na propriorecepci a vestibulární systém (Springer, Marin, Cyhan, Roberts, & Gill, 2007). Autoři Springer et al. 2007 pro tento test vytvořili normy u různých věkových skupin, které uvádím v tabulce 1.

Tabulka 1. Hodnoty testu stoje na jedné dolní končetině (Springer et al., 2007)

Věk	pohlaví	Otevřené oči	Otevřené oči	Zavřené oči	Zavřené oči
		(nejlepší pokus)	(průměr)	(nejlepší pokus)	(průměr)
		čas (s)	čas (s)	čas (s)	čas (s)
18-39	Ženy	45,1 ± 0,1	43,5 ± 3,8	13,1 ± 12,3	8,5 ± 9,1
	Muži	44,4 ± 4,1	43,2 ± 6,0	16,9 ± 13,9	10,2 ± 9,6
	Celkem	44,7 ± 3,1	43,3 ± 5,1	15,2 ± 13,3	9,4 ± 9,4
40-49	Ženy	42,1 ± 9,5	40,4 ± 10,1	13,5 ± 12,4	7,4 ± 6,7
	Muži	41,6 ± 10,2	40,1 ± 11,5	12,0 ± 13,5	7,3 ± 7,4
	Celkem	41,9 ± 9,9	40,3 ± 10,8	12,7 ± 12,9	7,3 ± 7,0
50-59	Ženy	40,9 ± 10,0	36,0 ± 12,8	7,9 ± 8,0	5,0 ± 5,6
	Muži	41,5 ± 10,5	38,1 ± 12,4	8,6 ± 8,8	4,5 ± 3,8
	Celkem	41,2 ± 10,2	37,0 ± 12,6	8,3 ± 8,4	4,8 ± 4,8
60-69	Ženy	30,4 ± 16,4	25,1 ± 16,1	3,6 ± 2,3	2,5 ± 1,5
	Muži	33,8 ± 16,0	28,7 ± 16,7	5,1 ± 6,8	3,1 ± 2,7
	Celkem	32,1 ± 16,2	26,9 ± 16,6	4,4 ± 5,1	2,8 ± 2,2
70-79	Ženy	16,7 ± 15,0	11,3 ± 11,2	3,7 ± 6,2	2,2 ± 2,1
	Muži	25,9 ± 18,1	18,3 ± 15,3	2,6 ± 1,7	1,9 ± 0,9
	Celkem	21,5 ± 17,3	15,0 ± 13,9	3,1 ± 4,5	2,0 ± 1,6
80-99	Ženy	10,6 ± 13,2	7,4 ± 10,7	2,1 ± 1,1	1,4 ± 0,6
	Muži	8,7 ± 12,6	5,6 ± 8,4	1,8 ± 0,9	1,3 ± 0,6
	Celkem	9,4 ± 12,8	6,2 ± 9,3	1,9 ± 1,0	1,3 ± 0,6

Rombergův test

Tento test se řadí mezi nejstarší testy rovnováhy. Je velmi jednoduchý na provedení, a proto je často využíván při vyšetření mladých jedinců v ambulantní praxi. Původně byl vyvinut kvůli hodnocení smyslových postižení, zejména u pacientů s tabes dorsalis (Murray, Salvatore, Powel, & Reed-Jones, 2014).

Vyšetření probíhá postupným zvyšováním náročnosti na udržení rovnováhy jedince, čím se chápá zužování oporné báze a vyloučení kontroly zraku. Stoj I. je stoj na šířku ramen, stoj II. je stoj spojný a stoj III., označovaný jako Rombergův stoj, je stoj spojný se zavřenýma očima. Během stoje se hodnotí stabilita testovaného jednak podle „hry šlach“ extenzorů na přechodu bérce a chodidla, jedna podle míry oscilací trupu, během trvání zkoušky (Opavský, 2003).

Tandemový stoj

Tandemový stoj, neboli stoj paty-prsty je pozice, která není pro člověka přirozená. Je ale často využívaný při hodnocení mediolaterální stability v klinické praxi. U tohoto stoje se předpovídá schopnost odolat riziku pádu za kritických podmínek, kdy mediolaterální limity stability jsou úzké (Hile et al., 2012).

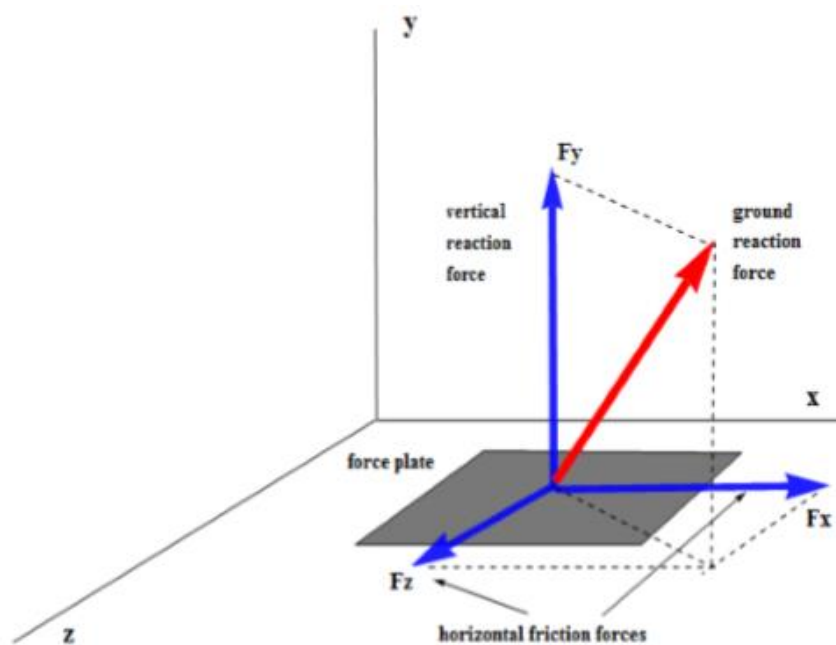
Tento test může mít nejasné provedení v pozici nohou. Některé protokoly vyžadují, aby se pata a špička dotýkaly (Guralnik et al, 1994), zatímco jiné umožňují mít prostor mezi chodidly (Berg, Wood-Dauphine, Williams, & Gayton, 1989).

Během nestabilního stavu, jako je tandemový stoj, je klíčová rychlá integrace senzorického vstupu pro motorickou kontrolu, protože opěrná plocha se značně zmenšuje v mediolaterálním směru, čímž se zvyšuje pravděpodobnost výchytky COP. S úzkou opěrnou plochou nebo bez kontroly zraku může zvýraznit rozdíly, které nelze pozorovat v bipedálním stoji. Tento typ stoje je vhodný pro pochopení nervových mechanismů, které řídí mediolaterální stabilitu (Sozzi, Honeine, Do, & Schieppati, 2013).

Další možnost hodnocení rovnováhy představuje přístrojová diagnostika. Měření na silových či tlakových plošinách, které nazýváme obecně posturografie, je jednou z nejčastěji využívaných metod měření rovnováhy. Silové plošiny fungují na principu 3-4 piezoelektrických nebo tenzometrických senzorů, které jsou rozmístěny v rozích plošiny. Zaznamenávají tlak na kontaktní části těla s podložkou. Kapacitní i tenzometrické senzory jsou uloženy pomocí definované hustoty po celé ploše tlakové podložky, což umožňuje detailní měření tlaku v jejích různých částech (Bizovská et al., 2017).

V každodenním životě tak jako i ve sportu se uplatňuje udržování rovnováhy nejen ve statických, ale i v dynamických podmínkách. Proto jsou systémy měření rovnováhy využívány k hodnocení jak statické tak dynamické rovnováhy (Janura, Vařeka, Lehnert a Svoboda, 2012). V literatuře je nejčastěji hodnocen bipedální stoj, stoj na jedné dolní končetině (oba s/bez zrakové kontroly, oba s/bez pěnové podložky). Specifickým testem může být výkrok (na rovině, ze schodu, na schod). V tomto případě mohou být podmínky testu modifikovány pomocí výšky schůdku nebo přidáním pěnové podložky. Zatímco ve fyzioterapeutické praxi se uplatňuje hodnocení výkonu probandu v testu spíše vizuálně, přístrojová diagnostika poskytuje mnohem přesnější a objektivnější informace o stavu rovnováhy.

Primárně je možné zaznamenávat vertikální, mediolaterální nebo anteroposteriorní složku. (Janura et al., 2012).

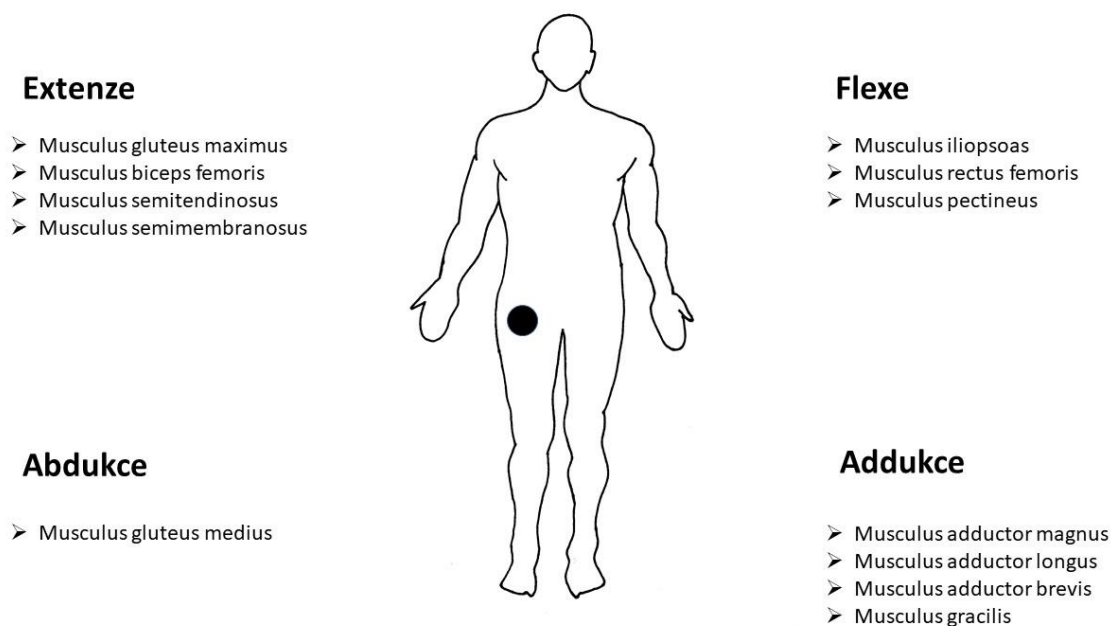


Obrázek 2. Složky reakční síly podložky (GRF). F_y – vertikální složka, F_z – anteroposteriorní složka, F_x – mediolaterální složka (Anonymous, 2012).

2. 2 Svalová síla

Svalová síla je definována jako maximální izometrická kontrakce nebo jako maximální síla, kterou může sval nebo svalová skupina vygenerovat (Enoka, 1994; Wilmore & Costill, 1994).

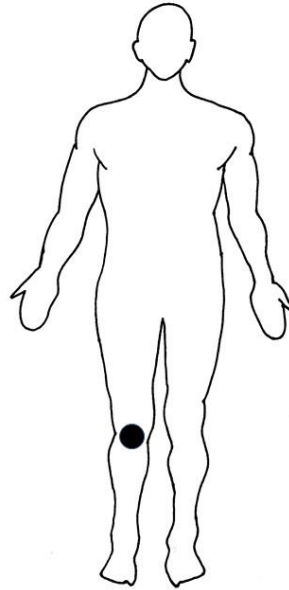
Jak už bylo zmíněno v kapitole 2.1, svalová síla dolních končetin je jeden z faktorů, který ovlivňuje rovnováhu. Na jejím udržování se podílejí svaly v oblasti kyčelního (Obrázek 3), kolenního (Obrázek 4) a hlezenní kloubu (Obrázek 5).



Obrázek 3. Svaly kyčelního kloubu

Extenze

- Musculus quadriceps femoris



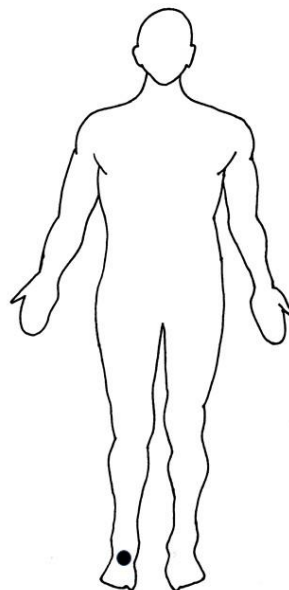
Flexe

- Musculus biceps femoris
- Musculus semitendinosus
- Musculus semimembranosus

Obrázek 4. Svaly kolenního kloubu

Dorzální flexe

- Musculus tibialis anterior
- Musculus extensor hallucis longus
- Musculus extensor digitorum longus



Plantární flexe

- Musculus triceps surae

Everze

- Musculus peroneus longus
- Musculus peroneus brevis

Inverze

- Musculus tibialis anterior
- Musculus tibialis posterior
- Musculus extensor hallucis longus
- Musculus extensor digitorum longus

Obrázek 5. Svaly hlezenního kloubu

Plantární a dorzální flexory jsou v literatuře nejčastěji diskutovanými svaly kotníku, podílející se na udržování rovnováhy. Tyto svaly mají velkou roli

při minimalizaci pohybu v anteroposteriorním směru (Winter, Prince, Frank, Powell, & Zabjek, 1996). Snížená síla těchto svalů má za následek zhoršenou rovnováhu nejen v bipedálním postoji, ale také ve postoji na jedné dolní končetině v anteroposteriorním a mediolaterálním směru (Lundin, Feuerbach, & Grabiner, 1993).

