

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY U SLACKLINERŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Adéla Gregůrková, obor Fyzioterapie

Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Adéla Gregůrková

Název diplomové práce: Hodnocení posturální stability u slacklinerů

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomové práce: 2017

Abstrakt: Slackline je sport, pro nějž je typická chůze po nataženém popruhu, která vyžaduje zvýšené nároky na udržování rovnováhy. Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit posturální stabilitu u skupiny slacklinerů ve statických a dynamických podmínkách a porovnat tyto výsledky s kontrolní skupinou. Měření probíhalo na silové plošině AMTI a na balanční kulové úseči, kdy byly hodnoceny parametry směrodatných odchylek COP (Centre of Pressure) a rychlosti pohybu COP. S výjimkou rychlosti COP v medio-laterálním směru při stoji na silové plošině na dominantní dolní končetině byly průměrné hodnoty naměřených parametrů větší u skupiny slacklinerů. Bylo zjištěno, že dovednosti získané tréninkem na slackline nejsou prokazatelné v běžných testech posturální stability.

Klíčová slova: posturální stabilita, slackline, COP, statické a dynamické podmínky

Disertační práce byla zpracována za podpory vnitřního grantu Univerzity Palackého IGA FTK_2015_006 „Hodnocení posturální stability jako základního faktoru pro prevenci pádů“.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Adéla Gregůrková

Title of the master thesis: Evaluation of the postural stability of slackliners

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2017

Abstract: Slacklining represents a sport activity where people try to walk on a tightened flat line and keep balance. The main aim of the master thesis was to evaluate the postural stability of group of slackliners in static and dynamic conditions and compare the results with the control group. The postural stability was examined on the force platform AMTI and on the wobble board. The parameters of standard deviation of COP (Centre of Pressure) and the velocity of COP were evaluated. The average results were higher for the experimental slackline group, except for the velocity of COP in medio-lateral direction while single-leg stance on the force platform on dominant leg. It was found that the ability after slackline training is not provable in classic postural control tests.

Key words: postural stability, slackline, centre of pressure, static and dynamic conditions

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci, dne 10. července 2017

.....

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu této práce prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za vstřícnost, ochotu, odborné vedení, připomínky a rady během psaní této diplomové práce. Také bych ráda vyjádřila vděk své rodině, partnerovi a přátelům za podporu po celou dobu studia, poděkování patří i všem z řad odborných pracovníků, kteří mně a mým spolužákům předávali vědomosti.

OBSAH

1 Úvod.....	8
2 Přehled teoretických poznatků.....	9
2.1 Základní pojmy	9
2.2 Posturální stabilita.....	10
2.2.1 Posturální ontogeneze	10
2.2.2 Postura a vzpřímené držení těla	10
2.2.3 Posturální stabilita a její udržování.....	11
2.2.4 Posturální stabilizace	13
2.2.5 Posturální reaktivita.....	13
2.2.6 Řízení posturální stability	14
2.2.7 Multisenzorická integrace.....	16
2.2.8 Posturální význam segmentů těla	18
2.2.9 Hluboký stabilizační systém	20
2.2.10 Pohybové strategie.....	20
2.2.11 Vliv kognice na posturální stabilitu	21
2.2.12 Postura a psychika	22
2.2.13 Metody hodnocení posturální stability	22
2.3 Dominance	26
2.4 Slackline.....	27
2.4.1 Historie slackline ve světě	28
2.4.2 Historie slackline v České republice.....	28
2.4.3 Druhy slackline	29
2.4.4 Podstata chůze na slackline.....	30
3 Cíl práce.....	32
3.1 Vědecké otázky.....	32
4 Metodika výzkumu	33
4.1 Charakteristika souboru	33
4.2 Příprava měření.....	33
4.3 Průběh měření	33
4.4 Zpracování dat a statistické zpracování	35
5 Výsledky	36
5.1 Výsledky k vědecké otázce č.1	36
5.2 Výsledky k vědecké otázce č.2	37

5.3 Výsledky k vědecké otázce č.3	38
6 Diskuze	37
6.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1	42
6.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2	42
6.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3	43
6.4 Limity studie	43
7 Závěr	45
8 Summary	46
9 Referenční seznam	47
10 Seznam zkratek	52
11 Přílohy	53

1 ÚVOD

Posturální stabilita je vyžadována pro vzpřímený stoj a udržování rovnováhy při běžných denních aktivitách, ale i při dosahování vrcholných výkonů. Při ztrátě rovnováhy nebo při jejím zhoršení dochází k omezení mnoha pohybových aktivit, zhoršuje se efektivita jejich provedení, zvyšuje se nebezpečí zranění (Santos et al., 2015). Pro dosažení co nejlepší posturální stability se snažíme využívat různých prostředků balančního tréninku, ke kterému můžeme zařadit také slackline.

Slackline je sport, pro nějž je typická chůze po nataženém popruhu, která vyžaduje nepřetržitou kontrolu a úpravu postury za účelem udržování rovnováhy. Jedná se především o rekreační aktivitu, která se v poslední době dostává do povědomí širší veřejnosti. Při chůzi po slackline má jedinec pouze malou nefixovanou opornou bázi, která je vysoce pohyblivá (Taube, Leukel & Gollhofer, 2008).

„Cvičení na slackline klade vyšší nároky na řízení posturální kontroly než trénink s využitím doposud běžně používaných balančních pomůcek.“ (Teplá, Janura, Svoboda & Zemková, 2016, s. 163). Při pohybu ve frontální rovině vykazuje pohyb po slackline až dvakrát větší rozsah ve srovnání s ostatními balančními pomůckami, a tak lze slackline použít jako nejvyšší stupeň proprioceptivního cvičení (Pfusterschmied, Lindinger, Buchecker, Stöggl, Wagner & Müller, 2013c). Vzhledem k vysokým posturálním nárokům balancování na slackline se dá předpokládat, že trénink chůze na slackline může zlepšovat nejen samotnou rovnováhu na slackline, ale také přinést zlepšení posturální stability v ostatních balančních situacích.

Slackline je proto vhodnou doplňkovou aktivitou, která podporuje senzomotorický trénink, a může tak napomoci efektivitě a obohacení rehabilitační terapie. Dle přehledové studie Teplé et al. je slackline užitečným terapeutickým prostředkem především u sportovců a mladých jedinců. Lze jej však uplatnit také u starší populace, u které může přispět ke snížení rizika pádů. U dětí můžeme slackline trénink využít především pro jeho psychomotorický potenciál (Teplá et al., 2016).

Tato práce je zaměřena na hodnocení posturální stability u slacklinerů ve statických a dynamických podmínkách pomocí měření na silové plošině AMTI a na balanční kulové úseči.

2 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

2.1 Základní pojmy

Oporná plocha (Area of Support, AS) byla původně definována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla. Jde však o tu část plochy kontaktu (Area of Contact, AC), která je momentálně využita k vytvoření oporné báze (Base of Support, BS).

Oporná báze (Base of Support, BS) je označována jako část podložky ohraničená nejvzdálenějšími body AS (Vařeka & Dvořák, 1999). Je však nutno brát v potaz výše psané upřesnění pojmu AS.

COM (Centre of Mass, těžiště) je hypotetický hmotný bod, do nějž se soustředí hmotnost celého těla. Těžiště můžeme určit pomocí různých experimentálních, grafických nebo matematických metod. Mluvíme-li o těžišti z pohledu biomechaniky, je možné určit těžiště pro jednotlivé segmenty těla a společné těžiště i pro bezvládné tělo, avšak v rámci kineziologie můžeme mluvit o společném těžišti těla pouze v případě zaujetí postury.

COG (Centre of Gravity) značí průmět společného těžiště do roviny oporné báze. V sedu či stoji se COG musí nacházet v oporné bázi. Pokud se COG ocitne mimo opornou bázi, není možné navrácení zpátky pouze za pomoci vnitřních sil působením svalové síly, můžeme pouze změnit opornou bázi změnou oporné plochy.

COP (Centre of Pressure) je definováno jako působíště vektoru reakční síly podložky. Pouze u dokonale tuhého tělesa je COP shodné s COG (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2 Posturální stabilita

Posturální stabilita je vyžadována pro vzpřímený a vyvážený stoj při běžných aktivitách (Ruhe, Fejer & Walker, 2010) a je také klíčovým elementem pro zvládání denních činností (Jakobsen, Sundstrup, Krunstrup & Aagaard, 2011). Pro zachování vzpřímeného držení těla jsou důležité 3 hlavní složky – senzorická, kam řadíme propiocepci, zrak a vestibulární systém; řídící, tedy CNS (mozek + mícha) a výkonná, kterou zajišťuje kosterně svalový systém (Vařeka, 2002a).

2.2.1 Posturální ontogeneze

Při vývoji plodu se organismus nachází v plodové vodě, kde je nadlehčován a pohyb je velmi snadný. Avšak ihned po narození začne na tělo plně působit gravitační síla a další vnější vlivy, kterým se musí přizpůsobit a adekvátně na ně reagovat. Tento proces je sice uložen v genech, nicméně bez aktivace zevním prostředím by k jeho spuštění a realizaci nedošlo. Vývoj postury začíná porodem a mění se od horizontální postury indiferentní k orientované, kdy jedinec vnímá své okolí. Přes horizontální lokomoci se dostává k vertikální postuře, až dosáhne lokomoce ve vertikále, tj. bipedální lokomoce. Pro vývoj postury a zaujetí stabilní polohy jednotlivých kloubů je důležitá koordinovaná aktivita svalů a vývoj ná kročné a oporné funkce končetin. Tato funkce určuje zralost stabilizačních funkcí podmiňujících cílený pohyb končetin. U jedince se rozvíjejí motorické posturální funkce, které jsou nejprve globální, postupně více diferencované prostorově (regionálně, segmentálně) i časově, kdy se souběžná aktivita postupně mění na následnou. Podle toho, jak je jedinec ve své postuře diferencován, můžeme určit stupeň motorického vývoje a případné odchylky (Kolář, 2009; Véle, 1995).

2.2.2 Postura a vzpřímené držení těla

Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, z nichž nejpodstatnější význam má v běžném životě síla tíhová. Postura je součástí každé polohy a každého pohybu, jehož je i základní podmínkou. (Kolář, 2009). Podle definice Kolegia postury Americké ortopedické akademie (Posture Committee of American Academy of Orthopedics) z roku 1974 je postura stálým a vyváženým nastavením tělesných komponent s cílem chránit podpůrné struktury těla před zraněními a progresivními deformacemi (Fabris De Souza, Faintuch & Valezi, 2005).

Ve statické poloze tělo udržuje svou polohu v prostoru. Každá taková poloha, ačkoli je statická, zahrnuje také děje dynamické. „Při zaujetí stálé polohy nejde o statický stav, ale spíše o určitý pochod nebo proces, který »čelí« přirozené labilitě pohybové soustavy, jež je pro pohyb nutným předpokladem“ (Kolář, 2009, 39).

Véle (1995) uvádí, že posturou označujeme zaujatou polohu těla i jeho částí v klidu (před pohybem a po jeho ukončení). Dá se říci, že postura má část statickou, což je stálá poloha těla v prostoru, která se nemění, a zároveň i dynamickou, kdy je udržována poloha těla při měnících se podmínkách okolí. Posturální funkci tedy hodnotíme jako průběžný, dynamicky probíhající aktivní proces (Véle, 1995).

Postura vždy přechází pohyb, pomocí posturálního systému se snažíme udržet posturu a bráníme její změně aktivací tonických svalů. Během pohybu dochází k inhibici posturálního systému fázickým svalovým systémem, který zajišťuje pohyb, a tak je pohyb proti udržování polohy prosazován. Když pohyb skončí, je opět v převaze posturální funkce, udržující novou polohu, které bylo dosaženo (Véle, 1995).

Udržení vzpřímeného držení těla je proces, který vyžaduje souhru svalů, které se na něm podílejí. Jsou řízeny centrální nervovou soustavou (CNS) zajišťující stabilitu polohy, která navíc krátkodobě i předvídá změny držení, aby byla schopna rychle vyvinout sílu a udržet stabilitu i při náhlé změně polohy, a tím zabránit přetížení či pádu (Véle, 1995).

