

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

*Ústav fyzioterapie*

Bc. Veronika Pudilová

## **Slackline jako možnost ovlivnění posturální stability**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Balharová

Olomouc 2017

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

Olomouc 30. dubna 2017

-----

podpis

## **Poděkování**

Chtěla bych touto cestou poděkovat Mgr. Zuzaně Balharové za odborné vedení diplomové práce, za trpělivost, milou spolupráci a její připomínky k odbornému i formálnímu obsahu diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za statistické zpracování dat k diplomové práci.

## ANOTACE

**Typ závěrečné práce: diplomová práce**

**Název práce:** Slackline jako možnost ovlivnění posturální stability

**Název práce v AJ:** Slackline as the ability to influence postural stability

**Datum zadání:** 2016-01-31

**Datum odevzdání:** 2017-04-30

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** *Bc. Veronika Pudilová*

**Vedoucí práce:** **Mgr. Zuzana Balharová**

**Oponent práce:** **Mgr. Anita Můčková**

### **Abstrakt v ČJ:**

Slackline je atraktivní a náročná alternativa klasického balančního tréninku. Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných trupových svalů během aktivit na slackline – stoj na jedné dolní končetině, chůze. Při měření jsme srovnávaly svalovou aktivitu vybraných svalů během různých pozic horních končetin. Výzkumu se zúčastnilo 20 slacklinerů s podobnou slackline zkušeností. Během všech experimentálních situací byla snímána elektromyografická aktivita m. erector spinae, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior, m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis bilaterálně. EMG signál byl zrektifikován a vyhlazen (RMS 150 ms). Během stoje na pravé dolní končetině došlo ke statisticky významnému zvýšení svalové aktivity u m. latissimus dorsi dx., zatímco snížení m. obliquus externus abdominis sin. Ve stoji na levé dolní končetině pozorujeme statisticky významné zvýšení u m. latissimus dorsi bilaterálně. Při chůzi po slackline došlo ke statisticky významnému zvýšení svalové aktivity u m. latissimus dorsi dx., m. serratus anterior dx., m. erector spinae sin., m. obliquus externus abdominis bilaterálně.

**Abstrakt v AJ:**

Slackline is an attractive and demanding alternative of a traditional balance training. The aim of the thesis was to evaluate the activity of selected body muscles during activities on a slackline – one leg stand, walking the slackline. During the measurement we compared an activity of selected muscles in various positions of upper limbs. 20 slackliners with a similar slackline experience participated in the research. During all experimental situations we used EMG to record the activity of these muscles- m. erector spinae, m. latissimus dorsi, m. serratus anterior, m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis. The signal of EMG was rectified and smoothed. There was a statistically significant increase in a muscle activity in m. latissimus dorsi dx. and a decrease in m. obliquus externus abdominis sin. while performing a stand on right lower limb. During a stand on left lower limb we observed a statistically significant increase in m. latissimus dorsi bilaterally. There was a statistically significant increase in muscle activity of m. latissimus dorsi dx., m. serratus anterior dx., m. erector spinae sin., m. obliquus externus abdominis bilaterally while walking the slackline.