Evertory a invertory patří k další důležité skupině svalů kotníku podílejícím se na udržení rovnováhy. Tyto svaly se uplatňují zejména při mediolaterálních pohybech (Hopkins, Coglianesi, Glasgow, Reese, & Seeley, 2012). Jejich dysbalance vede nejčastěji k podvrtnutí kotníku (Ersoz, Atalay, Kumbara, & Akyuz, 2009). Ve vztahu k dominanci se u těchto svalů nenašly žádné významné rozdíly mezi končetinami (Lin et al., 2009; Wong, Glasbeen-Wray & Andrews, 1984). Studie autorů (Ersoz et al., 2009) prokázala vyšší svalovou sílu invertorů na dominantní končetině a vyšší svalovou sílu evertorů na nedominantní končetině. Výše zmíněné studie zahrnovaly jak muže, tak ženy, avšak rozdíly mezi pohlavími ve vztahu k síle svalů kotníku nebyly zjišťovány. Z hlediska vlivu pohlaví, na svalovou sílu kotníku, studie prezentují rozdílné závěry. Zatímco autoři Ersoz et al. (2009) nenašli významný rozdíl v síle evertorů a invertorů mezi mladými dospělými muži a ženami, tak na druhou stranu Wong et al. (1984) zjistili, že muži měli výrazně vyšší sílu těchto svalů než ženy.

Pronátory a supinátory kotníku jsou předpokladem pro to, aby noha byla schopna přizpůsobit se povrchu země, případně absorbovat otřesy při dopadu. Při pronaci se noha „odemkne“ a stane se flexibilnější k přizpůsobení povrchu a k udržování rovnováhy. Naopak při supinaci se noha „uzamkne“ a pomáhá udržovat větší stabilitu chodidla. Optimální situace je taková, že noha dokáže efektivně přecházet mezi pronací a supinací podle potřeby (Gribble & Hertel, 2004).

Flexory a extenzory kolene jsou spolu se svaly kotníku nejčastěji hodnoceny ve vztahu k rovnováze, přičemž větší pozornost je věnována extenzorům. Tyto svaly někteří autoři (Pyykkö, Aalto, Seidel, & Starck, 1989; Weirich et al., 2010) popisují, jako nejvíce se podílející na rovnovážné schopnosti jedince. Z hlediska pohlaví byly vyšší hodnoty síly svalů flexorů a extenzorů kolenního kloubu zaznamenány u mužů (Lephart, Ferris, Riemann, Myers, & Fu, 2002; Pincivero, Gandaio, & Ito, 2003). Z hlediska dominance byla jejich větší síla zaznamenána na dominantní dolní končetině v porovnání s nedominantní (Guetter, Gondin, & Martin, 2005). Koaktivace těchto svalů je velmi důležitá pro udržení dynamické rovnováhy, obzvláště v náročnějších situacích

jako je výkrok ze schodu (Howett et al., 2005). Souhra těchto antagonistických svalů je důležitá pro správnou pozici kloubu, proto je důležitým faktorem pro eliminaci zranění během sportovního výkonu, jako je skákání nebo otáčení (DonTigny, 2005). Podle autorů Hootman, Dick, a Agel, 2007 je více jak 50% zranění dolních končetin bez kontaktu.

V oblasti kyčelního kloubu jsou jako hlavní svaly podílející se na udržování rovnováhy popisovány musculi glutei a musculus iliopsoas (Borghuis, Hof, & Lemmink, 2008). Zjistilo se, že ženy vykazují nižší sílu u těchto svalů v porovnání s muži (Jacobs, Uhl, Mattacola, Shapiro, & Rayens, 2007). U tohoto svalu byl zjištěn největší mezipohlavní rozdíl v maximální síle dolních končetin ve prospěch mužského pohlaví (Hoshikawa et al., 2011). Bylo také prokázáno, že svaly jsou silnější na dominantní dolní končetině v porovnání s nedominantní (Jacobs, Uhl, Seeley, Sterling, & Goodrich, 2005).

Kromě svalů kotníku, kolene a kyčle se na udržování rovnováhy podílejí také svaly tzv. „středu těla“ neboli „core“, dobře známý jako hluboký stabilizační systém. Jedná se o svaly, které jsou uloženy pod povrchovým svalstvem a patří mezi ně pánevní dno, musculus transversus abdominis, musculus phrenicus, musculi multifidi, a zadní snopce šikmých břišních svalů. Právě souhra těchto svalů představuje důležitý systém pro podporu udržení rovnováhy jedince. Zejména mladí jedinci/sportovci podceňují význam těchto svalů a nevěnují jim dostatečnou pozornost například při posilování (Fredericson & Moore, 2005).

Každý ze svalů se uplatňuje v jiné míře na rovnováze, zejména při různém směru vychýlení. V případě narušení rovnováhy využívají mladí jedinci zejména kotníkovou strategii a při narušení rovnováhy reagují primárně svaly v oblasti kotníku (Winter et al., 1996). Ta se uplatňuje při mírném anteroposteriorním vychýlením nebo vychýlením distoproximálním směrem. Z hlediska celkové aktivizace se při vychýlení vpřed aktivují svaly na zadní straně těla v pořadí musculus gastrocnemius, hamstringy a paravertebrální svaly. Při vychýlení vzad se aktivují svaly na přední straně těla v pořadí musculus tibialis anterior, musculus quadriceps femoris a svaly břišní stěny. Kyčelní strategie se uplatňuje při výraznějším předozadním vychýlení nebo mediolaterálním vychýlení. U mladých jedinců je méně častá a vyskytuje se více u starších jedinců. Při vychýlení vpřed se aktivují posturální svaly na přední straně těla v pořadí břišní svaly a m. quadriceps femoris. Při vychýlení vzad se aktivují svaly na zadní straně těla, a to paravertebrální svaly a následně hamstringy. Při vychýlení do všech směrů se zapojuje musculus tensor

fasciae latae (Woollacott, 2010). Mediolaterální strategie je podstatně lepší než anteroposteriorní, to vyplývá z menší volnosti pohybu dolních končetin a trupu do stran. Tuto strategii využívají převážně starší jedinci oproti mladším, protože nevyžaduje takové nároky na svalovou aktivitu jako kotníková (Zemková, 2011). Proto je dostatečná síla svalů dolních končetin a jejich souhra důležitým předpokladem pro udržování rovnováhy (Woollacott, 2010).

2. 2. 1 Kontrakce svalu

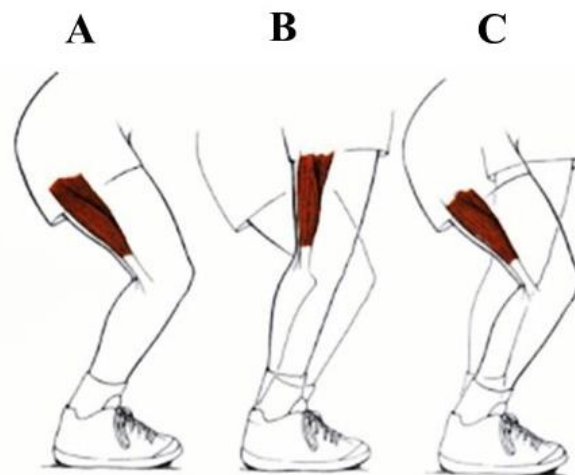
Kosterní sval je jeden z největších orgánů v lidském těle a hraje důležitou roli v homeostázy glukózy v celém lidském těle. Jednou z jeho základních funkcí je provádět práci pomocí cyklických kontrakcí během pohybu (Görgens et al., 2017; Ross, Nigam & Wakeling, 2018). Během kontrakce sval buď překonává, brzdí nebo udržuje vnější odpor. Tím rozlišujeme tři základní druhy kontrakcí, a to koncentrickou, excentrickou nebo izometrickou (Petr & Šťastný, 2012). Při lidských pohybech se vyskytují běžně všechny druhy kontrakcí, s nejčastějším výskytem koncentrické a excentrické kontrakce (Zatsiorsky & Kraemer, 2014).

Při koncentrické kontrakci se kosterní svaly zkracují. Můžou se zkrátit o 30% až 70%, s průměrným rozsahem 57%. Při excentrické kontrakci se sval prodlužuje a protahuje, přičemž se svalové úpony oddalují. Jedná se o brzdící pohyb. Při izometrické kontrakci se vzdálenost úponů nemění (Hamill & Knutzen, 2009).

Hlavní rozdíly mezi koncentrickou a excentrickou kontrakcí jsou, že excentrická kontrakce produkuje větší svalovou sílu než koncentrická a s narůstající rychlostí pohybu se koncentrická síla dramaticky snižuje, zatímco excentrická síla se buď zvyšuje, nebo se mírně zmenšuje, excentrické cvičení má vyšší mechanickou účinnost než koncentrické a při stejném pracovním zatížení jsou náklady na metabolickou energii excentrického cvičení podstatně nižší než u koncentrického, excentrické cvičení vytváří větší zatížení elastických složek svalu a po zátěžové bolesti jsou spojeny spíše s excentrickými než soustřednými svalovými kontrakcemi (Duncan, Chandler, Cavanaugh, Johnson, & Buehler, 1989; Newham, McPhail, Mills, & Edwards 1983).

Ve studii Newham et al. (1983) sledovali morfologické změny ve svalu musculus quadriceps femori, který se stahoval jak excentricky, tak koncentricky, elektronovou mikroskopií pomocí vzorků jehlové biopsie. Výsledky odhalily pouze morfologické změny ve svalech, které se stahovaly excentricky.

Při testování svalové síly se ve studiích nejčastěji využívá koncentrický režim testování. Jeden z důvodů je, že do nedávna byly pouze dynamometry pro měření koncentrické kontrakce (Harbo, Brincks, & Andersen, 2012) a případné srovnání se studiiemi v jiném režimu by bylo problematické. Vliv věku se projevuje snížením parametrů při koncentrickém režimu oproti excentrickému, například u síly svalů dorzálních a plantárních flexorů (Porter, Vandervoort, & Kramer, 1997) nebo extenzorů a flexorů kolene (Porter, Myint, Kramer, & Vandervoort, 1995). Právě pro starší jedince je obtížnější provádět excentrický režim kontrakce ve srovnání s koncentrickým (Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern, & Galante, 1980; Connelly, Rice, Roos, & Vandervoort, 1999).



Obrázek 6. Základní typy svalové kontrakce A - izometrická, B - koncentrická, C – excentrická (Anonymous, 2014).

2. 2. 2 Faktory ovlivňující svalovou sílu

Existuje velké množství faktorů, které ovlivňují svalovou sílu. Základním fyziologickým faktorem je počet svalových vláken. Čím více vláken sval obsahuje,

tím větší svalové síly dokáže sval vyvinout. V literatuře jsou popisována 3 typy svalových vláken: Typ I. – SO (slow oxidative), Typ II. A – FOG (fast oxidative glycolytic), Typ II. B – FG (fast glykolytic). Vlákna I. a II. A jsou označována také jako tzv. červená, kdy jim toto zbarvení dodává myoglobin a vlákna II. B jsou označována za tzv. bílá. Tyto typy svalových vláken jsou v každém svalu v jinak rozdílném zastoupení. Ukázalo se, že typ vlákna FG je převládajícím typem používaným při skákání, typ FOG se uplatňuje převážně pro běh a typ SO se vyskytuje ve vysokých procentech v posturálních svalech (Sickles & Pinkstaff, 1981). Zjistilo se, že musculus soleus je tvořen nejvíce SO vlákny, více než kterýkoli z jiných svalů dolních končetin (Ariano, Edgerton, & Armstrong, 1973). Musculus gastrocnemius také obsahuje vyšší procento SO vláken, ale ne v takovém množství jako předešlý sval. I musculus vastus lateralis obsahuje velké procento SO vláken, ale v porovnání s předešlými svaly má největší zastoupení FOG vláken. Celkové zastoupení u těchto svalů je takové, že největší složka je SO vláken, následují FG vlákna a jako poslední FOG vlákna (Edgerton, Smith, & Simpson, 1975). U musculus psoas major je opět větší zastoupení pomalých SO vláken oproti rychlým (Kimura, 2002). Musculus rectus femoris má zase největší zastoupení FG a FOG vláken a nejméně SO vláken (Exner, Staudte, & Pette, 1973). FG vlákna jsou s převahou zastoupená také v musculus tibialis anterior (Dawson, Tyler, & Hudlicka, 1987).

Svalová síla závisí také na délce svalu, čím delší sval je, tím dokáže vyvinout větší sílu. Nutno zmínit, že délka svalu je ovlivněna výškou jedince, rasou a pohlavím. Rovněž nábor motorických jednotek je jedním z důležitých faktorů ovlivňujících svalovou sílu. Motorická jednotka je skupina svalových vláken inervovaných jedním motorickým vláknem, tzv. alfa motoneuronem. Každá motorická jednotka je různě velká a platí, že ve svalu se nikdy neaktivují všechny jednotky najednou a nábor jednotek jde „napříč svaly“, to znamená, že nemusí respektovat anatomické členění svalu a může „nabírat“ i různý počet "bílých" a "červených" jednotek (Dylevský & Ježek, 2005).