Při vzpřímeném držení těla převažuje extenze nad flexí, což znamená vyšší nárok na svaly extendující páteř, kyčelní a kolenní kloub pro udržení a stabilizaci těla ve vertikále. Vyšší nároky jsou kladeny nejen na svalovou aktivitu, ale také na koordinační funkci řídicího nervového systému, k čemuž je potřebné jak dobré programové vybavení, tak průběžná korektura polohy. Zajištění vzpřímeného držení jako posturální funkce probíhá subkortikálně v podvědomí a je vnímáno pouze jako pocit posturální jistoty (Véle, 1995).

2.2.3 Posturální stabilita a její udržování

Podle míry lability určité polohy se odvíjí celková úroveň posturální aktivity, která je určována stupněm excitability posturálního systému. Nejvyšší aktivitu vyžaduje labilní poloha vzpřímeného držení, při němž je těžiště těla poměrně vysoko nad opornou bází (Véle, 1995). Posturální stabilita se dá charakterizovat jako udržování, dosahování či obnovování rovnováhy vůči gravitaci (Sturnieks, St George & Lord, 2008). Dle Vařečky (2002a) je posturální stabilita schopností zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na

změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002a).

Rozlišujeme rovnováhu statickou a dynamickou. Statická rovnováha je stav, kdy se těžiště tělesa nachází nad opěrnou bází. Při snížení těžiště a zvětšení opěrné báze je stabilita větší.

Dynamická rovnováha nastává v momentě, kdy svislá těžnice neprochází opěrnou bází a rovnováha je zajištěna působením soustavy vnitřních a vnějších sil (Janura, Janurová, 2007). Podle Čelikovského (1979) je dynamická rovnováha udržována při umístění na pohyblivém předmětu nebo při pohybu na úzké ploše.

Rovnováha je soubor statických a dynamických strategií k zajištění posturální stability. Dochází tak k přizpůsobování svalové aktivity a polohy kloubů dle funkčních požadavků, aby bylo tělo udrženo nad opěrnou bází (Janura, Janurová, 2007).

Ve stavu rovnováhy jsou vyrovnány všechny síly, které na těleso působí. Rovnováha se týká tělesa jako celku, ale také jeho segmentů. U lidského těla je rovnováha stavem, kdy je daná poloha jednotlivých segmentů udržována činností svalů (Véle, 1995).

Termínem stabilita se označuje míra úsilí nutná k narušení rovnováhy tělesa v gravitačním poli a těleso je ve stabilním stavu v případě, že je nutno vynaložit značné úsilí k narušení této rovnováhy. Poloha je stabilní, pokud se těžiště nachází blízko nad opěrnou bází, plocha opěrné báze je velká a také má těleso značnou hmotnost. Naopak nestabilní je těleso tehdy, kdy postačuje jen malé úsilí k porušení rovnováhy, tudíž ve stavu, kdy se těleso nachází vysoko nad opěrnou bází o malé ploše. Toto nastává u člověka v poloze ve stoje, přičemž se jedná o stoj s nohama u sebe (Véle, 1995). Lidské tělo ve stoji má malou opěrnou bází s relativně vysoko uloženým těžištěm, a tak bývá přirovnáváno k "obrácenému kyvadlu" (Winter, 1995).

Při hodnocení stability je prokázána závislost na výšce těžiště, hmotnosti tělesa a velikosti opěrné báze, je potřeba přihlídnout také k vlastnostem a sklonu styčné plochy. Důležitým faktorem je průmět těžiště do opěrné báze dolních končetin. Určitý vliv má také úhel dolních končetin vůči opěrné bází (Véle, 1995).

Udržování posturální stability je komplexní motorický děj zajišťovaný senzory, řídicí a výkonnou složkou. Zajištění stability ve vertikální poloze je složitý dynamický proces, pro který je nutná součinnost subkortikálních struktur včetně cerebella. Tato činnost je řízena propioceptivní aferencí z periferie pohybového systému, z vestibulárního aparátu a aferencí optomotorickou. Vliv mají také exteroceptivní signály z kůže a interoceptivní signály z vnitřních orgánů (Janura, Janurová, 2007).

Schopnost udržovat rovnováhu v nestabilních podmínkách je základní pohybovou dovedností, která je vytvářena podvědomě, avšak vědomým učením ji lze zdokonalovat (Véle, 1995). Posturální stabilita vyžaduje u člověka aktivní řízení, protože vzpřímené držení je mechanicky nestabilní. Stabilní vzpřímené postavení je dosahováno využitím mechanismu zpětné vazby, který vytváří korekční sílu založenou na násobných senzorických vstupech doprovázených vychylováním těla (Qu & Nussbaum, 2009).

2.2.4 Posturální stabilizace

Posturální stabilizace je aktivita svalů udržující tělesné segmenty proti působení tíhové síly a dalších zevních sil, kterou řídí CNS (Suchomel & Krbec, 2007). Pomocí svalové aktivity je zabráněno „zhroucení naší kostry“ a tělo je tak udržováno ve vzpřímené poloze proti gravitační síle, v běžných statických podmínkách je zajišťována relativní stabilita skloubení při koordinované součinnosti agonistů a antagonistů (Kolář, 2009). Také při volném pohybu se aktivuje posturální systém a cílený pohyb končetin musí být doprovázen stabilizací celého těla (Špringrová, 2010; Véle, 2006).

Pro řízení stabilizace jisté polohy je nutno mít vytvořené dané základní vzory, které jsou programově organizovány. Na tento program polohy navazuje určitý cílený pohybový program sloužící k realizaci pohybového záměru. Jsou tak vytvořeny dva programy, jeden pro udržení polohy, druhý pro její změnu. Tyto programy jsou utvářeny učením a opakováním. K učení a programování potřebujeme paměťovou fixaci jednotlivých programových celků vyžadujících motivaci, což znamená aktivaci limbického systému. Aby byl organismus schopný se adaptovat, je nutno mít zásobu programů získaných učením. Tyto programy jsou pak vybrány, aktivovány a využity dle potřeb a podmínek zevního či vnitřního prostředí (Véle, 1995).

Chceme-li řídit stabilizační proces, potřebujeme informace ze zpracovaných senzorických podnětů. Ty přicházejí do centrální nervové soustavy z receptorů zpracovávajících informace z vnějšího i vnitřního prostředí, dochází k jejich srovnávání s informacemi uloženými v paměti a následně jsou použity pro řízení stabilizace (Véle, 2006).

2.2.5 Posturální reaktivita

Jedná se o stabilizační funkci celého organismu, když dochází k výraznému působení sil v určitém segmentu těla, jako je pohyb končetinou, zvedání těžkého břemene

či hod míčkem. V těchto situacích dochází k aktivaci kontrakční svalové síly pro překonání odporu, která „je převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému.“ (Kolář, 2009, 40). Posturální reaktivitu chápeme jako reakční stabilizační funkci (Kolář, 2009).

2.2.6 Řízení posturální stability

Posturální řízení je v životě člověka základní motorickou dovedností (Pollock, Durward, Rowe & Paul, 2000). Proces udržování posturální stabilizace je řízen centrálním nervovým systémem (Kolář, 2009).

Obecné principy řízení motoriky

Řízení motoriky je ovlivňováno senzorickým, motorickým a motivačním systémem. Pohyby jsou prováděny na základě pohybových programů vycházejících z motorických center. Do motorického systému řadíme následující útvary:

Motorické jednotky, které jsou tvořeny míšními nebo kmenovými motoneurony a svalovými vlákny inervovanými jejich axony. Jedná se o periferní část motorického systému.

Přední míšní rohy, v jejichž šedé hmotě se nacházejí mimo motoneuronů také interneurony, které jsou součástí mnoha reflexních oblouků utvářejících pohybové a postojové programy.

Motorická jádra mozku kmene, kam řadíme část retikulární formace (RF), vestibulární jádra, motorická jádra hlavových nervů, jádra středního mozku a jádra prodloužené míchy. Tato centra jsou zodpovědná za kontrolu opěrné motoriky, koordinaci opěrné a cílené motoriky a regulaci svalového napětí.

Mozeček, který řídí opěrnou motoriku (stoj, rovnováha těla), především jeho vývojově starší části, které koordinují opěrnou a cílenou motoriku. Cílené (naučené) pohyby řídí vývojově mladší části mozečku.

Motorická jádra thalamu, což jsou jádra spojující mozeček, bazální ganglia a motorickou kůru, která svým propojením koordinují vnímání (senzitivitu) a pohybovou aktivitu (motoriku).

Bazální ganglia, která se podílejí na zabezpečení vytváření pohybových programů (vzorec pro řízení směru, rychlosti a síly pohybu).

Motorická kůra hemisfér, jež je východiskem pyramidové dráhy a zajišťuje program a plánování cílených pohybů a řízení jemných pohybů.

Pro řízení motoriky je důležité zapojení retikulární formace, vestibulárních a motorických jader hlavových nervů.

Retikulární formace je systém tří pásů jader, která se nacházejí ve střední části prodloužené míchy a jdou mostem a středním mozkem až do mezimozku. Ovlivnění antigravitačních svalů probíhá prostřednictvím jader v mostu, prodloužené míše a ve středním mozkem. Pro regulaci alfa i gama motoneuronů jsou podstatné informace z receptorů v šíjových svalech, z vestibulárních jader, z mozečku, bazálních ganglií a z mozkové kůry. Nejvýznamnější jsou pro tuto funkci vestibulární jádra, která jsou uložena v prodloužené míše. Přicházejí do nich vlákna ze statokinetického ústrojí. Vestibulární dráha pak pokračuje do mozkové kůry do spánkového a temenního laloku, kde končí. Receptory sluchově-rovnovážného ústrojí jsou drážděny změnou polohy hlavy (předklonem, záklonem, úklonem) a následně prostřednictvím vestibulárních jader, míchy a retikulární formace se nastavuje tonus antigravitačních svalů, důležitý pro udržení vzpřímeného postoje.

Mozeček se nachází v zadní jámě lební a je tvořen dvěma polokoulemi a vermis. Přes tři svazky drah je spojen s mozkovým kmenem. Funkčně se mozeček dělí na vestibulární, spinální a cerebrální mozeček. Vestibulární mozeček získává informace ze statokinetického ústrojí a zajišťuje udržování vzpřímeného držení těla a rovnováhy. Do spinálního mozečku přicházejí informace taktilního cití z proprio- a exteroceptorů i z interoreceptorů za pomoci thalamu. Spinální mozeček analyzuje přicházející informace a řídí pak svalové napětí. Cerebrální mozeček přijímá informace z primárních motorických center kůry mozku, z interoreceptorů a exteroceptorů kůže a zajišťuje koordinaci pohybu.

Bazální ganglia koordinují reflexní pohybové reakce s úmyslným pohybem a svým tlumivým vlivem potlačují nežádoucí pohybovou aktivitu). Skládají se z nucleus caudatus, nucleus lentiformis (globus pallidus a putamen) a nucleus amygdalae.

Nejvyšším řídícím a integračním centrem centrální nervové soustavy je *mozková kůra*. Její součástí jsou motorická centra tvořená dvěma typy neuronů – pyramidovými a hvězdčovitými. Motorické oblasti kůry jsou funkčně rozděleny na primární kůru, premotorickou mozkovou kůru a doplňkovou motorickou korovou oblast. Primární

motorická kůra zajišťují řízení úmyslného pohybu, jádra řídí větší svalové skupiny, pole kolem jader plní pravděpodobně funkci koordinace. Premotorická a doplňková motorická kůra se účastní hlavně programování a přípravy pohybu. Impulzy z motorických oblastí jsou vedeny pyramidovou drahou spojující kůru s míchou. Zjednodušeně můžeme říct, že pyramidový systém se stará o rychlý, přesný fázický pohyb; extrapyramidový systém o pohyb pomalý, hrubý, tonický (Dylevský, 2009b).