Také věk je důležitým faktorem, ovlivňujícím svalovou sílu jedince. Je dobře známo, že stárnutí způsobuje kvantitativní i kvalitativní změny neuromuskulárního systému (Orr, 2010), což se projevuje postupným poklesem svalové síly (Frontera et al., 2000; D'Antona et al., 2003).

Jednoduše řečeno, kvantitativní změny jsou zodpovědné za úbytek svalové hmoty a kvalitativní za produkci síly. Zatímco úbytek svalové hmoty se odborně nazývá sarkopenie, změny svalové síly se označují jako dynapenie. Často se nesprávně používají jako rovnocenné termíny (Wackerhage, 2017). Za pátou dekádu života se roční pokles síly svalů dolních končetin pohybuje od 1,4% do 5% (Marcell, Hawkins, & Wiswell, 2014). To se týká zejména svalů kotníku, kolen a kyčlí (Skelton, Kennedy, & Rutherford, 2002). Nižší svalová síla v rozmezí 20-40% byla pozorována u svalů dorzálních a plantárních flexorů kotníku, flexorů a extenzorů kolenního kloubu u populace starší 65 let oproti mladším jedincům. Tyto ztráty se projevují většími hodnotami u koncentrických kontrakcí a méně u excentrických. Pokles svalové síly byl také pozorován u síly abduktorů a adduktorů kyčle. Při izometrické kontrakci vykazovali starší jedinci pokles síly o 34% v abdukci a o 24% v addukci, oproti mladé populaci (Johnson, Mille, Martinez, Crombie, & Rogers, 2004). U extenzorů kolenního kloubu bylo snížení svalové síly u starších jedinců více v koncentrickém režimu oproti excentrickému (Porter et al., 1995). Jiná studie zjistila u mužů a žen, že dochází k výrazné ztrátě svalové síly extenzorů kolenního kloubu o 5% za rok a u flexorů o 3,6% za rok (Marcell et al., 2014).

Mezi faktory můžeme zařadit také pohlaví. Je všeobecně známo, že muži mívají větší svalovou sílu oproti ženám. Obvykle se udává, že ženy mají nižší svalovou sílu o 40-75% oproti mužům (Laubach, 1976; Singh & Karpovich, 1968). Wilmore (1975) popsal, že ženy mají o 43-63% slabší svaly na horních končetinách oproti mužům, ale svaly dolních končetin mají slabší v porovnání s muži pouze o 27%. Rozdíly ve svalové síle mezi pohlavím byly podrobněji rozepsány v kapitole 2. 2.

2. 2. 3 Možnosti hodnocení svalové síly mladých jedinců

Jako u testů na rovnováhu můžeme testy k hodnocení svalové síly rozdělit na klinické a přístrojové.

Z klinických testů se nejčastěji k hodnocení svalové síly využívá svalový test dle Jandy (1996). Jedná se o jednoduché měření se šesti základními stupni hodnocení: 0-5.:

- Stupeň 5: sval je schopen vykonat pohyb i proti značnému odporu,
- Stupeň 4: sval je schopen vykonat pohyb proti střednímu odporu,
- Stupeň 3: sval je schopen vykonat pohyb proti působení gravitace
- Stupeň 2: sval je schopen vykonat pohyb jen při vyloučení působení gravitace, bez přidaného odporu
- Stupeň 1: sval není schopen pohyb vykonat, ale jsou viditelné či palpovatelné jeho záškuby,
- Stupeň 0: sval nejeví známky stahu, záškubu

Tento test se v klinické praxi využívá bez ohledu na věk jedince. Používá se například při podezření na nižší svalovou sílu při různém poranění nebo slouží k hodnocení svalové možnosti jedince. Tento test může být také ovlivněn subjektivním hodnocením testujících, kdy každý testující může dávat různé odpory. Tohle se týká zejména při testování svalové síly 4 a 5.

Z přístrojové diagnostiky bych ráda zmínila izokinetickou dynamometrii, která byla použita pro měření svalové síly v mé diplomové práci.

Izokinetická dynamometrie byla zavedena koncem šedesátých let za účelem měření svalové síly v rehabilitační i sportovní medicíně a více než dvě desetiletí byla standardním výzkumným nástrojem pro vyšetření svalové funkce, především stehenních svalů (Maffiuletti, Bizzini, Desbrosses, Babault, & Munzinger, 2007). Manca, Solinas, Dragone a Deriu (2015) ji dokonce označili jako „zlatý standart“ testování svalové síly, který umožňuje získat velké množství parametrů. Základním testovacím parametrem je moment síly, který vyjadřuje otáčivý účinek síly produkované svalově šlachovým komplexem při dané rychlosti (úhlová či obvodová) v určité vzdálenosti od osy otáčení (střed kloubů), měřená po celý rozsah pohybu. Parametr může vyjadřovat maximální

moment síly (peak moment – PM; peak torque – PT) nebo průměrnou hodnotu momentu (average moment – AM; average torque – AT), kterého bývá dosaženo v průběhu celého rozsahu pohybu nebo práci (work – W). Ve studiích zabývajících se hodnocením svalové síly u mladých jedinců používají z těchto parametrů nejčastěji právě PT a W (Ersoz et al., 2009; Jacobs et al., 2007; Lin et al., 2009). Rovněž bývá zjišťován úhel, při kterém je maximální hodnoty dosaženo. Při izokinetickém testování jde především o získání křivky MAP - moment angular position, která má specifický tvar pro různé svalové skupiny a je ovlivněna mnoha faktory (trénovaností, funkčností svalu – zranění, operace nebo typem svalové činnosti). K dalším používaným parametrům patří práce, která je důležitým ukazatelem vytrvalosti a výkonu, který je důležitým ukazatelem schopnosti rychle dosáhnout odpovídající úrovně síly. V dnešní době je možné testovat parametry ve všech rovinách pohybu, a to v otevřených i uzavřených svalových řetězcích. Příklad otevřeného řetězce může být flexe a extenze v kolenním kloubu a uzavřeného řetězce může být příklad dřep nebo leg-press (Janura et al., 2012). Izokinetická dynamometrie umožňuje použití konstantní rychlosti s přizpůsobitelným odporem při celém rozsahu pohybu. Tento odpor je zajištěn pomocí elektrického nebo hydraulického servomotoru s uživatelsky definovanou konstantní rychlostí (Drouin, Valovich-McLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin, 2004).

Mezi přednosti izokinetických přístrojů se považuje provádění pohybu svalovými skupinami na úrovni jejich potenciálního maxima v celém kloubním rozsahu s možností přednastavení rozsahu pohybu. Také bezpečná realizace cvičení u širokého spektra cvičenců, samozřejmě včetně necvičících jedinců a rekonvalescentů, možnost cvičení, respektive diagnostikování izolovaných svalových skupin, možnost volby tréninkového módu (znamená například pouze excentrický), případně vizuální zpětná vazba a další. Na druhou stranu Chandler (2000) kritizuje pořizovací náklady izokinetických přístrojů, které jsou vysoké a také časovou náročnost měření. Mezi limitace taky zmiňuje maximální nastavitelnou rychlost, která se ne vždy přibližuje rychlostem některých sportovních disciplín.

Testování s využitím izokinetické dynamometrie probíhá v základních anatomických rovinách a může probíhat v koncentrickém i excentrickém režimu. Můžeme u přístroje nastavit takzvaný „aktivní mód“, kdy dochází k excentrickému zatížení svalu, to znamená, že sval je protahován. Excentrické cvičení je spojeno s větší tenzí a po jeho skončení může dojít k opožděnému vzniku bolesti svalu. Podle Rezaei

et al. (2014) je užitečné testovat excentrické antagonistické svalové skupiny, kvůli možnosti určení rizika vzniku poranění.



Obrázek 7. IsoMed 2000 (Anonymous, 2016).

Výsledky měření lze porovnávat s existujícími normami, musíme však přihlídnout k řadě specifík měření jako je věk, pohlaví, zdravotní stav, sportovní odvětví, sportovní výkonnost, roční období tréninkového cyklu, testovací protokol a typ izokinetického dynamometru (Janura et al., 2012).

2. 3 Funkční dominance

V literatuře se často používají termíny lateralita, dominance nebo preference dolní končetiny. Primárně však záleží na autorovi, jaký termín si ve své práci zvolí. Zatímco autoři Carpes Mota a Faria (2010), Drnková a Syllabová (1991), Měkota (1984), Peters (1988) a Teixeira, De Oliveira, Romano a Correa (2011) upřednostňují používání termínu preference, autoři Gabbard & Hart (1996), Hoffman, Schrader, Applegate a Koceja (1998), Matsuda, Demura a Uchiyama (2008) a Previc (1991) upřednostňují termín dominance. Často se vyskytují i studie, kdy autor nebo kolektiv autorů používají i dva termíny současně v jednom textu (Velotta, Weyer, Ramirez, Winstead, & Bahamonde, 2011).

Termín dominantní končetina slouží k popisu nohy, která se používá pro mobilitu nebo manipulaci s předmětem (Hoffman et al., 1998, Matsuda et al., 2008). Jak už bylo výše zmíněno, tak jiní autoři používají stejnou definici pro preferovanou končetinu (Teixeira et al., 2011, Carpeset al., 2010). V principu se autoři shodují v tom, že končetina zodpovědná za mobilitu a manipulaci je preferovanou/dominantní, zatímco končetina zodpovědná za stabilizační funkci je nepreferovaná/nedominantní (Gabbard & Hart 1996). Autoři Křišťanová (1998) a Zelinková (2009) zase zmiňují, že lateralita a preference končetin znamená přednostní užívání jedné z nich. Lateralita neboli přednost horních nebo dolních končetin ovlivňuje motorickou aktivitu člověka v jednostranných i dvoustranných činnostech (Veverka & Vodičková, 2010). Může být také definována jako prioritní výběr užívání končetiny pro specifické aktivity (Velotta et al., 2011). Avšak u stejného jedince může při různých pohybových činnostech dojít k záměně funkce dolních končetin.

K definování dominance dolní končetiny se používají jednoduché testy, kde se sleduje, kterou dolní končetinu si jedinec vybere pro danou činnost. Mezi nejčastěji používané testy v odborné literatuře patří například kopnutí do míče (A), posunování kostky nohou na zemi (B), překročení překážky (C), zvedání nohy co nejvýše vzhůru ze sedu (D), vystoupení na stoličku (E), nasedání na tříkolku nebo na kolo (F) (Drnková, & Syllabová, 1991; Měkota, 1984). Z výše uvedených testů se v odborné literatuře používá kopnutí do míče a k tomu ještě balance recovery test (G) nebo step up test (H) (Owings, Pavol, Foley, & Grabiner, 2000).



Obrázek 8. Testy k určení funkční dominance na dolní končetině

Dominance pravé strany těla je pozorována téměř u téměř 90% populace. Souvisí s dominancí levé hemisféry mozku, která typicky reaguje na funkce pravé horní i dolní končetiny a pravého oka (Ilnicka, Trzaskoma, Wiszomirska, Wit, & Wychowański, 2013). U většiny lidí není dominantní dolní končetina tak výrazná jako dominantní horní končetina (Promsri, Haid, & Federolf, 2018). Zajímavostí je, že obratnější horní končetina je zdatnější a zároveň i silnější, zatímco u dolních končetin je to tak, že jedna je obratnější a druhá je silnější. Což znamená, že preferovanou, dominantní dolní končetinu upřednostňujeme při složitějších, koordinačně náročnějších bipedálních činnostech, v nichž jsme výkonnější, a nepreferovaná končetina zastává zase pomocnou jednodušší funkci. Bývá na ní kladeno více hmotnosti, a proto bývá objemnější a silnější (Měkota, 1984). Kdy Hunter, Thompson a Adams (2000) ve své studii zjišťovaly jaký má dopad funkční dominance dolních končetin na svalovou sílu dolních končetin a došli k závěru, že u dominantní končetiny je větší podíl svalové síly než u nedominantní končetiny o 6 %. Toto tvrzení, které může mít za následek upřednostňované používání dominantní dolní končetiny, ve své studii také potvrzují Ditroilo, Forte, Benelli, Gambarara a De Vito (2010). Naproti tomu Zakas (2006) zase upozorňuje, že asymetrie svalové síly u dominantních končetin může mít za následek poranění ve sportu, kdy ohrožená zpravidla bývá ta slabší dolní končetina, tudíž z velké části nedominantní

končetina. Proto se ve své studii snažil porovnat sílu flexorů a extenzorů obou dolních končetin, konkrétně u fotbalistů, kdy zase oproti předešlému autorovi nenašel žádné významné rozdíly mezi končetinami.

Ve vztahu k rovnováze jedince autoři Promsri et al. (1998) zjistili viditelné rozdíly, co se týče dominance. Ty byly patrné zejména v dynamické rovnováze. Nalezeny byly také ve statické rovnováze, ale ne v takové míře. Lepší výsledky rovnováhy u obou případů se objevovaly u dominantní dolní končetiny. Na rozdíl od výše zmíněných studií, autoři Hoffman, Schrader, Applegate a Koceja (2018) nenašli žádné rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. To může být důležitým faktorem například pro lékaře, že pokud při vyšetření stoje na jedné dolní končetině jedince vykazuje asymetrickou reakci, tak se může jednat o akutní nebo chronické zranění v oblasti dolní končetiny. Což i z této studie vychází z poznatku, že pokud jedinci vykazují jednostranný deficit, z velké části se jedná o funkční nestabilitu.

3. Cíle práce, výzkumné otázky, úlohy

3.1 Cíle práce

Cílem této práce bylo: (1) porovnat parametry rovnovážných a silových schopností mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou u mužů a žen, (2) zjistit, jestli parametry síly a rovnováhy mezi sebou korelují.

3.2 Výzkumné otázky

V této práci bylo naformulováno šest výzkumných otázek ($V_1 - V_6$), které byly následně specifikovány dle sledovaných proměnných a pro jednotlivé hodnocené skupiny.

V_1 : Jak se liší rychlost pohybu COP mezi končetinami při stoji na 1 DK u mužů?

Komentář k V_1 : rychlost pohybu COP byla použita jako ukazatel rovnovážných schopností. Hodnocena byla celková rychlost COP (V), a její mediolaterální (V_{ML}) a anteroposteriorní složka COP (V_y) v následujících podmínkách:

- a) Stoj na dominantní dolní končetině
- b) Stoj na nedominantní dolní končetině

V_2 : Jak se liší rychlost pohybu COP mezi končetinami při stoji na 1 DK u žen?

Komentář k V_2 : rychlost pohybu COP byla použita jako ukazatel rovnovážných schopností. Hodnocena byla celková rychlost COP (V), a její mediolaterální (V_{ML}) a anteroposteriorní složka COP (V_{AP}) v následujících podmínkách:

- a) Stoj na dominantní dolní končetině
- b) Stoj na nedominantní dolní končetině

V₃: Jak se liší svalová síla mezi končetinami u mužů?

Komentář k V₃: byly porovnávány hodnoty PT (Nm.kg⁻¹) za následujících podmínek:

- a) Svalová síla extenzorů a flexorů kolenního kloubu na dominantní dolní končetině
- b) Svalová síla extenzorů a flexorů kolenního kloubu na nedominantní dolní končetině
- c) Svalová síla evertorů a invertorů hlezenního kloubu na dominantní dolní končetině
- d) Svalová síla evertorů a invertorů hlezenního kloubu na nedominantní dolní končetině
- e) Svalová síla plantární a dorzálních flexorů hlezenního kloubu na dominantní dolní končetině
- f) Svalová síla plantární a dorzálních flexorů hlezenního kloubu na nedominantní dolní končetině
- g) Svalová síla extenzorů a flexorů kyčelního kloubu na dominantní dolní končetině
- h) Svalová síla extenzorů a flexorů kyčelního kloubu na nedominantní dolní končetině
- i) Svalová síla abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu na dominantní dolní končetině
- j) Svalová síla abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu na nedominantní dolní končetině

V₄: Jak se liší svalová síla mezi končetinami u žen?

Komentář k V₄: byly porovnávány hodnoty PT (Nm.kg⁻¹) za následujících podmínek:

- a) Svalová síla extenzorů a flexorů kolenního kloubu na dominantní dolní končetině
- b) Svalová síla extenzorů a flexorů kolenního kloubu na nedominantní dolní končetině
- c) Svalová síla evertorů a invertorů hlezenního kloubu na dominantní dolní končetině
- d) Svalová síla evertorů a invertorů hlezenního kloubu na nedominantní dolní končetině
- e) Svalová síla plantární a dorzálních flexorů hlezenního kloubu na dominantní dolní končetině

- f) Svalová síla plantární a dorzálních flexorů hlezenního kloubu na nedominantní dolní končetině
- g) Svalová síla extenzorů a flexorů kyčelního kloubu na dominantní dolní končetině
- h) Svalová síla extenzorů a flexorů kyčelního kloubu na nedominantní dolní končetině
- i) Svalová síla abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu na dominantní dolní končetině
- j) Svalová síla abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu na nedominantní dolní končetině

V5: Jaká je asociace (korelace) mezi parametry rovnováhy a svalové síly u mužů?

- a) U dominantní dolní končetiny
- b) U nedominantní dolní končetiny

V6: Jaká je asociace (korelace) mezi parametry rovnováhy a svalové síly u žen?

- a) U dominantní dolní končetiny
- b) U nedominantní dolní končetiny

3.3 Úlohy

U1: Výběr testů na hodnocení rovnováhy

U2: Výběr probandů (mladí jedinci ve věku 19-30 let)

U3: Realizace testování v období od dubna 2018 do konce roku 2018

U4: Analýza výsledků

U5: Zpracování výsledků.

U6: Formulování a vyvození závěrů měření.

4 Metodika

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

4. 1 Charakteristika souboru

Výzkumu se zúčastnilo 31 mladých dospělých, z toho 12 mužů a 19 žen. Podrobná charakteristika je uvedena v tabulce 2. Kritéria pro zařazení probandu do studie byli (a) mladí, fyzicky aktivní zdraví dospělí jedinci, (b) věk od 19 do 30 let, (c) jedinci bez závažných ortopedických, či neurologických onemocnění, případně závažných zranění v oblasti dolních končetin, (d) nejméně dva roky od operace (z ortopedického důvodu).

Tabulka 2. Charakteristika souboru

	Ženy (n=19)	Muži (n=12)
Věk (roky)	20,9±1,6	21,9±1,6
Výška (cm)	166,8±5,6	180,2±6,2
Hmotnost (kg)	61,5±8,1	76,2±6,2
Průměrná pohybová aktivita (min)	489,5±256,9	455±393,2

4. 2 Organizace výzkumu

Výzkum probíhal od začátku dubna 2018 do konce roku 2018 a byl schválen etickou komisí Univerzity Palackého (příloha 1). Účastníci byli informováni o průběhu testování, byli seznámeni s možnými riziky a podepsali informovaný souhlas. Měření se uskutečnilo na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci na Katedře přírodních věd v kinantropologii. Při testování rovnováhy byl vždy přítomen asistent, který měl za úkol zajišťovat podporu v průběhu celého testování a eliminovat případně rizika z důvodu ztráty rovnováhy. Také při testování síly dolních končetin byl přítomný

asistent, který zajišťoval rozcvičení, protažení, kompenzační cvičení a fixaci těla pro eliminaci sdružených pohybů při testování jednotlivých pohybů.

4. 3 Metody měření

4. 3. 1 Funkční dominance dolních končetin

Byla stanovena pomocí třech jednoduchých testů. Použity byly testy překročení překážky, kopnutí do míče a postrčení do zad (Owings, Pavol, Foley, & Grabiner, 2000). Při první testu bylo úkolem probanda překročit překážku, která byla před ním položena na zemi (obrázek 9). U druhého testu bylo úkolem kopnout do míče uloženého před probandem (obrázek 10). Třetí test byl prováděn ve stoji, kdy vyšetřující vyvedl vyšetřovaného z rovnovážné polohy postrčením do zad. Sledovalo se, kterou nohou vykročí vpřed (obrázek 11). Každý test byl proveden jednou. Funkční dominance byla stanovena na základě převahy volby dolní končetiny k vykonání výše zmíněných úkolů.



Obrázek 9. Překročení překážky



Obrázek 10. Test kopnutí do míčku



Obrázek 11. Postrčení do zad

4. 3. 2 Měření rovnováhy

Rovnováha byla hodnocena ve stoji na jedné dolní končetině. Proband si volně stoupl na jednu ze silových plošin. Ruky měl volně podél těla a pohled směřoval před sebe. Následně byl vyzván ke zvednutí končetiny. Test byl spuštěn až po ustálení (cca 2-5 sekundách). Zaznamenáno bylo 30 sekund stoje na dominantní a nedominantní dolní končetině (obrázek 12).

Stoj na jedné dolní končetině byl prováděn třemi pokusy na každou z končetin. Rovnováha se měřila pomocí silových plošin typu AMTI OR6-5 (Advanced Mechanical Technology, Inc, Watertown, MA, USA) se zaznamenávanou frekvencí 200 Hz.

Souřadnice COP v mediolaterálním a anteroposteriorním směru byly filtrovány pomocí filtru Butterworth s dolní propustností 4. řádu s mezní frekvencí 10 Hz. Poté byla vypočtena průměrná celková rychlost COP a COP v každém směru V_{ML} a V_{AP} a celkové (V). Analýza dat byla provedena v softwaru Matlab (v. 2018a, Mathworks, Inc., Natick, MA, USA).



Obrázek 12. Stoj na dominantní/nedominantní dolní končetině

4. 3. 3 Testování svalové síly dolních končetin

Testování svalové síly bylo u každého probanda realizováno dvakrát (familiarizace a ostré testování). Při familiarizaci se probandi seznámili s přístrojem a prošli si celý průběh testování. Testovala se pouze jedna, většinou pravá dolní končetina. Při „ostrém“ testování se testovaly již obě dolní končetiny. Před měřeními byla vždy zařazena rozcvička (příloha 2), která obsahovala zahřívací část, a přibližně deseti minutové rozcvičení, které se zaměřilo na mobilizaci a tonizaci svalstva testovaných svalů. Po rozcvičení absolvovali probandi testování svalové síly v izokinetickém režimu (koncentricko-koncentrickém) v následujícím pořadí. Flexorů a extenzorů kolenního kloubu (FLX_{kok} , EXT_{kok}), inverzních a everzních svalů kotníku (INV_{kot} , EV_{kot}), plantárních a dorzálních flexorů kotníku (PF_{kot} , DF_{kot}), flexorů a extenzorů kyčelního kloubu (FLX_{kyk} , EXT_{kyk}) a abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu (ABD_{kyk} , ADD_{kyk}) uvedené v tomto pořadí. Při všech testech byl proband fixován k přístroji z důvodu jistoty izolovaného pohybu. Pozice a fixace účastníků výzkumů byly provedeny v souladu s doporučeními výrobce.

Pozice pro testování svalové síly FLX_{kok} a EXT_{kok}

- pozice byla v sedě
- kyčelní kloub ve flexi 75°
- fixovaná pánev
- fixována ramena ve ventrálně-dorzálním a kraniálně-kaudálním směru ramenní opěrky
- osa dynamometru byla srovnána s osou epikondylu femoru
- pákové rameno bylo upevněno k distální části tibie (spodní okraj ramene cca 2 cm nad středových vrcholem)
- rozsah pohybu byl nastavený od 20° do 90°

Pozice pro testování svalové síly INV_{kot} a EV_{kot}

- pozice byla v pololehu na zádech
- kyčelní kloub ve flexi 80°
- kolenní kloub ve flexi 110° (tibie byla vodorovně se zemí)
- fixovaná pánev
- noha byla umístěna na nožním adaptéru s úhlem 10° v neutrálním postavení a upevněna pomocí dvou pásků na suchý zip
- fixována ramena ve ventrálně-dorzálním a kraniálně-kaudálním směru ramenní opěrky
- netestovaná končetina ve flexi 90° v koleni umístěna na isomedu
- rozsah pohybu byl nastavený od 0° do 25° pro everzi a do 20° pro inverzi

Pozice pro testování svalové síly PF_{kot} a DF_{kot}

- pozice byla v lehu na zádech
- kolenní a kyčelní kloub v plném rozsahu
- fixována pánev a stehna
- noha umístěna na nožním adaptéru a upevněna pomocí dvou pásků na suchý zip
- osa dynamometru byla srovnána s osou laterálního malleolu
- pod koleno umístěn overball pro zabránění hyperextenze kolene a větší komfort

- fixována ramena ve ventrálně-dorzálním a kraniálně-kaudálním směru ramenní opěrky
- netestovaná končetina ve flexi 90° v koleni umístěna na isomedu
- rozsah pohybu byl nastavený od 0° do 10° pro dorzální flexi a do 35° pro plantární flexi

Pozice pro testování svalové síly FLX_{kyk} a EXT_{kyk}

- pozice byla v lehu na zádech
- fixovaná pánev
- osa dynamometru byla nastavena v úrovni trochanteru major testované končetiny
- rameno dynamometru bylo upevněno ke stehnu testované končetiny pomocí popruhů
- fixována ramena ve ventrálně-dorzálním a kraniálně-kaudálním směru ramenní opěrky
- netestovaná končetina ve flexi 90° v koleni umístěna na isomedu
- rozsah pohybu byl nastavený od 10° do 100°

Pozice pro testování svalové síly ABD_{kyk} a ADD_{kyk}

- pozice byla v lehu na boku
- fixovaná pánev
- osa dynamometru byla nastavena s pomyslnou čarou sakroiliakálního spojení, tuber ischiadicum a trochanter major testované končetiny
- rameno dynamometru připevněno na boční straně stehna pomocí popruhů
- netestovaná dolní končetina byla ve flexi 45° v kolenním i kyčelním kloubu
- rozsah pohybu byl nastavený od 0° do 50°

Testovací protokol (Příloha 3)

Měření svalové síly bylo uskutečněno pomocí isokinetického dynamometru IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany, zaznamenávána frekvence 200Hz). Před každým zaznamenávaným pohybem proband vykonal 3 až 5 cvičných

pokusů stupňovanou intenzitou (ze submaximálních pokusů do maxima). Následně byly zaznamenány 4 pokusy maximální intenzitou. Interval odpočinku mezi jednotlivými pokusy byl 15 sekund a mezi jednotlivými testy 5 minut. Každý testovaný byl instruován, aby vykonával pohyb maximální intenzitou/úsilím a co nejrychleji v celém rozsahu pohybu. Pokud test nebyl vykonán maximální intenzitou, anebo nebyl pohyb proveden v plném rozsahu, pokus se nezapočítal.