2.2.7 Multisenzorická integrace

Pro řízení polohy a pohybu má velký význam propiocepce a exterocepce. K tomu využíváme informace jak z vestibulárního systému, tak z proprioceptorů ve svalech, šlachách, kloubních pouzdrech a ligamentech. Tyto signály z vnitřního prostředí poskytují informace o změně postavení jednotlivých segmentů těla. Za pomoci zpětné vazby (feed back) je daná poloha udržována dle předem daného programu. Velmi významná je propiocepce z okohybných svalů a svalů oblasti horní krční páteře. Podstatná je také aference ze zrakových a sluchových receptorů, která umožňuje anticipaci vhodného držení a příslušného stabilizačního mechanismu pomocí dopředné vazby (feed forward) na základě informací ze zevního prostředí. Tyto informace z telereceptorů umožňují v krátkodobém horizontu předvídání dané situace a rychlou včasnou volbu odpovídajícího posturálního programu (Véle, 1995). Propriocepce je základním aspektem motorického řízení a její poškození může mít zásadní vliv na funkci.

Mezi receptory propioceptivních míšních reflexů patří svalová vřeténka a šlachová tělíčka. Reflexní oblouk propioceptivního míšního reflexu je tedy tvořen svalovým vřeténkem nebo šlachovým tělískem, dále aferentním nervovým vláknem, kterou tvoří buňka spinálního ganglia, pokračuje na alfa motoneuron předních rohů míšních a končí jako efektor – kosterní sval. Tyto propioceptivní reflexy zajišťují a řídí svalový tonus, který je nutný pro provádění jakéhokoli pohybu a udržení vzpřímené polohy těla.

Podráždění z receptorů ve svalu jsou také převáděna do retikulární formace mozkového kmene, do mozečku, thalamu a do mozkové kůry.

Svalové receptory

Svalová vřeténka jsou velká několik milimetrů, leží v oblasti přechodu šlachy do svalu. Od svalového vaziva jsou oddělena jemným vazivovým pouzdem. Jedná se o vlákna intrafuzální, samotná svalová vlákna jsou extrafuzální. Svalová vřeténka jsou se svalovými vlákny uspořádána paralelně. Svalová vřeténka jsou motoricky inervována

gama motoneurony, které nastavují jejich určité předpětí. Začínají zde také aferentní, senzitivní vlákna, která obtáčí vlákna vřeténka jako spirála, jdou aferentně jako vlákna míšního nervu a do míchy vstupují zadními kořeny.

K podráždění vřetének dochází při protažení svalu, také tahem antagonistů a hmotností končetin. Vřeténko plní funkci komparátoru, kdy srovnává napětí intra- a extrafuzálních vláken. Nastavení svalových vřetének ovlivňuje pomocí interneuronů retikulární formace mozkového kmene. Celý systém inervace zpětnou vazbou se nazývá gama smyčka. Některá z aferentních vláken ze svalových vřetének se připojují také na alfa motoneurony antagonistů, díky čemuž se při kontrakci agonisty a synergistických svalů ztlumí antagonisté. Dochází k tomu na základě reciproční inervace, která je uskutečněna pomocí míšních interneuronů.

Šlachové receptory

Ve šlachách, vazech a kloubních pouzdrech se nacházejí Golgiho šlachová tělíska. Jedná se o drobné receptory, které tvoří svazky kolagenních vláken a jsou obaleny vazivovým pouzdem. Tato tělíska slouží k ochraně před nadměrným natažením kosterní svaloviny, a tak před rizikem natržení či přetržení. K aktivaci tělíska dochází tahem za šlachu při protažení svalu nebo při svalové kontrakci.

Souhra svalových vřetének a šlachových tělísek zajišťuje informace CNS o napětí, míře kontrakce a zatížení svalů. Pomocí receptorů v kloubních pouzdrech a vazech, svalových vřetének a Golgiho šlachových tělísek je zajištěna propiocepce, díky níž si uvědomujeme napětí svalů, polohu trupu a končetin, změny jejich polohy a rychlosti. Na tomto vjemu se podílí také ústrojí zrakové a sluchové a orgány rovnováhy.

Vestibulární systém

Vestibulární systém se nachází ve skalní kosti jako kostěný labyrint složený z kanálků a dutinek, ve kterém je uložen blanitý labyrint a prostor mezi nimi je vyplněn perilymfou. Blanitý labyrint se skládá z blanitého hlemýždě, utrikulu, sakulu a tří polokruhovitých kanálků. Pro správnou funkci sluchově-rovnovážného centra je důležitá endolymfa, která vyplňuje jednotlivé části blanitého labyrintu (Dylevský, 2009a). Utrikulus je protáhlý váček vejčitého tvaru, který se nachází v zadní části vestibula. Vychází z něj tři polokruhovité kanálky a také trubička spojující utrikulus a sakulus. Sakulus je menší váček, který je uložen v přední části vestibula a dále je kanálkem

propojen s blanitým hlemýžděm. Utrikulus a sakulus zaznamenávají změnu pohybu při lineárním zrychlení nebo gravitačním zrychlení na základě polohy hlavy a těla v prostoru. Jejich vnitřní stěny jsou vystlány stereociliemi pokrytými blankou a prostor mezi nimi a blankou je zaplněn endolymfou. Na povrchu blanky jsou volně rozprostřeny statokonie (krystalky uhličitanu vápenatého), jejichž pohyb vytváří vzruch na smyslových buňkách, který je dále přenášen pomocí nervus vestibulocochlearis k jádrům mozkového kmene a do mozečku (Dylevský, 2009a). Další částí statokinetického aparátu jsou tři na sebe kolmé polokruhovitě kanálky (ve frontální, sagitální a horizontální rovině), jejichž stěna má obdobnou stavbu jako utrikulus a sakulus. Uvnitř se nachází endolymfa, která je při rotaci hlavy v různých rovinách rozhýbávána, dále pak pohybuje blankou, a ta dráždí smyslové buňky. Za pomoci polokruhovitých kanálků lze zaznamenat úhlové zrychlení pohybu hlavy ve všech rovinách (Dylevský, 2009a; Rokyta, 2000).

Zrak

Zrak je hlavní systém, který nás informuje o poloze vzdálených předmětů. Má vliv na proces stabilizace, jelikož jeho prostřednictvím získáváme další informace o vnějším prostředí a o orientaci našeho těla v prostoru v klidu i při pohybu. Signály jsou zpracovávány nejen sítnicí, ale také pomocí zrakového kortexu CNS. Místem zachycujícím podněty z vnějšího prostředí je retina (sítnice), která je nejvnitřnější vrstvou oční koule. Světločivé elementy (tyčinky a čípky) a neurony se nacházejí v pars optica v zadní části bulbu. Místo nejostřejšího vidění se nazývá žlutá skvrna a obsahuje pouze čípky. V její blízkosti směrem dovnitř se sbíhají nervová vlákna sítnice, kde se tedy nenacházejí ani tyčinky, ani čípky, a tomuto místu se říká slepá skvrna. Za pomoci zraku rychle vnímáme změny stavu, na jejichž základě můžeme na danou situaci posturálně reagovat. Důležité je vnímání vizuální vertikály, díky níž si uvědomujeme, co je „nahore“ a „dole“ (Naňka & Elišková, 2009; Vařeka, 2002; Véle, 2006).

2.2.8 Posturální význam segmentů těla

Význam axiálního systému v posturálních funkcích

Páteř je nejen orgán fixační a opěrný, ale je pevný a zároveň flexibilní. Pro správný pohyb celého těla je nezbytné, aby byl axiální systém schopný dynamicky upravit posturu už během vytváření pohybového záměru. Autochtonní svalstvo je strukturálně těžko rozlišitelné a jeho aktivace nastává u jednotlivých skupin svalů, které probíhají různými směry. „CNS neřídí jednotlivé svaly nebo jejich části, ale řídí pohyb soustavy jako celku

i pohyb jednotlivých segmentů, nikoli jednotlivých svalů“ (Véle, 1995, 24). Velkou roli v udržování posturální funkce plní i pánev a dolní končetiny, které vytvářejí pro axiální systém dynamickou opěrnou bázi (Véle, 1995).

Význam horní krční páteře v posturálních funkcích

Horní krční páteř je významná pro posturální funkce především díky propioceptivní aferenci z horních obratlů a svalů šíje. Už Magnus ve své práci poukázal na šíjové reflexy symetrické (při předklonu nebo záklonu hlavy) a asymetrické (při rotaci hlavy). Na počátku posturální ontogeneze se vyskytují difuzní reflexní reakce, které se projeví globálně na celém motorickém systému, nicméně s postupným vývojem dochází k diferenciaci, posturální funkce jsou podřizovány vlivu vyšších subkortikálních center a reakce jsou znatelné v určitém regionu nebo segmentu. V horní krční páteři se setkává propioceptivní aference se senzoryckými (optickými, akustickými, vestibulárními) aferencemi z oblasti hlavy. Při nesprávné funkci těchto systémů dochází ke vzniku posturální lability, kdy jedinec cítí posturální nejistotu v prostoru až závrať. Vždy je nutné odlišit původ nestability – cervikální, vestibulární nebo centrální (Véle, 1995).

Význam páteře v posturálních funkcích

Iniciace řízení postury závisí na postavení očních bulbů, poloze hlavy dle postavení horní krční páteře, ale na průběh řízení mají vliv také distální sektory páteře. Můžeme pozorovat korekci na akrech dolních končetin (hra šlach). Při ztrátě rovnováhy se zapojí flexory a extenzory kloubů kolene a kyčle, které ovlivňují postavení pánve. Na postavení pánve je dále závislé zakřivení bederní páteře. Při retroverzi pánve dojde ke snížení bederní lordózy, při antevertzi zase ke zvýšení. Ač to na první pohled není patrné, páteř reaguje před ztrátou rovnováhy. K aktivaci dochází již při plánování pohybu, a také dříve, než dojde ke korekci pomocí krátkých svalů nohy. Tuto aktivitu provádějí svaly hluboké vrstvy, které ovlivňují postavení jednotlivých obratlových segmentů. Iniciální změny postury vždy probíhají nejdříve v drobnějších svalech páteře i aker končetin, při větších výkyvech těžiště se aktivují velké svaly dolních končetin, pánve a erektory trupu (Véle, 1995).

Význam pánve v posturálních funkcích

Pánev je považována za „střed pro posturální funkce“, jelikož její postavení má vliv jak na držení trupu, tak na nastavení dolních končetin. Oblast pánve tvoří opornou bázi

pro páteř, trup a hlavu a ve stoji se dynamicky mění. Postavení pánve je ovlivňováno svaly jdoucími z pánve na dolní končetiny, na páteř a hrudník a prostřednictvím fascií svaly ramenního pletence. Z tohoto postavení lze určit jisté nerovnováhy zatížení jednak ve svalech, které na pánev přímo působí, a také ve svalech tvořících s pávní funkční smyčky. Nastavení pánve se je ovlivněno posturálním programem vytvořeným už v době motorické ontogeneze. Tento program je fixován v podvědomí, a proto je nastavení pánve vědomě v běžných denních činnostech jen stěží ovlivnitelné. Pouhá instrukce o správném držení je málo úspěšná. Pro změnu vadného postavení pánve je nutné vytvořit nový posturální program, což je velmi obtížné (Véle, 1995).

2.2.9 Hluboký stabilizační systém

Hluboký stabilizační systém je systém hluboko uložených svalů zodpovědných za stabilitu páteře jak v klidu, tak při pohybu. Suchomel (2006) řadí mezi tyto svaly *musculus transversus abdominis*, *musculi multifidi*, bránici a svaly pánevního dna. Hluboký stabilizační systém vešel do povědomí koncem roku 1990, kdy se objevily studie, které poukazovaly na změnu aktivace svalstva trupu po poranění bederní páteře a u chronických pacientů s bolestí bederní páteře. Tento výzkum sloužil k lepšímu pochopení kontroly zapojení svalstva trupu v rámci neuromuskulárního pojetí, speciálně u bolestí a poranění bederní páteře (Lederman, 2008).