Testování bylo prováděno rychlostí 60°/s pro kolenní a kyčelní kloub a rychlostí 30°/s pro kotník. Obě končetiny byly testovány podle stejného postupu v koncentricko-koncentrickém režimu a byla získávána hodnota peak torque (PT).

Po testování následovalo protažení obou dolních končetin. V případě familiarizace proběhla kompenzace druhé netestované dolní končetiny a protažení testované končetiny (příloha 4 a příloha 5).

4.4 Statické zpracování

Normalita rozložení dat byla hodnocena pomocí Shapiro Wilk testu. Data vykazovala normální rozložení, a proto byl použit parametrický t test k hodnocení rozdílu mezi končetinami. Vztah mezi rovnováhou a silou v každé skupině byl hodnocen pomocí Pearsonova korelačního koeficientu. Hladina statistické významnosti pro všechny analýzy byla stanovena $p < 0,05$. Všechny data jsou prezentovány jako průměr \pm směrodatná odchylka (SD). Data byla zpracována pomocí programu Statistika (v. 13, StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA).

5 Výsledky

5.1 Výsledky k výzkumné otázce V₁ a V₂ (Tabulka 3)

U mužů byla zaznamenána statisticky významně vyšší celková rychlost COP (V) a rychlost COP v anteroposteironím směru (V_{AP}) na NDK v porovnání s DDK (14,3% a 4,1%). Pro rychlost COP v mediolaterálním směru (V_{ML}) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi končetinami.

U žen byla zaznamenána statisticky významně vyšší rychlost COP v mediolaterálním směru (V_{ML}) na DDK v porovnání s NDK (5,2%). Pro celkovou rychlost COP (V) a rychlost COP v anteroposteriorním směru (V_{AP}) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi končetinami.

Tabulka 3. Rychlost COP na dominantní a nedominantní dolní končetině u mužů a žen

Rychlost COP (mm/s)	DDK	NDK	p
Muži (n=12)			
V	44,8±11,7	52,3±15,4	0,023*
V _{ML}	30,4±6,2	31,7±7,0	0,132
V _{AP}	30,9±9,3	35,0±12,7	0,049*
Ženy (n=19)			
V	38,5±7,2	37,3±6,9	0,208
V _{ML}	26,9±5,9	25,5±5,0	0,018*
V _{AP}	22,4±3,9	22,3±4,5	0,982

Vysvětlivky: DDK – dominantní dolní končetina; NDK – nedominantní dolní končetina; V – celková rychlost COP; V_{ML} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{AP} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; *p < 0,05.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce V₃ a V₄

U mužů byla zjištěna statisticky významně vyšší svalová síla evertorů hlezenního kloubu, extenzorů kolenního kloubu a flexorů kyčelního kloubu na DDK v porovnání s NDK. Žádné další statisticky významné rozdíly mezi končetinami nebyly zjištěny (Tabulka 4).

Tabulka 4. Porovnání svalové síly na dominantní a nedominantní dolní končetině u mužů (n=12).

Kloub	Pohyb	DDK	NDK	p
Hlezenní kloub	Dorzální flexe (PT)	0,5±0,1	0,5±0,1	0,798
	Plantární flexe (PT)	1,8±0,3	1,7±0,4	0,065
	Everze (PT)	0,4±0,1	0,4±0,1	0,021*
	Inverze (PT)	0,4±0,1	0,4±0,1	0,364
Kolenní kloub	Extenze (PT)	3,1±0,5	2,8±0,5	0,011*
	Flexe (PT)	1,7±0,3	1,7±0,3	0,541
Kyčelní kloub	Extenze (PT)	3,5±0,9	3,6±0,9	0,637
	Flexe (PT)	2,4±0,5	2,3±0,5	0,002**
	Abdukce (PT)	1,8±0,4	1,8±0,4	0,397
	Addukce (PT)	1,4±0,3	1,3±0,3	0,277

Vysvětlivky: DDK – dominantní dolní končetina; PT – peak torque; NDK – nedominantní dolní končetina. *p <0,05, p**<0,01.

U žen byla zjištěna statisticky významně vyšší svalová síla everorů hlezenního kloubu na DDK v porovnání s NDK. Žádné další statisticky významné rozdíly mezi končetinami nebyly zjištěny (Tabulka 5).

Tabulka 5. Porovnání svalové síly na dominantní a nedominantní dolní končetině u žen (n=19).

Kloub	Pohyb	DDK	NDK	p
Hlezenní kloub	Dorzální flexe (PT)	0,4±0,1	0,4±0,1	0,270
	Plantární flexe (PT)	1,4±0,3	1,4±0,4	0,606
	Everze (PT)	0,3±0,1	0,3±0,1	0,020*
	Inverze (PT)	0,4±0,1	0,4±0,1	0,912
Kolenní kloub	Extenze (PT)	2,4±0,3	2,3±0,3	0,225
	Flexe (PT)	1,3±0,2	1,3±0,2	0,331
Kyčelní kloub	Extenze (PT)	2,5±0,7	2,4±0,7	0,199
	Flexe (PT)	1,7±0,4	1,7±0,4	0,747
	Abdukce (PT)	1,5±0,3	1,5±0,4	0,239
	Addukce (PT)	1,0±0,3	1,0±0,2	0,651

Vysvětlivky: DDK – dominantní dolní končetina; PT – peak torque; NDK – nedominantní dolní končetina. *p <0,05.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce V₅ a V₆

Korelační analýza neprokázala žádnou statisticky významnou asociaci mezi parametry rovnováhy a svalovou silou na DDK a NDK jak u mužů, tak u žen (Tabulka 6-11).

Tabulka 6 Korelace parametrů svalové síly hlezenního kloubu a rovnováhy na dominantní a nedominantní dolní končetině u mužů

Hlezenní kloub	Pohyb	Dominantní dolní končetina			Nedominantní dolní končetina		
		V _{ML}	V _{AP}	V	V _{ML}	V _{AP}	V
	Dorzální flexe	0,2	0,336	0,317	0,063	0,242	0,148
		p=0,534	p=0,286	p=0,316	p=0,845	p=0,448	p=0,647
	Plantární flexe	0,217	0,408	0,368	0,159	0,488	0,398
		p=0,498	p=0,188	p=0,239	p=0,623	p=0,108	p=0,200
	Everze	0,239	0,154	0,177	0,292	0,075	0,15
		p=0,454	p=0,632	p=0,581	p=0,358	p=0,816	p=0,642
	Inverze	0,049	0,122	0,044	0,108	0,078	0,09
		p=0,881	p=0,705	p=0,892	p=0,739	p=0,811	p=0,781

Vysvětlivky: V_{ML} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{AP} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním smětu, V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 7 Korelace parametrů svalové síly kolenního kloubu a rovnováhy na dominantní a nedominantní dolní končetině u mužů

Kolenní kloub	Pohyb	Dominantní dolní končetina			Nedominantní dolní končetina		
		V _{ML}	V _{AP}	V	V _{ML}	V _{AP}	V
	Extenze	0,31	0,167	0,178	0,063	0,375	0,285
		p=0,924	p=0,604	p=0,645	p=0,845	p=230	p=369
	Flexe	0,061	0,383	0,241	0,115	0,248	0,22
		p=0,851	p=0,219	p=0,450	p=0,723	p=0,438	p=0,492

Vysvětlivky: V_{ML} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{AP} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním smětu, V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 8 Korelace parametrů svalové síly kyčelního kloubu a rovnováhy na dominantní a nedominantní dolní končetině u mužů

Kyčelní kloub	Pohyb	Dominantní dolní končetina			Nedominantní dolní končetina		
		V _{ML}	V _{AP}	V	V _{ML}	V _{AP}	V
	Extenze	0,013 p=0,969	0,345 p=0,265	0,234 p=0,464	0,45 p=0,879	0,421 p=0,173	0,312 p=0,324
	Flexe	0,035 p=0,913	0,145 p=0,643	0,1 p=0,756	0,244 p=0,940	0,303 p=0,339	0,213 p=0,506
	Abdukce	0,021 p=0,949	0,027 p=0,934	0,024 p=0,942	0,379 p=0,225	0,101 p=0,755	0,203 p=0,528
	Addukce	0,243 p=0,446	0,432 p=0,161	0,388 p=0,212	0,183 p=0,569	0,16 p=0,620	0,048 p=0,883

Vysvětlivky: V_{ML} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{AP} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 9 Korelace parametrů svalové síly hlezenního kloubu a rovnováhy na dominantní a nedominantní dolní končetině u žen

Hlezenní kloub	Pohyb	Dominantní dolní končetina			Nedominantní dolní končetina		
		V _{ML}	V _{AP}	V	V _{ML}	V _{AP}	V
	Dorzální flexe	0,263 p=0,278	0,326 p=0,173	0,324 p=0,176	0,161 p=0,510	0,299 p=0,213	0,231 p=0,341
	Plantární flexe	0,128 p=0,601	0,097 p=0,692	0,125 p=0,611	0,245 p=0,312	0,009 p=0,970	0,149 p=0,544
	Everze	0,005 p=0,985	0,093 p=0,706	0,023 p=0,924	0 p=1,0	0,185 p=0,450	0,1 p=0,687
	Inverze	0,383 p=106	0,283 p=0,241	0,352 p=0,140	0,271 p=0,262	0,01 p=0,449	0,1 p=0,687

Vysvětlivky: V_{ML} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{AP} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 10 Korelace parametrů svalové síly kolenního kloubu a rovnováhy na dominantní a nedominantní dolní končetině u žen

Kolenní kloub	Pohyb	Dominantní dolní končetina			Nedominantní dolní končetina		
		V _{ML}	V _{AP}	V	V _{ML}	V _{AP}	V
	Extenze	0,254	0,017	0,161	0,025	0,023	0,021
		p=0,848	p=0,946	p=0,510	p=0,919	p=0,924	p=0,933
	Flexe	0,047	0,145	0,81	0,035	0,043	0
		p=0,848	p=0,555	p=0,742	p=0,0887	p=0,862	p=0,1

Vysvětlivky: V_{ML} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{AP} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP.

Tabulka 11 Korelace parametrů svalové síly kyčelního kloubu a rovnováhy na dominantní a nedominantní dolní končetině u žen

Kyčelní kloub	Pohyb	Dominantní dolní končetina			Nedominantní dolní končetina		
		V _{ML}	V _{AP}	V	V _{ML}	V _{AP}	V
	Extenze	0,164	0,023	0,115	0,215	0,075	0,162
		p=0,502	p=0,924	p=0,639	p=0,377	p=0,759	p=0,506
	Flexe	0,087	0,021	0,076	0,26	0,235	0,274
		p=0,723	p=0,932	p=0,758	p=0,282	p=0,333	p=0,257
	Abdukce	0,074	0,073	0,084	0,017	0,142	0,061
		p=0,764	p=0,766	p=0,733	p=0,947	p=0,561	p=0,805
	Addukce	0,052	0,044	0,053	0,15	0,185	0,17
		p=0,832	p=0,859	p=0,829	p=0,541	p=0,450	p=0,493

Vysvětlivky: V_{ML} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{AP} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP.

6 Diskuze

V této práci jsem se zaměřila na hodnocení rozdílů v rovnováze a síle mezi končetinami u mladých mužů a žen ve věku 19-30 let. Dále jsem zjišťovala, jestli existuje vztah mezi parametry rovnováhy a síly z hlediska dominance. Vzhledem na množství výsledků jsem si, pro větší přehlednost pro čtenáře, zvolila jejich opětovné jednoduché shrnutí v tabulce 12.

Tabulka 12. Shrnuté výsledky – porovnání mezi končetinami

Rovnováha	(mm/s)		Muži	Ženy
	V		✓	X
	V _{ML}		X	✓
	V _{AM}		✓	X
Svalová síla	(PT)			
Hlezenní kloub	Dorzální flexe		X	X
	Plantární flexe		X	X
	Everze		✓	✓
Kolenní kloub	Inverze		X	X
	Extenze		✓	X
	Flexe		X	X
Kyčelní kloub	Extenze		X	X
	Flexe		✓	X
	Abdukce		X	X
	Addukce		X	X

Vysvětlivky: V – celková rychlost COP; V_{ML} – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru; V_{AP} – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru; X – nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi končetinami; ✓ - byl nalezen statisticky významný rozdíl mezi končetinami

Diskuze k výsledkům stoje na dominantní a nedominantní dolní končetině u mužů a žen

Výsledky ukázaly u mužů lepší rovnováhu na DDK v porovnání s NDK a u žen lepší rovnováhu na NDK v porovnání s DDK. Zatím co u mužů se jednalo především o lepší anteroposteriorní rovnováhu a celkovou rychlost, ženy vykazovaly lepší mediolaterální rovnováhu.

Jako indikátor rovnováhy byla v mojí práci použita rychlost pohybu COP. Ta je jednou z nejpoužívanějších COP proměnných k hodnocení rovnováhy u dětí a dospělých (Da Silva, Bilodeau, Parreira, Teixeira, & Amorim, 2013; Huurnink, Fransz, Kingma, & Van Dieën, 2013), kde zvýšená rychlost COP znamená horší rovnováhu a naopak. Jako test jsem použila stoj na jedné dolní končetině. Jedná se o jednoduchý test k hodnocení statické rovnováhy, jak u zdravých mladých jedinců (Kurz et al., 2018), tak u jedinců po zranění (Riemann, & Guskiewicz, 2000). Ve fyzioterapeutické praxi se načastěji používá k hodnocení rozdílu mezi končetinami (Penney, Ploughman, Austin, Behm, & Byrne, 2014), hodnocení rozdílu z důvodu zranění (Harrison, Duenkel, Dunlop, & Russell, 1994), anebo hodnocení efektu terapie (Winstein, Gardner, McNeal, Barto, & Nicholson, 1989). Tento stoj klade zvýšené nároky na kontrolu rovnováhy (menší plocha opory a snížení proprioreceptivních vjemu z důvodu „ztráty“ druhé končetiny), a proto může být citlivější na odhalení rozdílu mezi končetinami.

Výsledky u skupiny mužů jsou podobné se studií Promsri et al. (1998), kde byla zaznamenána lepší rovnováha na DDK v porovnání s NDK. Výzkumný vzorek ve zmíněné studii tvořili mladí zdraví jedinci ve věku 25.8 ± 2.9 let bez přidružených onemocnění. Na druhou stranu studie hodnotila muže i ženy dohromady. Výsledky zaznamenané u skupiny žen jsou v souladu se studií Gabbarda a Harta (1996), kde autoři poukazují na to, že NDK je zodpovědná za stabilizační funkci a tudíž by měla projevovat lepší rovnováhu v porovnání s NDK. Na druhou stranu opět nebyl brán ohled na pohlaví. I studie Promsri et al. (2018) zjistila lepší rovnováhu na NDK v porovnání s DDK u sportovců (fotbal, basketbal a windsurfing), která je porovnávala zároveň mezi sebou a také s nesportovci. Autoři použili na hodnocení rovnováhy sice stoj na jedné dolní končetině, avšak jako parametr použili výchylky COP. U sportovců zjistili nižší výchylky COP na NDK a tudíž lepší rovnováhu v porovnání s DDK. Naproti tomu autoři Hoffman at al. (2018) nezjistili žádný vliv dominance na rovnováhu.

Při porovnání končetin muži vykazovali lepší rovnováhu v anteroposteriorním směru na DDK. Je známo, že mladí jedinci využívají zejména kotníkovou strategii ke korekci posturálních narušení. Bylo zjištěno, že aktivita vastus medialis oblique a vastus lateralis je největší právě v anteriorním pohybu při náklonu, než v kterémkoli z dalších dosahujících směrů (Ku, Osman, Yusof, & Abas, 2012). Naproti tomu prokazují ženy větší flexi v kolenním a kyčelním kloubu, která může být spojena s větší laxitou vaziva a následnou hypermobilitou, která se u žen vyskytuje častěji než u mužů, což má za následek lepší rovnováhu v anteroposteriorním směru, ale při porovnání končetin vykazovaly menší rychlost COP v mediolaterálním směru a tudíž měly lepší mediolaterální rovnováhu na NDK.

Přesto, že hodnocení rovnováhy z hlediska mezipohlavních rozdílů nebylo cílem mé práce, při pohledu na výsledky můžu konstatovat, že ženy v porovnání s muži mají nižší rychlost COP ve všech parametrech při stoji na DKK a NDK, což značí lepší rovnováhu. V hodně studiích, které se zabývaly hodnocením rovnováhy mezi muži a ženami, zjistili, že ženy mají ve stoji na jedné dolní končetině lepší rovnováhu než muži (Steindl et al., 2006; Šimonek, 1998; Rival et al., 2005). Naproti tomu se našla i studie (Kasa, 2002), která nenašla žádný intersexuální vliv na rovnováhu u mladých jedinců.

Diskuze k výsledkům svalové síly na dominantní a nedominantní dolní končetině u mužů a žen

Byly zjištěny rozdíly ve svalové síle mezi končetinami jak u mužů, tak u žen. U mužů se tyto rozdíly projevily vyšší svalovou silou evertorů kotníku, extenzorů kolene a flexorů kyčle na DDK v porovnání s NDK. U žen byla zjištěna vyšší svalová síla evertorů kotníku na DDK v porovnání s NDK. Stručný přehled výsledků uvádím ve výše uvedené tabulce 12.

Pro hodnocení svalové síly byl použit parametr PT, který je velmi častým parametrem používaným ve studiích u mladých jedinců (Andersen & Aagaard, 2006; Ekiz, Aslan, & Özgirgin, 2015).

Hlavní extenzor kolene je musculus quadriceps femoris. Mé zjištění s ohledem na vyšší svalovou sílu extenzorů kolene na DDK u skupiny mužů souhlasí se studií Gondin, & Martin (2005), kde byla pozorována také větší síla tohoto svalu na DDK v porovnání s NDK. Vyšší svalová síla flexorů kyčle na DDK byla zjištěna u skupiny

mužů, to souhlasí s výsledky studie Jacobs et al. (2005). Všechny výše zmíněné studie pracovaly s parametrem PT a měřily také izokinetickou sílu svalů v koncentricko-koncentrickém režimu.

Mé zjištění u skupiny žen je odlišné od dříve publikované studie, kde autoři zjistili vyšší svalovou sílu evertorů na NDK v porovnání s DDK (Ersoz et al., 2009). Další studie Lin et al. (2009), Wong et al. (1984) nenašly dokonce žádné významné rozdíly ve svalové síle mezi končetinami. Všechny výše zmíněné studie používaly s námi totožný parametr PT a měřily izokinetickou sílu v koncentricko-koncentrickém režimu. Jediný rozdíl byl, že soubor probandů zahrnoval, jak muže, tak ženy, avšak rozdíly mezi pohlavími ve vztahu k síle svalů kotníku nebyly předmětem zkoumání mé studie.

V mé práci nebylo cílem porovnání svalové síly mezi muži a ženami. Ale pokud bychom se na to lehce zaměřili, muži vykazovali na obou končetinách vyšší svalovou sílu v porovnání se ženami. To bylo nejvíce patrné u kolenního a kyčelního kloubu. K podobnému zjištění došly i další studie, které se na rozdíl od mé práce zaměřily na hodnocení rozdílu mezi pohlavími (Jacobs, Uhl, Mattacola, Shapiro, & Rayens, 2007; Lephart et al. 2002; Pincivero et al., 2003). U svalové síly hlezenního kloubu rozdíly nebyly tolik patrné, jak mezi pohlavím, tak mezi DDK a NDK. Autoři Ersoz et al. (2009) také nezjistili žádný významný rozdíl v síle evertorů a invertorů. Na druhou stranu autoři Wong et al. (1984) zjistili, že muži mají vyšší svalovou sílu těchto svalů v porovnání se ženami. Sice síla svalů kotníku v mé práci byla vyšší u mužů oproti ženám, ale rozhodně ne významně.

Diskuze k výsledkům korelací mezi parametry rovnováhy a svalové síly u mužů a žen

Výsledky mé práce neukázaly žádné významné korelace mezi těmito parametry na DDK a NDK, jak u mužů, tak u žen. Na druhou stranu jiné studie prokázaly asociaci mezi poklesem svalové síly vybraných svalů na dolní končetině a zhoršenou rovnováhou. První sval, u kterého bylo tohle zjištěno je musculus triceps surae. Snížení jeho síly bylo spojeno se zhoršenou rovnováhou ve stoji na jedné dolní končetině bez ohledu na dominanci (Onambele et al., 2006). Avšak studie se zaměřovala na starší jedince. Další ze svalů na dolní končetině, u kterého bylo snížení jeho síly spojeno se zhoršenou rovnováhou při stoji na jedné dolní končetině je musculus quadriceps femoris. Studie (Hurley et al., 1998; Weirich et al., 2010) se zabývaly, jak mladými jedinci, tak jedinci

středního věku a staršími jedinci. Avšak mezi uvedenými věkovými skupinami tato asociace nebyla potvrzená právě u skupiny mladých jedinců. Může to znamenat, že rovnováha u mladých jedinců nemusí být tolik závislá na svalové síle. Mladí jedinci v porovnání se staršími, kteří vykazovali horší výsledky, nemají tak velký úbytek svalové síly v důsledku degenerativních změn muskuloskeletálního a nervo-svalového systému, které s věkem přicházejí a právě proto by měli být schopni lépe reagovat a vypořádat se s udržení stoje na jedné dolní končetině.

Limity práce

Za limity mé práce můžeme považovat nižší počet probandů a nerovnoměrné zastoupení mužů a žen v souboru.

7 Závěr

Na základě výsledků mé práce lze říct, že muži se prokazují lepší schopností rovnováhy na DDK v porovnání s NDK oproti ženám, které vykazují zase lepší rovnováhu na NDK v porovnání s DDK. Co se týče svalové síly dolní končetiny, u mužů byla zaznamenána významně vyšší síla evertorů, extenzorů kolene a flexorů kyčle na DDK v porovnání s NDK. U žen byla zjištěna významně vyšší svalová síla evertorů kotníku na DDK v porovnání s NDK. Z výsledků lze říct, že dominantní dolní končetina se prokazuje vyšší svalovou silou oproti nedominantní. Na druhou stranu, nebylo zjištěno, že by svalová síla ovlivňovala rovnováhu mladých, zdravých jedinců.

8 Souhrn

Cílem práce bylo zhodnotit rovnováhu a svalovou sílu na DDK a NDK u mladých jedinců ve věku 19-30 let a zjistit, jestli parametry rovnováhy a svalové síly mezi sebou korelují.

Výzkumu se zúčastnilo 31 zdravých, mladých jedinců ve věku 19-30 let, kteří podstoupili testy na určení funkční dominance pomocí 3 jednoduchých testů (překročení překážky, kopnutí do míče a postrčení do zad). Následně u nich byl hodnocený stoj na 1 dolní končetině (DDK a NDK), během kterého byla zaznamenána celková rychlost pohybu COP (V) a její mediolaterální (V_{ML}) a anteroposteriorní složka (V_{AP}). Probandi také absolvovali testování síly dolních končetin pomocí isokinetické dynamometrie (Isomed 2000). Zvláště pro DDK a NDK byla hodnocena síla hlezenních, kolenních a kyčelních svalů v recipročním koncentricko-koncentrickém režimu.

Teoretická část poskytuje informace o rovnováze, svalové síle a funkční dominanci dolních končetin z hlediska faktorů, které je ovlivňují a možnosti testování. V praktické části je popsána metodika, zaznamenávány a porovnávány výsledky rovnováhy a svalové síly vzhledem k funkční dominanci mužů a žen. Pro lepší přehlednost jsou výsledky interpretovány i pomocí tabulek.

Z výsledků práce vyplývá, že ženy mají horší mediolaterální stabilitu ve stoji na DDK v porovnání s NDK. Naopak muži mají horší anteroposteriorní a celkovou stabilitu ve stoji na NDK v porovnání s DDK. Vyšší svalová síla evertorů na DDK v porovnání s NDK byla nalezena u žen. U mužů výsledky ukázaly vyšší svalovou sílu evertorů, extenzorů kolene a flexorů kyčle na DDK v porovnání s NDK. Výsledky neprokázaly žádnou asociaci mezi rovnováhou a silou na DDK a NDK jak u mužů, tak žen

9 Summary

The aim of the work was to evaluate the balance and muscle strength of DLL and NDLL in individuals 19-30 years old and to find out whether the balance and muscle strength parameters correlate with each other.

The study involved 31 healthy 19-30-year-olds who underwent tests to determine functional dominance using 3 simple tests (crossing the obstacle, kicking the ball and pushing into the back). Subsequently, they were evaluated for one leg stance (DLL and NDLL) during which the overall COP (V) and its mediolateral (VML) and anteroposterior component (VAP) were recorded. The probands also tested lower extremity strength using isokinetic dynamometry (Isomed 2000). Especially for DLL and NDLL the strength of ankle, knee and hip muscles was evaluated in reciprocal concentric-concentric mode.

The theoretical part provides information on balance, muscle strength and functional dominance of the lower extremities in terms of factors that influence them and the possibilities of testing. The practical part describes the methodology and records and compares the results of balance and muscle strength with respect to functional dominance of men and women. For better clarity, the results are also interpreted using tables.

The results of the work show that women have worse mediolateral stability on the DLL compared to NDLL. On the contrary, men have worse anteroposterior and overall stability in NDLL compared to DLL. Higher muscle strength of evetoras on DLL compared to NDLL was found in women. In men, the results showed higher muscle strength of evetor, knee extensor and hip flexor on DLL compared to NDLL. The results showed no association between balance and strength in DLL and NDLL in both men and women.

10 Referenční seznam

- Adleron, A. K., Moritz, U., & Moe-Nilssen, R. (2003). Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International*, 8(4), 187-199.
- Ageberg, E., Roberts, D., Holmström, E., & Fridén, T. (2005). Balance in single-limb stance in patients with anterior cruciate ligament injury: relation to knee laxity, proprioception, muscle strength, and subjective function. *The American journal of sports medicine*, 33(10), 1527-1537.
- Alfuth, M., & Gomoll, M. (2018). Electromyographic analysis of balance exercises in single-leg stance using different instability modalities of the forefoot and rearfoot. *Physical Therapy in Sport*, 31, 75-82.
- Andersen, L. L., & Aagaard, P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European journal of applied physiology*, 96(1), 46-52.
- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 62(5), 749-757.
- Anonymous. (2012). Brian Manzella Golf Academy. Forum. Retrieved 20. 12. 2018 from World Wide Web: [http://forum.brianmanzellagolf.com/golfing discussions/16813-cp-cf-release-8.html](http://forum.brianmanzellagolf.com/golfing%20discussions/16813-cp-cf-release-8.html).
- Anonymous. (2016). Retrieved 20. 12. 2018 from World Wide Web: <https://freelance.ru/Gruno/isomed-2000-2911717.html>.
- Anonymous. (2014). Retrieved 20. 12. 2018 from World Wide Web: <https://cz.pinterest.com/pin/84090718017257983/?autologin=true>.
- Ariano, M. A., Edgerton, V. R., & Armstrong, R. B. (1973). Hindlimb muscle fiber populations of five mammals. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, 21(1), 51-55.