K cílené aktivaci svalů využíváme centrálních programů, které umožní zapojit svaly do popsané stabilizační funkce automaticky. U pacienta se snažíme, aby dostal tuto aktivitu pod volní kontrolu, a mohl ji tak využít během všedních činností (Kolář & Lewit, 2005).

Pro správnou pohybovou funkci je důležitá segmentální stabilizace kloubů. Jejich porucha může být způsobena chybnou neuromuskulární kontrolou (abnormální posturální vývoj, nesprávný návyk pohybových stereotypů, jednostranná zátěž, špatný trénink), insuficiencí svalů zajišťujících segmentální stabilizaci, nedostatečností vaziva a poruchami anatomických parametrů (Kolář, 2009).

2.2.10 Pohybové strategie

Poloha těla ve vertikále je vzhledem k vysoce uloženému těžišti těla a malé opěrné bázi labilní. Těžiště osciluje kolem rovnovážné polohy a tělo se snaží udržet stabilitu.

Chceme-li zachovat stabilitu ve vzpřímené poloze a zabránit tak pádu, využíváme posturální pohybové strategie (Horak, 2006).

Jednou ze strategií je kotníková strategie, kdy vyrovnání výchylek je upravováno pohybem v hleznu. Pohyb zajišťují svaly nohy a bérce, v návaznosti na nich dále stehenní svaly a trupové svalstvo, k zapojení svalů tedy dojde v disto-proximálním směru. Kotníkové strategie lze využít v případě, že výchylky těla jsou o relativně malém rozsahu a nízké rychlosti (Nashner, 1997).

Pokud je udržení stability náročnější a nelze-li výchylky postury zajistit pomocí kotníkové strategie, využívá tělo strategii kyčelní. Při výraznějším rozsahu pohybu těžiště těla dojde k rychlému kompenzačnímu pohybu v kyčelních kloubech (Horak, 2006). Svaly se zapojí ve směru proximo-distálním. Když se těžiště těla vychýlí vzad, zapojí se břišní svaly a přední svaly stehenní, aby došlo k flexi v kyčlích. Naopak při pohybu těžiště dopředu se aktivují svaly zad a zadní strany stehenní, které zajistí extenční pohyb v kyčlích (Nashner, 1997). Vyrovnávání probíhá také v medio-laterálním směru.

Jsou-li nároky na udržení stability příliš velké a nepostačuje ani jedna z předchozích strategií, dojde na použití krokové strategie. V případě, že se průmět těžiště dostane mimo opěrnou bázi, jedinec udrží vzpřímenou polohu pomocí kroku. V běžném životě kombinujeme všechny zmíněné strategie (Nashner, 1997).

Bylo také zjištěno, že pokud jedinec stojí s chodidly u sebe, dochází k uplatnění kotníkové strategie v antero-posteriorním směru, přičemž kyčelní strategie je využita pro kompenzaci medio-laterálních výchylek. Naopak při stoji v tandemu se pro antero-posteriorní výchylky zapojuje především strategie kyčelní a pro vyrovnávání ve směru medio-laterálním dochází více k pohybu v hleznech, a to do pronace a supinace (Vařeka, 2002a; Winter 1995).

22.11 Vliv kognice na posturální stabilitu

Posturální řízení během vzpřímeného stoje je ovlivňováno kognitivními úlohami (Raymakers et al., 2005). Posturální stabilita je běžně kvantifikována za pomoci sledování parametrů trajektorie COP, měřených s využitím silových plošin. Někteří autoři uvádějí zvýšení posturálního kolísání během současného udržování posturální stability při plnění kognitivní úlohy (dual-task) (Raymakers et al., 2005; Woollacot & Shumway-Cook, 2002), zatímco jiní prokázali snížení pohybu COP při dual-task, především u mladých jedinců (Huxhold et al., 2006; Prado et al., 2007; Riley et al., 2003). Výsledkem studie Albertsen et al. bylo zvýšení rychlosti, ale snížení rozsahu pohybu COP v náročnějších

posturálních situacích v kombinaci s kognitivní úlohou. Můžeme se domnívat, že snížení kolísání je dosaženo díky snížené pohyblivosti dolních končetin, kdy dochází k menšímu rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech (Albertsen et al., 2017).

2.2.12 Postura a psychika

Axiální svalovina je ve své posturální funkci významným ukazatelem psychického stavu jedince. Při psychickém rozladění a vyčerpání se tělo „vyvěsí“ do ligamentózního aparátu bez významnější podpory svalovinou trupu. Můžeme to pozorovat při depresivním naladění, kdy má jedinec sklony choulit se, udržovat flekční postavení těla. Na druhou stranu při pozitivním emočním naladění, projevu radosti a nadšení se jedinec „narovná“ a má tendence k extenčnímu postavení trupu. Bylo také prokázáno, že při stožení na vyvýšené plošině, kdy je zvýšená obava z pádu, jedinci zlepšují kontrolu výchylek COP. Posturální program je modulován vnitřním prostředím a psychikou, tudíž postura významně ukazuje na zdravotní tělesný i psychický stav člověka (Vařeka, 2002b; Véle, 1995).

2.2.13 Metody hodnocení posturální stability

Statické a dynamické testy

Metody pro vyšetřování posturální stability můžeme rozdělit na statické a dynamické. Mezi statické testy řadíme bipedální stoj, stoj na jedné dolní končetině, Rombergův test, tandemový Rombergův test. Rombergův test stoje má tři varianty; stoj I je stoj s chodidly ve vzdálenosti na šířku ramen, stoj II je spojný stoj a stoj III je spojný stoj se zavřenými očima. V průběhu testování hodnotíme stabilitu testovaného jedince podle výkyvů trupu (oscilace) a také pomocí míry „hry šlach“ extenzorů (zapojování svalů) chodidla a bérce (Opavský, 2005; Vařeka, 2002b).

K dynamickým testům patří vyšetření chůze a její modifikace pro zvýšení náročnosti (chůze poslepu, po špičkách, po patách, o zúžené bázi, na válci, po měkké podložce, ...), kdy sledujeme délku a frekvenci kroku, rytmus chůze, odvíjení chodidla, souhyby horních končetin. Dále lze pozorovat maximální možné výchylky těla bez změny kontaktu s podložkou, člunkový běh, skok na jedné dolní končetině (horizontálně, vertikálně), skok sounož vertikálně (Opavský, 2005; Vařeka, 2002b).

Funkční testování

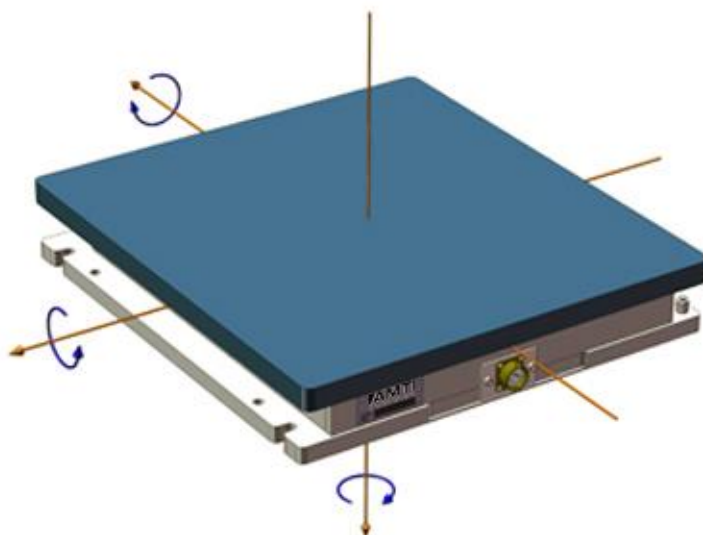
Posturální stabilitu lze hodnotit také z funkčního hlediska, kdy se zaměřujeme na funkční dovednosti v běžných denních činnostech. Mezi tyto testy řadíme Bergovu balanční škálu, Timed Up an Go Test, Functional Reach Test (test funkčního dosahu), Balance Evaluation Systems Test, Multidirectional Reach Test a další (Mancini & Horak, 2010).

Funkční testy nenabízejí, na rozdíl od přístrojového vyšetření, detailnější analýzu pohybu a možnost rozpoznání nedostatků v systému posturální kontroly (Míková, 2006).

Testování s využitím techniky

Jednou z moderních metod měření posturální stability je stabilografie (stabilometrie, posturografie). Toto měření zobrazuje změnu polohy COP, k čemuž jsou využívány buď silové plošiny nebo platformy pro měření kontaktních tlakových sil.

Silové plošiny obsahují ve svých rozích snímače, které zachycují hodnoty reakční síly a jejích momentů. Ze zjištěných údajů se matematickou úpravou vypočítá poloha COP v ploše. Plošina také zaznamenává polohu COP v čase. Chceme-li zjistit polohu COP pro každou nohu, je potřeba použití dvou plošin. Nejčastěji se k měření používají systémy AMTI (obrázek 1), Kistler, Bertec a NeuroCom (Kolář, 2009; Vařeka, 2002b).

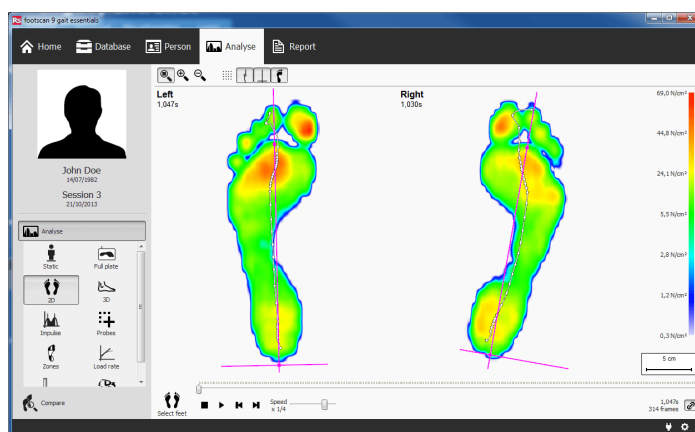


Obrázek 1. Silová plošina AMTI (<http://www.amti.biz/fps-guide.aspx>)

Pro další způsob měření lze využít desky měřící kontaktní tlakové síly. Jedná se o koberce s tlakovými snímači v celé ploše. K těmto přístrojům patří například Footscan (obrázek 2 a 3) nebo Emed. Hustota snímačů na cm^2 se liší a s ní i schopnost přesného rozlišení tlaku. Desky poskytují podrobné rozpoznání rozložení tlaků pod každým chodidlem i pod jeho jednotlivými částmi. Za pomoci těchto přístrojů lze také snadno určit polohu COP. Naměřené hodnoty a změny lze sledovat v čase, graficky je znázornit a vypočítat z nich další veličiny (Vařeka, 2002b).



Obrázek 2. Footscan (https://www.rsscan.com/media/voeten_drukplaat_1m1.jpg)



Obrázek 3. Footscan – zobrazení (https://www.rsscan.com/media/analyse_2d.png)

Další metodou měření je 3D kinematická analýza, díky které lze určit těžiště těla, změny polohy těžiště v prostoru i průmět těžiště do opěrné plochy (COG). Pro tento způsob měření je nutné mít nejméně dvě vysokorychlostní video kamery, odpovídající hardware a software (Vařeka, 2002b).

K významným metodám, které se používají pro hodnocení efektivity posturální kontroly, se řadí elektromyografie, ve fyzioterapeutické praxi nejčastěji elektromyografie povrchová. Tato metoda snímá sumace akčních potenciálů svalů z povrchu kůže, a tak umožňuje hodnocení míry aktivace svalů. Pomocí povrchové elektromyografie lze určit, které konkrétní svaly se aktivují během určité činnosti, v jakém sledu se zapojují, případně také stanovit zpoždění jejich aktivace (Míková, 2006).

2.3 Dominance

Pro většinu lidí je dobře známá dominance týkající se horních končetin (pravorukost, levorukost); preferovaná horní končetina má větší rozsah pohybu a sílu. Na druhou stranu dominance dolní končetiny není tak zřejmá a jasná a vyžaduje pohled z různých perspektiv, kdy zvážíme úlohu nohou v různých podmínkách, jako jsou mobilita a stabilita. Jedna dolní končetina slouží k manipulaci s objekty (např. fotbalový míč) a druhá hraje důležitou roli v udržování posturálního řízení a stability těla. Většina vědců se domnívá, že dominantní dolní končetina je preferovaná a nedominantní je nepreferovaná. Avšak toto tvrzení je správné pouze v případě, že daný úkol vyžaduje především mobilitu končetiny. V případě činností vyžadujících rovnováhu a stabilitu, jako poskok na jedné noze či pouhý unipedální stoj, je tuto dominanci nutno zvážit.

Studie (Gentry & Gabbard, 1995; Spry et al., 1993; Whittington & Richards, 1987) potvrzují, že lidé více používají pravou nohu pro pohybové úkoly, ale levou nohu pro úkony závislé na posturální stabilitě. Spry et al. (1993) tvrdí, že dominantní dolní končetina, ať už pravá či levá, která byla určena sérií testů zaměřených na manipulaci a přenášení váhy, není silnější než nedominantní končetina, což bylo určeno pomocí izokinetických testů.

Preference dolní končetiny u osob pravostranně nebo levostranně dominantních, je závislá na typu aktivity, manipulační nebo vyžadující přenášení váhy. Ačkoliv může mít dolní končetina, která manipuluje s předmětem, vyšší neurologické nároky, antigravitační extenční kontrola stojné dolní končetiny je přednější před volní kontrolou kontralaterální strany, a tak je strana stojné končetiny dominantní (Previc, 1991).

2.4 Slackline

V posledních letech je více a více lidí fascinováno myšlenkou udržování rovnováhy na napnutých popruzích nazývaných "slackline". Název slackline je odvozen od anglického slov "slack" a "line", což v překladu znamená volný, povolený popruh. Termín slackline je u nás používán jak pro označení sportu, tak i popruhu, na kterém činnost probíhá.

Pro slackline je typická chůze po textilním popruhu (obrázek 4) bez využití jiných pomůcek. Mimo chůze samotné lze na popruhu provádět mnoho různých triků, ať už statických (např. sed – obrázek 5) či dynamických (Kváš, 2013).



Obrázek 4. Chůze na slackline



Obrázek 5. – Sed na slackline

Slackline prošel cestu od rekreačního sportu až profesionálnímu trénování. (Keller, Pfusterschmied, Buchecker, Müller & Taube, 2012). Pro mnoho lidí se stal až životním stylem. Chceme-li název zjednodušit a přiblížit laické veřejnosti můžeme mluvit o moderním provazochodectví (Kváš, 2013). Pro začátečníky je obtížné už pouhé nastoupení na slackline bez jakékoli jiné opory. První pokusy bývají provázeny nekontrolovaným laterálním kýváním stojné končetiny a popruhu. (Keller et al., 2012).

2.4.1 Historie slackline ve světě

Rovnováhou těla se lidstvo zabývá po mnohá staletí. Původ slackline pochází z provazochodectví. Počátky provazochodectví jsou datovány přibližně na začátek našeho letopočtu na území nynějšího Kazachstánu. Od 18. století se provazochodectví rozšířilo především mezi lidmi v cirkuse a kaskadéry. Původně se používalo v průřezu kulaté lano vyrobené z různého materiálu. V roce 1859 se proslavil Jean-Francois Gravelet, když přešel po ocelovém laně nad Niagarskými vodopády (Anonymous, 2009). Další podobná událost se uskutečnila roku 1974, kdy Philippe Petit provedl přechod mezi věžemi mrakodrapu World Trade Center v New Yorku (Petit, 2008). Tito lidé trénink rovnováhy rozšířili i mezi veřejnost a inspirovali k této činnosti mnohé další.

Zavedení slackline se přisuzuje dvěma horolezcům z údolí v Yosemite – Jeffu Ellingtonovi a Adamu Grosowksimu. Údajně při špatném počasí trávili volné chvíle pod stěnou balancováním na řetězových zábradlích v kempu, postupně přešli na horolezecký dutý popruh. Jeff Ellington vynalezl také původní způsob napínání slackline za pomoci dvou karabin. Tento způsob se po něm nyní nazývá. Dalším člověkem, který slackline proslavil byl Scott Balcom. Tento muž se věnoval highline (slackline natažená ve výšce alespoň 10 m) a přešel jednu z prvních a nejspíše nevíce známou highline světa. Jedná se o 17 m dlouhý přechod mezi masivem a skalní věží Lost Arrow Spire v USA, která se nachází 880 m vysoko nad zemí. Během následujících let se o tento sport zajímalo jen několik málo lidí a do povědomí širší veřejnosti se dostal až díky horolezci Deanu Potterovi (Landcruising-slacklines.de, 2017, Slackline-tools.com, 2017).

2.4.2 Historie slackline v České republice

U nás je slackline velmi mladým sportem. Jako první ho začal v roce 2005 provádět a dále rozvíjet Jiří Janoušek. Ve stejné době se o slackline začali zajímat také Tomáš Kovalčík, Radim Eliáš a Vojtěch Eliáš pocházející z okolí Ostravy.

V roce 2007 byl uspořádán v areálu zámku Bischofstein první slackline festival, na kterém se shromáždilo přibližně 50 slacklinerů z České republiky a Německa. Od té doby se pořádají festivaly také v dalších městech, jako jsou Hejnice, Sobotka či Olomouc.

V roce 2011 bylo založeno první oficiální sdružení příznivců slackline – Česká asociace slackline, o.s., jehož zakladateli byli Jiří Janoušek Ondřej Kváš a Olga Pavlíková. Toto sdružení nyní má desítky členů a hájí zájmy osob zabývajících se slackline v České republice (Slack.cz, 2011; Lajny.cz, 2011; Slackline Fest, 2004).

2.4.3 Druhy slackline

Slackline je v dnešní době velmi populární záležitostí zejména díky otevřenosti, kterou poskytuje. Začal se velmi rychle vyvíjet a rozčleňovat na různé druhy. Ty se liší především délkou popruhu a výškou jeho umístění nad zemí. Dalšími parametry pro rozlišování jednotlivých odvětví jsou zaměření na provádění triků či různá místa, kde lze slackline provozovat.

Kváš (2013) v Metodické příručce slackline rozděluje disciplíny následovně:

Lowline – je základním druhem slackline, ze které se vyvinuly ostatní druhy. Jedná se o popruh natažený v malé výšce o délce do 30 metrů. Nejčastěji se používá popruh z polyesteru široký 25 mm. Na tomto druhu slackline většina lidí s tímto sportem začíná.

Trickline – jedná se o slackline, na které se provádějí různé triky a skoky a tato disciplína je velmi populární u mladé městské generace. Polyesterový popruh je většinou 50 mm široký a má vysoké dynamické schopnosti. Právě z důvodu provádění skoků a triků se trickline napíná více než klasická lowline.

Longline – natahuje se na více než 30 m a popruh je většinou 25 mm široký. Díky novým materiálům je možno natáhnout longline v délce okolo 500 m. Je však nutno počítat s použitím propracovaného napínacího systému a samotná realizace je náročnější.

Highline – je slackline natažená ve výšce minimálně 10 m (v jejím nejvyšším bodě). Je nutno počítat s průvěsem popruhu. Jedná se o kategorii pro velmi pokročilé slacklinery s jistými znalostmi a zkušenostmi. Pro jištění slacklinera se používají lezecké úvazky, které se připevňují k popruhu, aby byl člověk v případě pádu úvazkem zadržen.

Midline – je přechodem mezi lowline a higline. Vzhledem ke složité možnosti jištění slacklinera se jedná o jednu z nejnebezpečnějších disciplín. Slackline se natahuje ve výšce 5 m. Když zvážíme průvės popruhu a délku smyčky, může se stát, že při pádu se popruh prověsí natolik, že smyčka, kterou je slackliner jištěn, je příliš dlouhá a nestačí tak k zabránění dopadu slacklinera až na zem.

Waterline – je slackline natažená v místech nad vodní hladinou. Tato disciplína je oblíbená především v létě. Jelikož voda se neustále hýbe, je o něco složitější udržovat rovnováhu pomocí zrakové fixace určitého bodu. Při chůzi nad vodou je také nutno dbát na bezpečnost a ujistit se, že se bezprostředně pod hladinou vody nenacházejí větve, spadlé stromy či kameny. Při pádu do vody by jinak mohlo dojít k poranění.

Urbanline – provádí se ve městě, kdy se ke kotvení popruhu používají lampy, sloupy či budovy.

Rodeoline – pro Rodeoline se používá pružná slackline, která je však povolena a slouží k houpání. Popruh může také viset úplně volně bez jakéhokoli napnutí. Této variantě se lidově říká kšanda (Kváš, 2013).

2.4.4 Podstata chůze na slackline

Při balancování na slackline je neuromechanický systém těla spřažen se zevní dynamikou slackline, která se sama pohybuje v reakci na výkyvy těla (Paoletti & Mahadevan, 2012). Slackline se výrazně pohybuje do stran, tudíž stojná končetina musí vyrovnávat laterální pohyby chodidla, aby udržela těžiště těla nad pohyblivou opornou bází (Base of Support). Chůze po slackline tak současně aktivuje svalové skupiny hlezna, kolena a kyčle. V první fázi je důležitá maximální stabilizace kolenního a hlezenního kloub a následné kladení chodidel za sebe rovnoběžně s popruhem. Pro dostatečnou stabilizaci je samozřejmě nutná také aktivace svalů pánve a trupu a propojení horního a dolního trupu, za účelem stabilizace celého těla. Chůze po slackline umožňuje komplexní zapojení svalů trupu, podporuje zapojení hlubokého stabilizačního systému a zlepšuje posturální kontrolu. Pro stabilizaci mechanicky nestabilního stoje se využívají informace o výkyvech těla z propioceptivního, zrakového a vestibulárního systému. Zpětná vazba z vestibulárního aparátu se zdá být více využitelná na pohyblivých podložkách, zatímco propiocepce a zrakový systém je využit spíše během klidného stoje. Proprioceptory

mohou měřit relativní pozici a orientaci v kloubech, ale během balancování jsou tyto informace nedostatečné vzhledem k nedostatečné fixaci hlezna. Rychlé a adekvátní informace získáme z vestibulárního aparátu uloženém ve vnitřním uchu. (Peterka, 2002). Pro lepší stabilitu při chůzi na slackline je také vhodné použít zrakové fixace pevného bodu před námi, nejlépe na konci slackline ve výši očí (např. bod na stromě) (Keller et al., 2012; Lajny.cz, 2011).

3 CÍL PRÁCE

Hlavním cílem práce bylo zhodnotit posturální stabilitu u skupiny slacklinerů v různých podmínkách – na statické podložce, na pohyblivé platformě, s doplňkovou kognitivní úlohou. Dalšími cíli bylo srovnat tyto výsledky s kontrolní skupinou.

3.1 Vědecké otázky

Vědecká otázka č. 1

Liší se úroveň posturální stability u slacklinerů ve statických podmínkách (unipedální stoj na pevné podložce) ve srovnání s kontrolní skupinou?

Vědecká otázka č. 2

Liší se úroveň posturální stability u slacklinerů v dynamických podmínkách (unipedální stoj na balanční kulové úseči) ve srovnání s kontrolní skupinou?

Vědecká otázka č. 3

Liší se úroveň posturální stability u slacklinerů v dynamických podmínkách (bipedální stoj na kulové úseči) s kognitivní úlohou ve srovnání s kontrolní skupinou?

4 METODIKA VÝZKUMU

Měření probíhalo na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Metodika výzkumu byla schválena Etickou komisí FTK UP (viz Příloha 1, s. 53). Před zahájením měření každý z probandů podepsal informovaný souhlas (viz Příloha 2, s. 54) a vyplnil dotazník týkající se zdravotního stavu a dovedností na slackline (viz Příloha 3, s. 55).