- Berg, K., Wood-Dauphine, S., Williams, J. I., & Gayton, D. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada, 41*(6), 304-311.
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports medicine, 38*(11), 893-916.
- Carter, N. D., Khan, K. M., Mallinson, A., Janssen, P. A., Heinonen, A., Petit, M. A., & McKay, H. A. (2002). Knee extension strength is a significant determinant of static and dynamic balance as well as quality of life in older community-dwelling women with osteoporosis. *Gerontology, 48*(6), 360-368.
- Connelly, D. M., Rice, C. L., Roos, M. R., & Vandervoort, A. A. (1999). Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *Journal of applied Physiology, 87*(2), 843-852.
- D'Antona, G., Pellegrino, M. A., Adami, R., Rossi, R., Carlizzi, C. N., Canepari, M., ... & Bottinelli, R. (2003). The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres. *The Journal of physiology, 552*(2), 499-511.
- Da Silva, R. A., Bilodeau, M., Parreira, R. B., Teixeira, D. C., & Amorim, C. F. (2013). Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. *Journal of Electromyography and kinesiology, 23*(3), 634-639.
- Dawson, J. M., Tyler, K. R., & Hudlicka, O. (1987). A comparison of the microcirculation in rat fast glycolytic and slow oxidative muscles at rest and during contractions. *Microvascular research, 33*(2), 167-182.
- Ditroilo, M., Forte, R., Benelli, P., Gambarara, D., & De Vito, G. (2010). Effects of age and limb dominance on upper and lower limb muscle function in healthy males and females aged 40–80 years. *Journal of sports sciences, 28*(6), 667-677.

- DonTigny, R. L. (2005). Critical analysis of the functional dynamics of the sacroiliac joints as they pertain to normal gait. *Journal of Orthopaedic Medicine*, 27(1), 3-10.
- Drnková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. 2.dopl.vyd. Praha: Avicenum.
- Drouin, J. D., Valovich-McLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied hysiology*. 91, 22-29.
- Du Pasquier, R. A., Blanc, Y., Sinnreich, M., Landis, T., Burkhard, P., & Vingerhoets, F. J. G. (2003). The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 33(5), 213-218.
- Duncan, P. W., Chandler, J. M., Cavanaugh, D. K., Johnson, K. R., & Buehler, A. G. (1989). Mode and speed specificity of eccentric and concentric exercise training. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(2), 70-75.
- Dylevský, I., & Ježek, P. (2005). Retrieved 20. 12. 2018 from World Wide Web: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/1a3a4.htm>.
- Edgerton, V. R., Smith, J. L., & Simpson, D. R. (1975). Muscle fibre type populations of human leg muscles. *The Histochemical Journal*, 7(3), 259-266.
- Ekiz, T., Aslan, M. D., & Özgirgin, N. (2015). Effects of Kinesio Tape application to quadriceps muscles on isokinetic muscle strength, gait, and functional parameters in patients with stroke. *Journal of rehabilitation research and development*, 52(3), 323.
- ENOKA, Roger M. *Neuromechanical basis of kinesiology*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c1994. ISBN 0873226658.
- Ersoz, M., Atalay, N. S., Kumbara, F., & Akyuz, M. (2009). Investigation of effect of age, gender and limb dominance on ankle evertor/invertor peak torque ratios of healthy volunteers. *Journal of Physical Therapy Science*, 21(3), 263-267.

- Exner, G. U., Staudte, H. W., & Pette, D. (1973). Isometric training of rats-effects upon fast and slow muscle and modification by an anabolic hormone (nandrolone decanoate). *Pflügers Archiv*, 345(1), 1-14.
- Federolf, P., Roos, L., & Nigg, B. M. (2013). Analysis of the multi-segmental postural movement strategies utilized in bipedal, tandem and one-leg stance as quantified by a principal component decomposition of marker coordinates. *Journal of biomechanics*, 46(15), 2626-2633.
- Fredericson, M., & Moore, T. (2005). Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle-and long-distance runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 669-689.
- Fregly, A. R. (1975). Vestibular ataxia and its measurement in man. In *Vestibular system part 2: psychophysics, applied aspects and general interpretations* (pp. 321-360). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Frontera, W. R., Hughes, V. A., Fielding, R. A., Fiatarone, M. A., Evans, W. J., & Roubenoff, R. (2000). Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *Journal of applied physiology*, 88(4), 1321-1326.
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004). Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(6), 641-646.
- Guette, M., Gondin, J., & Martin, A. (2005). Time-of-day effect on the torque and neuromuscular properties of dominant and non-dominant quadriceps femoris. *Chronobiology international*, 22(3), 541-558.
- Görgens, S. W., Benninghoff, T., Eckardt, K., Springer, C., Chadt, A., Melior, A., ... & Drevon, C. A. (2017). Hypoxia in combination with muscle contraction improves insulin action and glucose metabolism in human skeletal muscle via the HIF-1 α pathway. *Diabetes*, 66(11), 2800-2807.
- Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., ... & Wallace, R. B. (1994). A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *Journal of gerontology*, 49(2), M85-M94.

- Hamill, J., & Knutzen, K. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. 3. vyd. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins.
- Harbo, T., Brincks, J., & Andersen, H. (2012). Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *European journal of applied physiology*, 112(1), 267-275.
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(8), 1050-1056.
- Harrison, E. L., Duenkel, N., Dunlop, R., & Russell, G. (1994). Evaluation of single-leg standing following anterior cruciate ligament surgery and rehabilitation. *Physical Therapy*, 74(3), 245-252.
- Hile, E. S., Brach, J. S., Perera, S., Wert, D. M., VanSwearingen, J. M., & Studenski, S. A. (2012). Interpreting the need for initial support to perform tandem stance tests of balance. *Physical therapy*, 92(10), 1316-1328.
- Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T., & Koceja, D. (1998). Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of athletic training*, 33(4), 319.
- Holden, S., Boreham, C., Doherty, C., Wang, D., & Delahunt, E. (2014). Dynamic postural stability in young adolescent male and female athletes. *Pediatric physical therapy*, 26(4), 447-452.
- Hopkins, J. T., Coglianese, M., Glasgow, P., Reese, S., & Seeley, M. K. (2012). Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(2), 280-285.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, 35(suppl_2), ii7-ii11.

- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*, 42(2), 311.
- Hoshikawa, Y., Muramatsu, M., Iida, T., Ii, N., Nakajima, Y., & Kanehisa, H. (2011). Sex differences in the cross-sectional areas of psoas major and thigh muscles in high school track and field athletes and nonathletes. *Journal of physiological anthropology*, 30(2), 47-53.
- Hunter, S. K., Thompson, M. W., & Adams, R. D. (2000). Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance, and muscle group in women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(6), B264-B273.
- Hurley, M. V., Rees, J., & Newham, D. J. (1998). Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. *Age and ageing*, 27(1), 55-62.
- Huurnink, A., Fransz, D. P., Kingma, I., & van Dieën, J. H. (2013). Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. *Journal of biomechanics*, 46(7), 1392-1395.
- Chandler, T. J. (2000). Testing and training the upper extremity. *Isokinetics in Human Performance*, 149-159.
- Choy, N. L., Brauer, S., & Nitz, J. (2003). Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 58(6), 525-530.
- Ilnicka, I., Trzaskoma, Z., Wiszomirska, I., Wit, A., & Wychowański, M. (2013). Lower limb laterality versus foot structure in men and women. *Biomedical Human Kinetics*, 5, 28-42.
- Jacobs, C. A., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., Shapiro, R., & Rayens, W. S. (2007). Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *Journal of athletic training*, 42(1), 76.

- Jacobs, C., Uhl, T. L., Seeley, M., Sterling, W., & Goodrich, L. (2005). Strength and fatigability of the dominant and nondominant hip abductors. *Journal of athletic training, 40*(3), 203.
- Janda. V. (1996). *Funkční svalový test*. 1.vyd. Praha: Grada.
- Janura, M., Vařeka, I, Lehnert, M. & Svoboda, Z. (2012). *Metody Biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Johnson, M. E., Mille, M. L., Martinez, K. M., Crombie, G., & Rogers, M. W. (2004). Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 85*(4), 593-597.
- Jonsson, E., Seiger, Å., & Hirschfeld, H. (2004). One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness?. *Clinical biomechanics, 19*(7), 688-694.
- Kasa, J. (2002). *Športová antropomotorika*. 2. doplnené. Bratislava: SVSTVŠ.
- Kimura, T. (2002). Composition of psoas major muscle fibers compared among humans, orangutans, and monkeys. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie, 305-314*.
- Kilroy, E. A., Crabtree, O. M., Crosby, B., Parker, A., & Barfield, W.R. (2016). The Effect of Single-Leg Stance on Dancer and Control Group Static Balance. *International Journal of Exercise Science, 9*(2), 110-120.
- Kováčiková, Z., Ořečovská, K., Svoboda, Z., & Janura, M. (2017). Hodnocení posturální stability pomocí funkčních testů u skupiny transtibiálně amputovaných (Pilotní studie). *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 21*(2), 51-55.
- Křišťanová, L. (1998). *Diagnostika laterality a metodika psaní levou rukou*. Hradec Králové: Gaudeamus.
- Ku, P. X., Osman, N. A., Yusof, A., & Abas, W. W. (2012). Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of biomechanics, 45*(9), 1638-1642.

- Kurz, E., Faude, O., Roth, R., Zahner, L., & Donath, L. (2018). Ankle muscle activity modulation during single-leg stance differs between children, young adults and seniors. *European Journal of Applied Physiology*, *118*, 239-247.
- Laubach, L. L. (1976). Comparative muscular strength of men and women: a review of the literature. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *47*(5), 534-542.
- Lundin, T. M., Feuerbach, J. W., & Grabiner, M. D. (1993). Effect of plantar flexor and dorsiflexor fatigue on unilateral postural control. *Journal of Applied Biomechanics*, *9*(3), 191-201.
- Lee, A. J., & Lin, W. H. (2008). Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clinical biomechanics*, *23*(8), 1065-1072.
- Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Fu, F. H. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, *401*, 162-169.
- Lin, W-H., Liu, Y-F., Hsieh, C. C-Ch., & Lee, A. J. Y. (2009). Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *Journal of science and medicine in sport*, *12*(1), 42-49.
- Manca, A., Solinas, G., Dragone, D., & Deriu, F. (2015). Isokinetic testing of muscle performance: new concepts for strength assessment. *Isokinetics and Exercise Science*, *23*(2), 69-75.
- Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N., & Munzinger, U. (2007) Reliability of knee extension and flexion easurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* *27*, 346–353.
- Marcell, T. J., Hawkins, S. A., & Wiswell, R. A. (2014). Leg strength declines with advancing age despite habitual endurance exercise in active older adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *28*(2), 504-513.

- Matsuda, S., Demura, S., & Uchiyama, M. (2008). Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of sports sciences*, 26(7), 775-779.
- Merritt, E. D., Brown, C. N., Queen, R. M., Simpson, K. J., & Schmidt, J. D. (2017). Concussion History and Time Since Concussion Do not Influence Static and Dynamic Balance in Collegiate Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26, 518-52.
- Měkota, K. (1984). *Syntetická studie o pohybové lateralitě*. Acta Gymnica XIV.
- Murray N., Salvatore A., Powell D., & Reed-Jones R. (2014). Reliability and Validity Evidence of Multiple Balance Assessments in Athletes With a Concussion. *Journal Of Athletic Training*, 49(4), 540-549.
- Newham, D. J., McPhail, G., Mills, K. R., & Edwards, R. H. T. (1983). Ultrastructural changes after concentric and eccentric contractions of human muscle. *Journal of the neurological sciences*, 61(1), 109-122.
- Onambele, G. L., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2006). Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *Journal of Applied Physiology*.
- Opavský, J. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003.
- Orr, R. (2010). Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. *Eur J Phys Rehabil Med*, 46(2), 183-220.
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American journal of sports medicine*, 38(10), 1968-1978.
- Pincivero, D. M., Gandaio, C. B., & Ito, Y. (2003). Gender-specific knee extensor torque, flexor torque, and muscle fatigue responses during maximal effort contractions. *European journal of applied physiology*, 89(2), 134-141.