4.1 Charakteristika souboru

Výzkumný soubor tvořili slacklineři aktivně a pravidelně se věnujících této činnosti, kteří jsou alespoň na úrovni mírně pokročilí, schopni chůze po slackline a tandemového stoje bez pomoci. Vylučovacím kritériem byly úrazy, operace nebo onemocnění, které by mohly ovlivnit výkon (provedení) chůze po slackline.

Bylo změřeno 12 slacklinerů, z toho 2 ženy a 10 mužů. Jejich věkový průměr byl $23,2 \pm 3,4$ let, průměrná výška $179,5 \pm 7,1$ cm a průměrná váha $70,5 \pm 7,2$ kg. Tito probandi trénují v průměru 3 roky, dvakrát týdně 2,5 h a průměrná délka slackline, kterou jsou schopní přejít je 60 m.

Kontrolní skupinu tvořilo 15 jedinců, z nichž bylo 5 žen a 10 mužů. Věkový průměr této skupiny byl $22,4 \pm 1,5$ let, průměrná výška $177,7 \pm 7,3$ cm a průměrná váha $73,5 \pm 9,5$ kg. Jedinci v této skupině nechodili pravidelně po slackline, ani nepodstupovali žádný trénink podobného typu.

4.2 Příprava měření

Základní údaje byly zjištěny z dotazníku, který probandi vyplnili před začátkem testování. Zaznamenanými údaji bylo pohlaví, věk, výška a hmotnost. Dále se zaznamenal také zdravotní stav relevantní k danému měření a dovednosti na slackline. Probandům byl doporučen pohodlný oděv, který by nebránil volnému pohybu. Před samotným měřením proběhly testy na určení dominance dolních končetin – kop do míčku, výstup na schod a překročení překážky.

4.3 Průběh měření

Testování probíhalo na Katedře přírodních věd v kinantropologii na Fakultě tělesné kultury v místnosti za standardizovaných podmínek, kde byl minimalizován hluk a jakékoli jiné rušivé faktory. Probandi měli za úkol stát co nejklidněji po dobu 30 vteřin,

dívat se přímo před sebe na značku umístěnou na stěně ve výšce očí asi 1,5 metru před nimi s rukama volně podél těla – slacklinerům nebyl pro stabilizaci umožněn pohyb rukou ve vzpažení. Měření probíhala bosky.

Byl měřen unipedální stoj na silové plošině AMTI (OR6-5, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA, sběrná frekvence 200 Hz) a stoj na kulové úseči. Balanční kulová úseč (obrázek 6) byla vyrobena na Katedře kybernetiky a biomedicínského inženýrství na Technické univerzitě v Ostravě. Tato kulová úseč, vyrobená z lepeného bukového dřeva, v sobě má zabudované měřicí zařízení, které vyhodnocuje úhlovou výchylku vrchní roviny úseče. Systém se skládá z bezdrátového telemetrického kulového vrchlíku a počítače. Tento systém byl navržený pro rehabilitaci a slouží k nacvičování rovnováhy (Krohova, Smondrk, Cerny, Chwalkova, & Zadrapova, 2013). Pro potřeby diplomové práce byla úseč využita jen jako nestabilní podložka, sběr dat v době pokusu ve stoju na úseči probíhal silovou plošinou, na které byla úseč umístěná.



Obrázek 6. Kulová úseč

Konkrétními testy, které proběhly u experimentální skupiny, byly následující:

- na silové plošině: unipedální stoj na dominantní a nedominantní končetině;
- na kulové úseči umístěné na silové plošině: unipedální stoj na dominantní a nedominantní končetině, bipedální stoj při plnění kognitivní úlohy (vyjmenovávání zvířat začínajících daným písmenem, které bylo vylosováno).

V každé poloze byl před začátkem měření probandům poskytnut jeden zkušební pokus pro familiarizaci. Sběr dat začal v každém pokuse po 2-5 sekundách od zaujetí definované polohy, aby došlo k ustálení jedince. Pokusy byly provedeny v pseudonáhodném pořadí s třemi opakováními, nebyly povoleny dva po sobě následující pokusy na té samé končetině. Mezi pokusy byly zařazeny dostatečně dlouhé odpočinkové intervaly, aby se předešlo únavě.

4.4 Zpracování dat a statistické zpracování

Souřadnice polohy působíště reakční síly podložky (COP) v čase byly před dalším zpracováním filtrovány Butterworthovým filtrem čtvrtého řádu s dolnofrekvenční propustností s hraniční frekvencí 10 Hz. Z takto upravených dat byly dopočítány základní charakteristiky pohybu COP – směrodatná odchylka polohy (sway) v předozadním a bočním směru a průměrná rychlost pohybu COP v předozadním a bočním směru a celková. Zpracování dat proběhlo v prostředí programu Matlab (R2015b, Mathworks, Inc., Natick, MA, USA).

Statistická analýza byla provedena v programu Statistica (v. 12, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Hladina statistické významnosti byla stanovena na $p \leq 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Liší se úroveň posturální stability u slacklinerů ve statických podmínkách (unipedální stoj na pevné podložce) ve srovnání s kontrolní skupinou?

Základní parametry pohybu COP experimentální a kontrolní skupiny při unipedálním stoji na silové plošině jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1. Porovnání experimentální a kontrolní skupiny při stoji na silové plošině

Proměnná	Dominantní dolní končetina					Nedominantní dolní končetina				
	Slackline		Kontrolní skupina		p	Slackline		Kontrolní skupina		p
	Průměr	SD	Průměr	SD		Průměr	SD	Průměr	SD	
SD X (mm)	6,53	0,90	6,37	1,00	0,788	7,09	1,24	6,52	1,04	0,272
SD Y (mm)	8,19	1,84	6,95	1,20	0,075	8,15	1,48	6,81	1,47	0,030*
Vx (mm/s)	27,45	6,03	27,59	5,41	0,903	27,63	5,64	26,60	7,03	0,421
Vy (mm/s)	21,96	5,90	21,70	5,61	0,942	21,43	7,17	20,82	4,58	0,981
V (mm/s)	38,62	8,84	38,60	7,91	0,678	38,41	9,35	37,34	8,58	0,788

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka; SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v medio-laterálním směru; SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v antero-posteriorním směru; Vx – průměrná rychlost COP v medio-laterálním směru; Vy – průměrná rychlost COP v antero-posteriorním směru; V – průměrná celková rychlost COP; p – hladina statistické významnosti.

Dominantní dolní končetina

V unipedálním stoji na silové plošině na dominantní dolní končetině nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v daných parametrech mezi experimentální a kontrolní skupinou. S výjimkou rychlosti COP v medio-laterálním směru byly průměrné hodnoty zbývajících parametrů větší u skupiny slacklinerů.

Nedominantní dolní končetina

Také v unipedálním stoji na silové plošině na nedominantní dolní končetině byly průměrné naměřené hodnoty větší u skupiny slacklinerů. Směrodatná odchylka pohybu COP v antero-posteriorním směru byla u této skupiny významně větší ($p=0,03$).

5.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Liší se úroveň posturální stability u slacklinerů v dynamických podmínkách (unipedální stoj na balanční kulové úseči) ve srovnání s kontrolní skupinou?

Základní parametry pohybu COP experimentální a kontrolní skupiny při unipedálním stoju na balanční kulové úseči jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 2. Porovnání experimentální a kontrolní skupiny při stoju na balanční kulové úseči

Proměnná	Dominantní dolní končetina					Nedominantní dolní končetina				
	Slackline		Kontrolní skupina		p	Slackline		Kontrolní skupina		p
	Průměr	SD	Průměr	SD		Průměr	SD	Průměr	SD	
SD X (mm)	10,08	2,07	8,57	1,31	0,023*	10,87	2,34	8,73	1,69	0,003*
SD Y (mm)	12,14	2,99	9,98	1,98	0,048*	12,77	4,05	10,64	2,60	0,054
Vx (mm/s)	47,62	19,13	42,91	8,27	0,981	55,30	14,50	46,10	10,81	0,083
Vy (mm/s)	29,31	6,68	28,36	6,93	0,826	30,52	7,57	26,24	5,30	0,102
V (mm/s)	61,70	19,56	56,64	10,90	0,826	69,00	15,64	57,94	12,16	0,067

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka; SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v medio-laterálním směru; SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v antero-posteriorním směru; Vx – průměrná rychlost COP v medio-laterálním směru; Vy – průměrná rychlost COP v antero-posteriorním směru; V – průměrná celková rychlost COP; p – hladina statistické významnosti.

Dominantní dolní končetina

V unipedálním stoju na balanční kulové úseči na dominantní dolní končetině byly průměrné naměřené hodnoty větší u skupiny slacklinerů. Směrodatná odchylka pohybu COP v medio-laterálním směru byla u této skupiny významně větší ($p=0,023$), také v antero-posteriorním směru byla směrodatná odchylka pohybu COP u této skupiny významně větší ($p=0,048$).

Nedominantní dolní končetina

V unipedálním stoju na balanční kulové úseči na nedominantní dolní končetině byly průměrné naměřené hodnoty větší u skupiny slacklinerů. Směrodatná odchylka pohybu COP v medio-laterálním směru byla u této skupiny významně větší ($p=0,003$).

5.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Liší se úroveň posturální stability u slacklinerů v dynamických podmínkách (bipedální stoj na balanční kulové úseči) s kognitivní úlohou ve srovnání s kontrolní skupinou?

Základní parametry pohybu COP experimentální a kontrolní skupiny při bipedálním stoji na balanční kulové úseči s plněním kognitivní úlohy jsou uvedeny v tabulce 3.

Tabulka 3. Porovnání experimentální a kontrolní skupiny při stoji na balanční kulové úseči s kognitivní úlohou

Proměnná	Slackline		Kontrolní skupina		p
	Průměr	SD	Průměr	SD	
SD X (mm)	11,76	2,56	10,61	1,48	0,272
SD Y (mm)	11,33	2,16	10,10	1,74	0,102
Vx (mm/s)	24,84	4,68	24,23	3,75	0,942
Vy (mm/s)	25,67	7,93	24,26	5,26	0,942
V (mm/s)	39,91	9,23	38,34	6,81	0,903

Vysvětlivky: SD – směrodatná odchylka; SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v medio-laterálním směru; SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v antero-posteriorním směru; Vx – průměrná rychlost COP v medio-laterálním směru; Vy – průměrná rychlost COP v antero-posteriorním směru; V – průměrná celková rychlost COP; p – hladina statistické významnosti.

V bipedálním stoji na balanční kulové úseči s plněním kognitivní úlohy nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v daných parametrech mezi experimentální a kontrolní skupinou. Průměrné naměřené hodnoty byly větší u skupiny slacklinerů.

6 DISKUZE

Cílem diplomové práce bylo zhodnocení posturální stability u skupiny slacklinerů. Studie, které byly doposud prováděny a které jsou mi známy (Granacher, Iten, Roth & Gollhofer, 2010; Keller et al., 2012; Pfusterschmied, Buchecker, Keller, Wagner, Taube & Müller, 2013a; Pfusterschmied, Stöggi, Buchecker, Lindinger, Wagner & Müller, 2013b; Donath, Roth, Ruegge, Groppa, Zahner, & Faude, 2013; Santos, Fernandez-Rio, Fernandez-Garcia & Jakobsen, 2014; Santos, Fernandez-Rio, Fernandez-Garcia, Jakobsen, Gonzalez-Gomez & Suman, 2015; Donath, Roth, Zahner & Faude, 2016; Volery et al., 2017), se týkaly různých skupin jedinců, kteří se dříve slackline nevěnovali a nyní u nich byl proveden experiment několikátýdenního tréninku této dovednosti. Po dané intervenci vědci zjišťovali vliv slackline tréninku na jejich posturální stabilitu a porovnávali ji s kontrolními skupinami.

Medio-laterální výkyvy slackline vykazují oscilační vzorce o vysoké frekvenci s význačnými změnami v prostoru. Reflexní inhibice by mohla sloužit k potlačení nechtěných pohybů kloubů do stran (Keller et al., 2012). Keller et al. ve své studii uvádí, že laterální výkyvy pozorované na začátku učebního procesu mají původ v aktivaci svalového napínacího reflexu provokovaného počátečním stranovým vychýlením slackline. Aktivace napínacího reflexu výrazně odporuje vychýlení slackline a slackline se vychýlí na druhou stranu; rychlé oscilace oporné báze ze strany na stranu vedou k nekontrolovanému kývání těla a ke ztrátě rovnováhy. Keller et al. zjistili výrazné snížení Hoffmanova (H)-reflexu jako indikátoru zlepšené presynaptické inhibice Ia aferentních signálů po slackline tréninku (Keller et al., 2012). V dostupných studiích byly zaznamenány změny neuromuskulárních parametrů, přičemž tyto studie odhalily zlepšení posturální stability s různým důrazem (Granacher et al., 2010; Keller et al., 2012; Donath et al., 2013; Pfusterschmied et al., 2013).

Na základě předchozích studií zabývajících se přenosem posturálních dovedností z klasických balančních cvičení do jiných situací (Beck, Taube, Gruber, Amtage, Gollhofer & Schubert, 2007; Granacher, Gollhofer & Strass, 2006; Taube et al., 2007) se předpokládalo, že také adaptace po tréninku na slackline není omezena na samotnou dovednost, ale mohla by pomoci zlepšit balanční dovednosti v obecnější rovině.

Zjištění Granachera a jeho spolupracovníků po tréninku, který probíhal třikrát týdně po dobu čtyř týdnů, byla překvapivá, protože se u jejich probandů neprokázalo po tréninku na slackline žádné zlepšení posturální stability v jiných úkolech. Autoři tedy

nepozorovali vliv slackline tréninku na statickou či dynamickou posturální stabilitu (Granacher et al., 2010). Autoři zjistili celkové snížení výchylek COP v dynamických podmínkách při stoji na balanční plošině následující po tréninku na slackline, avšak žádný z rozdílů nebyl statisticky významný.

Studie Keller et al. (2012) ukázala zlepšení posturální kontroly u zdravých dospělých. Autoři prokázali malé zlepšení výkyvů při stoji na pravé dolní končetině v antero-posteriorním a medio-laterálním směru u 24 zdravých jedinců, kteří absolvovali čtyřtýdenní slackline program o 10 setkáních, dvakrát až třikrát týdně po 90 minutách.

Nejvýraznější redukce výchylek byla zaznamenána v medio-laterálním směru. To je pochopitelné zjištění, neboť chůze a stoj na slackline vede nejčastěji k medio-laterálním oscilacím. Sice tedy došlo ke zlepšení posturální stability ve snížení pohybu v antero-posteriorním i medio-laterálním směru, ale nebyl pozorován významný přenos efektu na jiné balanční dovednosti (Keller et al., 2012).

Pfusterschmied et al. (2013b) našli snížení maximální rychlosti a výkyvů COP v 10 sekundovém stoji na jedné noze u 24 mladých jedinců po čtyřtýdenním slackline programu. Trénink chůze po slackline snížil výkyvy a průměrnou i maximální rychlost pohybu výkyvů platformy, na které probíhalo měření. Z toho vyplývá, že posturální odpovědi účastníků měření byly dostatečné, aby snížily zevní výkyvy a kompenzovaly je. Autoři uvádějí, že balanční schopnosti, které získala skupina dospělých po slackline tréninku, mohou být přeneseny na další posturální dovednosti (Pfusterschmied et al., 2013b). Tato studie se shoduje s předchozí literaturou v tom, že zvažuje schopnost zlepšení posturální stability po slackline tréninku (Keller et al., 2012; Pfusterschmied et al., 2013a).

Ze studie Pfusterschmieda et al. (2013a) vyplývá, že čtyřtýdenní trénink na slackline zlepšuje posturální stabilitu ve stoji na jedné noze, čímž potvrzují přenos balančních schopností do jiných posturálních úkolů. Zlepšení výkyvů rovnováhy bylo potvrzeno především snížením výkyvů COG v antero-posteriorním směru při stoji na pevné podložce. U některých probandů došlo po tréninku na slackline ke snížení pohybu v kotníku, u jiných v kolenním nebo kyčelním kloubu (Pfusterschmied et al., 2013a), což bylo zajímavé z hlediska předchozích tvrzení, že při klidném stoji je stabilita těla ovlivňována především kotníkovou strategií (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Při stoji v dynamických podmínkách na pohyblivé podložce bylo prokázáno naopak snížení výkyvů COG v medio-laterální směru. Tato studie zjistila snížení rozsahu pohybu COG,

což může znamenat, že jedinec byl schopný udržet své těžiště bez většího kolísání, avšak výkyvy COP mohly být teoreticky vyšší (Pfusterschmied et al., 2013a).

Donath et al. (2013) prokázali snížení výkyvu COP na levé dolní končetině ve vzpřímeném stoji po dobu 30 sekund u dětí na základní škole po 6 týdnech tréninku na slackline o intenzitě pětkrát týdně po dobu 10 minut (Donath et al., 2013). Studie však také zaznamenává pouze malý efekt na levostranné výkyvy při stoji na pohyblivé silové plošině. Tato zjištění potvrzují domněnku, že přenos vlivu tréninku na slackline je znatelný pouze v úkonech blízké souvisejících s obsahem cvičení.

Ve studii Santos et al. (2014) probíhal trénink na slackline u skupiny judistů čtyři týdny s frekvencí cvičení dvakrát týdně po dobu 60 minut. Značné změny byly zjištěny u experimentální skupiny po tréninku na slackline ve snížení výchylek COP v bipedálním stoji a snížení rychlosti změn COP v bipedálním stoji, snížení výchylek COP ve stoji na pravé i levé noze, zatímco u kontrolní skupiny nebyly prokázány žádné změny. Nebylo prokázáno snížení průměrné rychlosti výkyvů COP v unipedálním stoji. Z této studie vyplývá, že slackline tréninkem došlo ke zlepšení posturální stability (Santos et al., 2014).

Ve studii Santose et al. (2015) byly zaznamenány změny v některých parametrech COP před a po intervenci u experimentální skupiny, u které probíhal trénink na slackline po dobu 6 týdnů, třikrát týdně 5-9 minut. Snížil se rozsah výkyvů COP na dominantní i nedominantní končetině měřený na měkkém povrchu. Neprokázal se však žádný pozitivní efekt na parametry COP při stoji na pevné podložce. Dá se z toho soudit, že slackline poskytuje vysoce pohyblivou opěrnou bázi, zlepšení po tomto tréninku je výraznější na testování na površích srovnatelných s podmínkami na slackline (Santos et al., 2015).

Ze studie Donatha, Roth, Zahner a Faude (2016) vyplývá, že slackline tréninky po dobu 6 týdnů s frekvencí třikrát týdně po 90 minutách přinesly u seniorů velké specifické zlepšení stoje na slackline doprovázené sníženou aktivitou svalů dolních končetin a trupu, nicméně byl prokázán jen minimální efekt přenosu těchto dovedností do statické rovnováhy (Donath et al., 2016).

Ze studie Voleryho et al. (2017) vyplynulo, že jedinci, u kterých probíhal šestitýdenní slackline trénink s frekvencí třikrát týdně po dobu 15 minut, nevykazovali žádné značné zlepšení oproti běžnému tréninku stability. Data byla zjišťována pomocí multifunkčního tréninkového přístroje ve tvaru kulové úseče. Z dotazníků, které byly uchazeči vyplněny, vyplývá, že skupina trénující slackline odpovídala pozitivněji v ohledu stability kotníků, výkonu v jiných sportech a zlepšení balančních dovedností. Z toho by se dalo usuzovat, že slackline by mohl pozitivně ovlivnit jejich výkon, jelikož

mentální nastavení je důležitým aspektem ve sportu. Subjektivně měli tito jedinci pocit výraznějšího pokroku ve srovnání s ostatními skupinami. Chůze po slackline se zdá být vhodným doplňkem k běžnému balančnímu cvičení, jelikož může ovlivnit jiná cvičení spojená s rovnováhou.

Ve své studii jsem testovala posturální stabilitu u skupiny slacklinerů, kteří se sportu pravidelně věnují.

6.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Statické podmínky

Ze zjištění z předchozích studií bychom mohli usuzovat, že skupina slacklinerů nebude dosahovat odlišných výsledků ve statických podmínkách oproti kontrolní skupině (Granacher et al., 2010; Santos et al., 2015; Donath et al., 2016).

V našem měření bylo z výsledků zjištěno, že rozsah průměrné výchylky COP je u skupiny slacklinerů vyšší. Pouze ve stoji na dominantní dolní končetině byla zjištěna nižší průměrná rychlost pohybu COP v medio-laterálním směru než naměřená hodnota u kontrolní skupiny.

6.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Dynamické podmínky

Očekávala jsem, že výchylky COP experimentální skupiny v dynamických podmínkách budou nižší než u kontrolní skupiny. Výchylky COP i průměrná rychlost pohybu COP u jedinců experimentální skupiny byly vyšší oproti kontrolní skupině. Tato zjištění jsou v rozporu se zjištěními z dřívějších studií (Keller et al., 2012; Pfusterschmied et al., 2013a; Pfusterschmied et al., 2013b). Ve studiích z dřívějších let bylo zjištěno snížení výkyvů COP v dynamických podmínkách (Granacher et al., 2010; Donath et al., 2013; Santos et al., 2014; Santos et al., 2015). Možnou příčinou je typ balanční podložky, jíž byla v našem případě kulová úseč. V předchozích studiích byl k měření v dynamických podmínkách použit Posturomed, který kmitá do stran, nebo jiná balanční plocha na podobném principu, přičemž kulová úseč se naklání a pohyb je mírně odlišný.

Dá se tedy říct, že kulová úseč není svým pohybem podobná úkonům na slackline a přenos dovedností na slackline se při testování na balanční kulové úseči neprojeví.

Našemu zjištění by mohla odpovídat studie Voleryho et al. (2017), jejíž parametry byly měřeny pomocí multifunkčního tréninkového nástroje určujícího posturální stabilitu, který má tvar kulové úseče. V této studii nebyl zjištěn efekt zlepšení posturální stability v dynamických podmínkách po slackline tréninku. Z této studie nejsou známy údaje o pohybu COP, ale pouze o náklonu kulové úseče a „indexu stability“ určené přístrojem, proto je toto tvrzení pouhou domněnkou. K potvrzení či vyvrácení této domněnky by byl vyžadován další výzkum.

6.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Kognitivní úloha

Žádná z nalezených studií týkající se tréninku na slackline se nezabývala parametry bipedálního stoje na balanční podložce při plnění kognitivní úlohy a srovnání s kontrolní skupinou. Předchozí studie vykazovaly pouze data o bipedálním stoji v dynamických podmínkách na měkkém povrchu bez kognitivní úlohy (Santos et al., 2015). V našem měření byly zjištěny větší výchylky COP i rychlost pohybu COP u skupiny slacklinerů ve srovnání s kontrolní skupinou.

6.4 Limity studie

Výsledky této studie mohou být ovlivněny několika faktory. Jedním z důvodů horších výsledků u slacklinerů může být fakt, že při testování museli mít ruce podél těla. Slacklineři jsou při chůzi či jiných aktivitách na popruhu zvyklí na umístění rukou nad hlavou. Pomocí tohoto mechanismu ovlivňují polohu těžiště a jsou schopní lépe udržovat rovnováhu.

Dalším faktorem, který mohl mít vliv na schopnost udržování rovnováhy jsou podmínky měření, konkrétně silová plošina a typ balanční podložky. V těchto podmínkách je úplně zabráněno kranio-kaudálnímu pohybu plošiny nebo kulové úseče, tedy pohybu směrem kolmo k zemi, který také hraje roli při chůzi na slackline. Pokud dojde k přílišnému rozkmitání popruhu v medio-laterálním směru, stabilizaci pomůže

„prošlápnutí“ popruhu v kranio-kaudálním směru, čímž se medio-laterální oscilace sníží. Tuto kompenzaci umožňuje pouze průvės slackline, nikoli však silová plošina nebo balanční kulová úseč.