- Penney, T., Ploughman, M., Austin, M. W., Behm, D. G., & Byrne, J. M. (2014). Determining the activation of gluteus medius and the validity of the single leg stance test in chronic, nonspecific low back pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(10), 1969-1976.
- Perrin, P. P., Jeandel, C., Perrin, C. A., & Bene, M. C. (1997). Influence of visual control, conduction, and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. *Gerontology*, 43(4), 223-231.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 88(3), 1097-1118.
- Peters, M. (1988). Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. *Psychological Bulletin*, 103(2), 179-92.
- Petr, M., & Šťastný, P. (2012). *Funkční silový trénink*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Porter, M. M., Myint, A., Kramer, J. F., & Vandervoort, A. A. (1995). Concentric and eccentric knee extension strength in older and younger men and women. *Canadian journal of applied physiology*, 20(4), 429-439.
- Porter, M. M., Vandervoort, A. A., & Kramer, J. F. (1997). Eccentric peak torque of the plantar and dorsiflexors is maintained in older women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 52(2), B125-B131.
- Previc, F. H. (1991). A general theory concerning the prenatal origins of cerebral lateralization in humans. *Psychological Review*, 98, 299 – 334.
- Promsri, A., Haid, T., & Federolf, P. (2018). How does lower limb dominance influence postural control movements during leg stance?. *Human Movement Science*, 58, 165-174.

- Riemann, B. L., & Guskiewicz, K. M. (2000). Effects of mild head injury on postural stability as measured through clinical balance testing. *Journal of athletic training, 35*(1), 19.
- Rival, C., Ceyte, H., Olivier, I. (2005). Developmental changes of static standing balance in children. *Neuroscience Letters, 376*(2), 133-136.
- Rezaei, M., Ebrahimi, I., Vassaghi-Gharamaleki, B., Pirali, M., Mortaza, N., Malmir, K., Ghasemi, K., & Jamshidi, A. A. (2014). Isokinetic dynamometry of the knee extensors and flexors in. *Medical Journal of The Islamic Republic of Iran (MJIRI), 28*(1), 702-707.
- Røgind, H., Lykkegaard, J. J., Bliddal, H., & Danneskiold-Samsøe, B. (2003). Postural sway in normal subjects aged 20–70 years. *Clinical physiology and functional imaging, 23*(3), 171-176.
- Ross, S. A., Nigam, N., & Wakeling, J. M. (2018). A modelling approach for exploring muscle dynamics during cyclic contractions. *PLoS computational biology, 14*(4), e1006123.
- Selçuk, H., Aydin, N. S., & Kehlicek, H. (2018). P 047-The interaction of foot biomechanics and body mass index with single leg stance dynamic balance in healthy young. *Gait & Posture, 65*, 315.
- Sickles, D. W., & Pinkstaff, C. A. (1981). Comparative histochemical study of prosimian primate hindlimb muscles. II. Populations of fiber types. *American Journal of Anatomy, 160*(2), 187-194.
- Singh, M., & Karpovich, P. V. (1968). Strength of forearm flexors and extensors in men and women. *Journal of applied physiology, 25*(2), 177-180.
- Skelton, D. A., Kennedy, J., & Rutherford, O. M. (2002). Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age and ageing, 31*(2), 119-125.

- Sozzi, S., Honeine, J. L., Do, M. C., & Schieppati, M. (2013). Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clinical Neurophysiology*, 124(6), 1175-1186.
- Springer, B. A., Marin, R., Cyhan, T., Roberts, H., & Gill, N. W. (2007). Normative Values for the Unipedal Stance Test with Eyes Open and Closed. *Journal of geriatric Physical Therapy*, 30(1), 8-15.
- Steindl, R., Kunz, K., Schrott-Fischer, A., & Scholtz, A. W. (2006). Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental medicine and child neurology*, 48(6), 477-482
- Šimonek, J. (1998). *Hodnotenie koordinačných schopností 11 – 17 ročných chlapcov a dievčat*. Nitra: UKF.
- Ünlüsoy, D., Aydoğ, E., Tuncay, R., Eryüksel, R., Ünlüsoy, İ., & Çakıcı, A. (2011). Postural balance in women with osteoporosis and effective factors. *Turkish Journal of Osteoporosis*, 17, 37-43.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (1. část). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Veverka, F., & Vodičková, S. (2010). Laterality of the lower limbs and carving turns. *Biology of Sport*, 27(2), 129-134.
- Wackerhage, H. (2017). Sarcopenia: Causes and Treatments. / *Sarkopenie: Ursachen und Behandlung*. *German Journal of Sports Medicine*, 68, 178-184.
- Weirich, G., Bembien, D. A., & Bembien, M. G. (2010). Predictors of balance in young, middle-aged, and late middle-aged women. *Journal of geriatric physical therapy*, 33(3), 110-117.
- Wilmore, J. H. (1975). Inferiority of female athletes: myth or reality. *The Journal of sports medicine*, 3(1), 1-6.

- Wilmore, J. H., Costill, D. L., & Kenney, W. L. (1994). *Physiology of sport and exercise*.
- Winstein, C. J., Gardner, E. R., McNeal, D. R., Barto, P. S., & Nicholson, D. E. (1989). Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 70(10), 755-762.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.
- Winter, D. A., Prince, F. R. A. N. C. O. I. S., Frank, J. S., Powell, C. O. R. R. I. E., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of neurophysiology*, 75(6), 2334-2343.
- Wong D. L. K., Glasheen-Wray M., & Andrews L. F. (1984), Isokinetic evaluation of the ankle invertors and evertors, *The Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 5(5), 246-252.
- Woollacott, M. H. (2000). Systems contributing to balance disorders in older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(8), M424-M428.
- Zakas, A. (2006). Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46(1), 28.
- Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2014). *Silový trénink: praxe a věda*. Praha: Mladá fronta, Edice Českého olympijského výboru.
- Zelinková, O. (2009). *Poruchy učení*. Praha: Portál.
- Zemková, E. (2011). *Fyziologické základy senzomotoriky*. Bratislava: ICM Agency.

11 Přílohy

Příloha 1 Vyjádření etické komise FTK UP k výzkumu



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

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

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

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

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

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

Příloha 2 Rozcvičení

Rozcvičení GAČR – kyčel, koleno, kotník

- **5 min. (4min)** bicyklový ergometr 1 W/kg, 60 (70) RPM
- **Skipping excercises**
 - **20-30x** švihadlo
 - **15-20x** jumping jacks
- **Mobilizace kloubů**
 - **10x** stažení břišních a hýžďových svalů („pohyb vpřed“) následované uvolněním a vysazením pánve vzad (ruce v bok)
 - **5x** kroužení pánví na každou stranu – postoj na šířku pánve (ruce v bok)
 - **5x** kroužení dolní končetiny (DK) v kyčli vzad + **5x** vpřed – DK 90° flexe v kyčli i koleni; na obě DK
 - **5x** kroužení v kolenním kloubu se zvednutou DK v přednožení, cvičná DK ve flexi 90° (koleno) a 90° (kyčel); ve směru hodinových ručiček a proti směru; na obě DK
 - **5x** kroužení v kotníku se zvednutou DK v přednožení a bérce svise dolů; ve směru hodinových ručiček a proti směru; na obě DK
 - **2x série** předkopávání bérce v pomalé rychlosti, DK pomalu zvedat do maximální flexe v kyčelním kloubu a zase pokládat do extenze; v rámci jedné série **5** předkopů při pohybu nahoru i dolů
 - **5–7x** rychlé přednožování uvolněné extendované DK pomocí kmihu postupně do maximálního rozsahu; zpevněný střed těla; na obě DK (možno s oporou pro zachování rovnováhy a správného provedení cviku)
 - **5–7x** kmih uvolněnou extendovanou končetinou až do maximální abdukce; na obě DK (možno s oporou pro zachování rovnováhy a správného provedení cviku)
- **Tonizace svalstva**
 - **10x** dlouhý výpad (**5x** na každou stranu s alternujícími DK); senioři v rámci svých možností - nemusí až dolů
 - **3x série** stupňovaných dřepů směrem dolů (**5–6x** v sérii)
 - **10x** dřepy v širokém postavení se špičkami vytočenými mírně do strany
 - **2x série** abdukce uvolněné DK s dvojitém therabandem navlečeným nad kolena (**10x** na každou DK)
 - **20x** výpony na špičkách na vyvýšeném místě (dřevěné prkno)

VŠE PŘIZPŮBIT SVÝM MOŽNOSTEM. INSTRUKTÁŽ. KONTROLA PROVEDENÍ CVIKU.

Příloha 3 Testovací protokol testované osoby

GAČR

Postural stability and its relationship to the muscle strength of selected muscle groups



TESTOVACÍ PROTOKOL

Isokinetická svalová síla

Jméno a příjmení							
Datum narození/Věk							
Email/Telefon							
Výška (cm)		Hmotnost (kg)		Dominantní DK (3 klinické testy)		Odrážová DK	
Předchozí zranění (rok, operace, terapie, rehabilitace):							
Kloub kotníku:							
Kolenní kloub:							
Kyčelní kloub:							
Aktuální stav (+ stav po familiarizaci):							
1.							
2.							

POZNÁMKA	DATUM	ČAS
Familiarizace		
Ostré měření		

Rozsvičení	Koleno FL/EX	Kotník IV/EV	Kotník PF/DF	Kyčel FL/EX	Kyčel ABD/ADD
Wattáž:					

		Koleno FL/EX		Kotník IV/EV		Kotník PF/DF		Kyčel FL/EX		Kyčel ABD/ADD	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
		P	L	P	L	P	L	P	L	P	L
Rameno páky	Délka										
	Strana			X	X	X	X				
Chodidlo		X	X					X	X	X	X
Fixace stehna	Strana	X	X					X	X	X	X
	Výška	X	X					X	X	X	X
Ramenní opěrky	Délka										
	Hloubka										
	Strana										

Poznámky:

GAČR

VŠE PŘIZPŮSOBIT SVÝM MOŽNOSTEM.

INSTRUKTÁŽ. UKÁZKA. KONTROLA PROVEDENÍ CVIKU. PŘI POLOZE
„LEH“ PODKLÁDAT HLAVU!

KOMPENZAČNÍ CVIČENÍ

levá dolní končetina

- **3x série s 5 opakováními** výpady na levou dolní končetinu (rozsah upravený dle možností probanda)
- **2x série s 10 opakováními, leh na zádech na žíněnce**, extenze levé dolní končetiny s therabandem, umístění therabandu na chodidle, odpor = do tahu (samoregulace – senior si theraband sám přidržuje)
- **2x série s 10 opakováními, leh na pravém boku na žíněnce**, abdukce levé dolní končetiny se zdvojeným therabandem nad koleny (natažená dolní končetina, pata vede pohyb, noha v dorsální flexi -fajfka), cvik tahem – ne kmitem
- **2x série s 10 opakováními, leh na levém boku na žíněnce – pravá dolní končetina je pokrčena před tělem (nebo položená na bedýnce)**, addukce levé dolní končetiny (natažená dolní končetina, pata vede pohyb, noha v dorsální flexi-fajfka), cvik tahem – ne kmitem

Příloha 5 Protahání

GACR

VŠE PŘIZPŮSOBIT SVÝM MOŽNOSTEM. INSTRUKTÁŽ. UKÁZKA.
KONTROLA PROVEDENÍ CVIKU.

PŘI POLOZE „LEH“ PODKLÁDAT HLAVU!

NEZVĚTŠUJEME ROZSAH POHYBU, ALE PROTÁHUJEME PO ZÁTĚŽI!

PROTAHOVACÍ CVIČENÍ

obě dolní končetiny

- 3-4 minuty na **bicyklovém ergometru**, lehké „vyšlapání“ se samoregulací (mírný odpor)
- Sed na bicyklovém ergometru, **kroužky v kotníku** na obě dolní končetiny, 5x kroužky doprava a 5x kroužky doleva
- **Protahání svalů kvadricepsu ve stoji***, stojná dolní končetina mírně pokrčená, cvičná dolní končetina pokrčená, chytit se za nárt (alternativa s therabandem) a přitáhnout chodidlo k pozadí, podsadit pánev (protlačit vpřed), držet kolena u sebe, pozor ale na zvětšenou bederní lordózu, vypořadovat pozici, ať je cítit mírný tah na přední straně stehna
 - Alternativami pro pozici ve stoje jsou pozice:
 - a) leh na boku na žíněnce
 - b) leh na břiše na žíněnce
 - V případě zařazení alternativních pozic vložte zařadit tyto cviky, až tehdy, kdy se přechází na žíněnce
- **Protahání svalů adduktorů DK ve stoji***, široký stoj rozkročný, chodidla rovnoběžně (někdo cítí mírný tah již zde), pokud nikoliv, tak vypořadovat pomocí pohybu pánve vpravo a vlevo do mírného tahu
 - Pro hypermobilní jedince (např. seniorky jóginky) motýlek vsedě na žíněnce (nohy spojit chodidla, narovnat záda, chytnout kotníky a tlačít lokty do kolena směrem k zemi)
- **Protahání svalů adduktorů DK, hamstringů a lýtek***, překážkový sed – jedna dolní končetina natažená a uvolněná, druhá dolní končetina pokrčená a chodidlo přiložit k natažené dolní končetině a současně co nejvíce směrem k pánvi, provést 3 úrovně provedení:
 - 1) adduktory - tlačít rukou na pokrčenou končetinu směrem k zemi
 - 2) hamstringy – přitáhnout se k natažené dolní končetině (koleno ani nekrčit, ani hyperextendovat)

3) lýtka – s využitím therabandu nebo ručníku, který je omotaný kolem chodidla – noha do dorsální flexe

**pro každý cvik: protažení realizovat cca 2-3x do mírného tahu s výdrží v protahovací pozici (do protahovací pozice výdech), výdrž na cca 2-3 nádechy-výdechy – uvolnit – opakovat...*