Chůze na slackline je typická kladením nohou těsně za sebe, tudíž by bylo vhodné v dalším výzkumu změřit u slacklinerů testované parametry v tandemovém stoji a porovnat je s kontrolní skupinou.

Za limitující faktor měření můžeme pokládat průměr balanční kulové úseče. Pro jedince s většími chodidly a širší opornou bází by mohly být rozměry úseče omezující v jejich přirozeném stoji.

7 ZÁVĚR

Chůze po slackline je situace, kdy propojení aktivní vnitřní dynamiky těla a pasivní zevní dynamické podložky (slackline) budí neurofyzilogickou činnost motorického systému. Schopnost udržet rovnováhu v dynamických podmínkách, jako jsou neočekávané výchylky těla (např. při uklouznutí), je důležitá pro zabránění pádu nebo zranění a může zlepšit všeobecnou schopnost koordinace.

Velkou výhodou tréninku na slackline je její netradičnost. Atleti nejsou často motivováni účastnit se běžných balančních cvičení, jelikož jsou příliš uniformní. Právě slackline můžeme označit jako zábavnou sportovní aktivitu, která může být v některých ohledech tréninku náročnější, a být tak pro sportovce výzvou. Mnozí atleti jsou vysoce motivováni zlepšovat své posturální dovednosti na slackline jako součást tréninku, aniž by si uvědomovali potenciální pozitivní vedlejší efekty tohoto cvičení.

V provedené studii bylo zjištěno, že s výjimkou rychlosti COP v medio-laterálním směru při stoji na silové plošině na dominantní dolní končetině byly průměrné hodnoty naměřených parametrů směrodatných odchylek COP a rychlosti změn COP ve statických a dynamických podmínkách u skupiny slacklinerů vyšší než u kontrolní skupiny.

Dá se tedy říci, že dovednosti získané tréninkem na slackline nejsou prokazatelné v klasických testech posturální stability. Běžné testy mohou být pro slacklinery příliš jednoduché, a tak se jejich balanční schopnosti a míra posturální stability neprojeví. Abychom mohli potvrdit přenositelnost slackline dovedností na jiné balanční situace je potřeba provést další výzkum, ve kterém by byly posuzovány situace typičtější pro chůzi na slackline.

8 SUMMARY

Slacklining is an example of situation where the coupling of active internal body dynamics to passive external substrate dynamics both constrains and poses challenges for the neurophysiological performance of motor systems. The ability to maintain stability in dynamic conditions as the unexpected sway (during slipping) is important in preventing fall and injuries and may improve the general balance.

The extraordinariness is a big advantage of slackline training. Athletes are often not motivated to participate in classical balance training due to its uniformity. Slacklining on the other hand can be classified as a fun sport activity that can be more demanding in some aspects than a classical balance training. Many athletes are highly motivated in trying to improve their balance performance on the slackline without knowing anything about the potential positive side effects.

There was found in our study, that the average results of parameters of the standard deviation of COP and the velocity of COP in static and dynamic conditions were higher for the experimental slackline group, except for the velocity of COP in medio-lateral direction while single-leg stance on the force platform on dominant leg.

We can say, that the skills acquired after slackline training are not provable in classic postural control tests. The standard tests might be too easy for slackliners, so the balance ability and the postural stability can not be proved. To confirm the transferability of slackline skills to other balance situations the further specific research is needed, that would evaluate typical situations for slackline walking.

9 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous (2009). Blondin's first tightrope-walk across Niagara Falls. *HistoryToday*, 59(6). Dostupné z:<http://www.historytoday.com/richard-cavendish/blondin%E2%80%99s-first-tightrope-walk-across-niagara-falls>
- Beck, S., Taube, W., Gruber, M., Amtage, F., Gollhofer, A., & Schubert, M. (2007). Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. *Brain Research*, 1179, 51-60.
- Carty, C. P., Cronin, N. J., Nicholson, D., Lichtwark, G. A., Mills, P. M., Kerr, G., Cresswell, A. G., & Barrett, R. S. (2015). Reactive stepping behaviour in response to forward loss of balance predicts future falls in community-dwelling older adults. *Age Ageing*, 44(1).
- Coulon, P., & Gorji, A. (2016). Tightrope or Slackline? *The Neuroscience of Psychoactive Substances, Trends in Pharmacological Sciences*, 37(7), 511-521.
- Čelíkovský, S. (1979). Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Donath, L., Roth, R., Ruegge, A., Groppa, M., Zahner, L., Faude, O. (2013). Effects of slackline training on balance, jump performance & muscle activity in young children. *Int J Sports Med*, 34(12), 1093–1098.
- Donath, L., Roth, R., Zahner, L. and Faude, O. (2016). Slackline training and neuromuscular performance in seniors: A randomized controlled trial. *Scand J Med Sci Sports*, 26, 275–283.
- Dordevic, M., Hökelmann, A., Müller, P., Rehfeld, K., & Müller, N. G. (2017). Improvements in Orientation and Balancing Abilities in Response to One Month of Intensive Slackline-Training. A Randomized Controlled Feasibility Study. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 55.
- Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Dylevský, I. (2009b). *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton.

- Gabel, C. P., Osborne, J., & Burkett, B. (2015). The influence of 'Slacklining' on quadriceps rehabilitation, activation and intensity. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 62-66.
- Granacher, U., Iten, N., Roth, R., & Gollhofer, A., 2010. Slackline training for balance and strength promotion. *Int J Sports Med*, 31, 717-23.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural kontrol of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 35(2), ii7-ii11.
- Jakobsen, M. D., Sundstrup, E., Krstrup, P., & Aagaard, P. (2011). The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained man. *Eur J Appl Phys* 111, 521-530.
- Janura, M., & Janurová, E. (2007). *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Keller, M., Pfusterschmied, J., Buchecker, M., Müller, E., & Taube, W. (2012). Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes. *Scand J Med Sci Sports*, 22, 471-477.
- Kolář, P. (c2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén.
- Krohova J., Smondrk M., Cerny M., Chwalkova I., & Zadravova M. (2013). Interactive rehabilitation system for balance exercises on the spherical cap, *International Conference on Applied Electronics*, 1-4.
- Kváš, O. (2013). Metodická příručka slackline. Dostupné z: <http://lajny.cz/dokumenty/MEP1.pdf>
- Landcruising-slacklines.de (2017) Dostupné z: <https://landcruising-slacklines.de/en/slackline-history>
- Lajny.cz (2011). Dostupné z: <http://lajny.cz/>
- Mancini, M., Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), 239-48.

- Míková, M. (2006). *Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi*. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Naňka O., Elišková M. (2009). *Přehled anatomie*. Praha: Galén.
- Nashner, L. M. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The Journal of Neuroscience*, 2(5), 536-544.
- Opavský, J. (2005). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Paoletti, P., & Mahadevan, L. (2012). Balancing on tightropes and slacklines. *Journal of the Royal Society Interface*, 9(74), 2097–2108.
- Peterka, R. J. 2002. Sensorimotor integration in human postural control. *J. Neurophys.* 88, 1097–1118.
- Petit, P. (2008). *Man on wire*. New York: Skyhorse Pub.
- Pfusterschmied, J., Buchecker, M., Keller, M., Wagner, H., Taube, W., Müller, E. (2013a). Supervised slackline training improves postural stability. *Eur J Sport Sci*, 13(1), 49-57.
- Pfusterschmied, J., Stöggl, T., Buchecker, M., Lindinger, S., Wagner, H., & Müller, E. (2013b). Effects of 4-week slackline training on lower limb joint motion and muscle activation. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(6), 562-566.
- Pfusterschmied, J., Lindinger, S., Buchecker, M., Stöggl, T., Wagner, H., & Müller, E. (2013c). Effect of instability training equipment on lower limb kinematics and muscle activity. *Sportverletz Sportschade*, 27(1), 28-33.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clin Rehabil*, 14(4), 402-6.
- Qu, X., & Nussbaum, M. A. (2009). Evaluation of the roles of passive and active control of balance using a balance control model. *J. Biomech*, 42, 1850-1855.
- Rokyta, R. (2000). *Fyziologie*. Praha: ISV.

- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait Posture*, 32, 436-445.
- Santos, L., Fernandez-Rio, J., Fernandez-Garcia, B., & Jakobsen, M. (2014). The effects of supervised Slackline Training on postural balance in judoists. *Med Sport*, 67(4), 539-553.
- Santos, L., Fernandez-Rio, J., Fernandez-Garcia, B., Jakobsen, M. D., Gonzalez-Gomez, L., & Suman, O. E. (2015). Effects of slackline training on postural control, jump performance and myoelectrical activity in female basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: Translating research into clinical practice*. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Slack.cz (2011). Dostupné z: <http://www.slack.cz/>
- Slackline-tools.com (2017).
- Slackline fest (2007). Horyinfo. Dostupné z: <http://www.horyinfo.cz/view.php?cisloclanku=2007080015&nazevclanku=slacklinefest-2007>
- Sturnieks, D. L., St George, R., & Lord, S.R. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiol Clin*, 38(6), 467-78.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, 3.
- Suchomel, P., Krbec, M. (2007). Spondylolistéza: Diagnostika a terapie. Praha: Galén.
- Špringrová, I. (2010). Funkce - diagnostika - terapie hlubokého stabilizačního systému. *Česko: I. Palašáková Špringrová*

- Taube, W., Leukel, C., & Gollhofer, A. (2008). Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance. *Experimental Brain Research*, 188(3), 353-361.
- Teplá, L., Janura, M., Svoboda, Z., & Zemková, E. (2016). Slackline a jeho možnosti využití v rehabilitační terapii. *Rehabilitácia*, 53(3), 163-173.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I.část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II.část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84-85.
- Vařeka, I., & Šiška, E. (2005). Lateralita-interdisciplinární problém. *Československá psychologie: časopis pro psychologickou teorii a praxi*, 49(3), 237-249.
- Vařeka, I., & Vařeková R. (2009). *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 189 s
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: KF FTVS UK.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Volery, S., Singh, N., de Bruin, E. D., List, R, Jaeggi, M. M., Baur, B. M., & Lorenzetti, S. (2017) Traditional balance and slackline training are associated with task-specific adaptations as assessed with sensorimotor tests, *European Journal of Sport Science*, 17(7), 838-846.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and posture*, 3, 193-214.

10 SEZNAM ZKRATEK

CNS – centrální nervová soustava

COG – Centre of Gravity

COP – Centre of Pressure

11 PŘÍLOHY

Příloha 1



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

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 6. 1. 2015 byl projekt výzkumné práce

autora **prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr.**

s názvem

Hodnocení posturální stability jako základního faktoru pro prevenci pádů

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 1 / 2015

dne: 15. 1. 2015.

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko fakulty

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

Příloha 2

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Hodnocení posturální stability u slacklinerů

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3

Dotazník k diplomové práci

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
KATEDRA PŘÍRODNÍCH VĚD V KINANTROPOLOGII

Hodnocení posturální stability u slacklinerů

Jméno a příjmení:

Pohlaví:

Věk:

Výška:

Hmotnost:

Zdravotní stav

Vyskytly se u Vás nějaké úrazy, operace nebo onemocnění, které by mohly ovlivnit Váš výkon (provedení) chůze po slackline?

.....
.....
.....
.....
.....

Dovednosti na slackline

Jak dlouho se věnujete chůzi po slackline (roky)?

Délka slackline zvládnutá chůzí (metry):

Jak často chodíte na slackline? (počet tréninků za týden, délka trvání tréninkové jednotky)

.....

Nástupní noha na slackline: pravá – levá

Věnujete se pravidelně jinému sportu? Kterému, na jaké úrovni a kolik hodin týdně?

.....
.....
.....
.....
.....
.....