**Klíčová slova v ČJ:** slackline, posturální stabilita, posturální kontrola, balanční trénink, elektromyografie.

**Klíčová slova v AJ:** slackline, postural stability, postural control, balance training, electromyography.

**Rozsah:** 90 stran, 10 s. příloh

# OBSAH

ÚVOD .....	8
1 POSTURÁLNÍ STABILITA .....	9
2 POSTURÁLNÍ KONTROLA .....	11
2.1 POHYBOVÉ STRATEGIE, ZPĚTNÁ VAZBA .....	12
2.1.1 ANTICIPUJÍCÍ POSTURÁLNÍ REAKCE (APA) .....	14
2.1.2 KOREKTIVNÍ POSTURÁLNÍ REAKCE (CPA) .....	15
2.2 SENZORICKÉ STRATEGIE .....	16
2.2.1 MULTISENZORICKÁ INTEGRACE .....	18
2.3 VLIV NERVOVÉHO SYSTÉMU NA POSTURÁLNÍ KONTROLU .....	20
2.3.1 VLIV MOZKOVÉ KŮRY NA UDRŽENÍ ROVNOVÁHY .....	20
3 SLACKLINE.....	22
3.1 TANDEMOVÝ STOJ.....	25
3.2 SUMARIZACE VÝSLEDKŮ VEDĚCKÝCH STUDIÍ ZABÝVAJÍCÍCH SE SLACKLINE .....	27
3.3 CHARAKTERISTIKA SLACKLINE – STYLY .....	31
3.3.1 LOWLINE.....	31
3.3.2 TRICKLINE.....	31
3.3.3 LONGLINE.....	31
3.3.4 HIGHLINE.....	31
3.4 SLACKLINE VYBAVENÍ.....	32
3.4.1 POPRUH.....	32
3.4.2 SLACK RACK 300 GIBBON .....	33
4 SVALOVÉ ŘETĚZCE.....	34
5 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE .....	36
6 CÍLE A HYPOTÉZY .....	37
6.1 CÍL PRÁCE .....	37
6.2 VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY .....	37
7 METODIKA .....	38
7.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU .....	38
7.2 PŘÍPRAVA EXPERIMENTU .....	38
7.2.1 PŘÍPRAVA MÍSTNOSTI.....	38
7.2.2 PŘÍPRAVA GIBBON SLACK RACK 300.....	38
7.2.3 PŘÍPRAVA ELEKTROMYOGRAFICKÉHO SNÍMÁNÍ SVALOVÉ AKTIVITY .....	39
7.2.4 PŘÍPRAVA PROBANDŮ PŘED MĚŘENÍM .....	39
7.3 VLASTNÍ PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	40

7.3.1 STOJ.....	40
7.3.2 CHŮZE .....	41
7.4 ZPRACOVÁNÍ DAT .....	41
7.4.1 ZPRACOVÁNÍ DAT ELEKTROMYOGRAFIE .....	41
7.4.2 PŘÍPRAVA DAT KE STATISTICE .....	42
7.4.3 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT.....	42
8 VÝSLEDKY .....	43
8.1 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 1 .....	43
8.2 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 2 .....	47
9 DISKUZE.....	51
9.1 SENZOMOTORICKÝ TRÉNINK .....	51
9.2 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č.1.....	53
9.3 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 2.....	57
9.4 LIMITY PRÁCE.....	59
9.5 DOPORUČENÍ PRO DALŠÍ VÝZKUM .....	60
ZÁVĚR .....	62
REFERENČNÍ SEZNAM.....	63
SEZNAM ZKRATEK.....	77
SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ .....	79
SEZNAM PŘÍLOH.....	80

# ÚVOD

Posturální stabilita je schopnost zajištění vzpřímené polohy těla a schopnost reakce na změny zevních a vnitřních sil, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu. Dle této definice můžeme říci, že posturální stabilita je nezbytnou podmínkou všech aktivit každodenního života.

V posledních letech dochází k značnému rozvoji metod a pomůcek určených k senzomotorickému tréninku. Cílem všech přístupů je automatická aktivace požadovaných svalů, které zajišťují funkční stabilizaci mezi jednotlivými segmenty těla. Posturální stabilizace je podmínkou provedení kvalitního pohybu, který můžeme popsat jako koordinovaný, rychlý a vykonaný s co nejmenším úsilím (Teplá, 2016, s. 164).

Mezi balanční pomůcky řadíme pěnovou podložku, kulovou úseč, BOSU a jiné.

Slackline můžeme definovat jako možnost balancování na úzkém popruhu, který je umístěn mezi dvěma kotvícími body. V posledních letech vzrůstá zájem veřejnosti o tento sport. Dle současných studií se jedná o atraktivní a náročnou alternativu klasického balančního tréninku. V některých západních zemích se již slackline užívá jako rehabilitační pomůcka.

V minulosti byla provedena již řada studií, která se zabývala efektem slackline na posturální stabilitu. V této práci jsme uvedly přehledovou tabulku studií, zabývajících se slackline.

Cílem této práce bylo objektivizovat zapojení svalů během balančních strategií na slackline. Analýza balančních strategií vede k pochopení posturální stabilizace během balancování této na slackline.

Tohoto výzkumu se zúčastnilo celkem 20 slacklinerů s podobnou slackline zkušeností.

Klíčovými slovy při vyhledávání relevantní literatury pro teoretickou část byly: posturální stabilita, posturální kontrola, slackline, balanční trénink, elektromyografie, a jejich anglické ekvivalenty: (postural stability, postural control, slackline, balance training, electromyography). Používanými internetovými databázemi byly: PubMed, EBSCO a Google Scholar. Ke zpracování diplomové práce bylo použito celkem 97 zahraničních a 5 českých studií. Kromě odborných článků byla použita i literatura knižní (7 v českém jazyce a 6 v anglickém jazyce).



# 1 POSTURÁLNÍ STABILITA

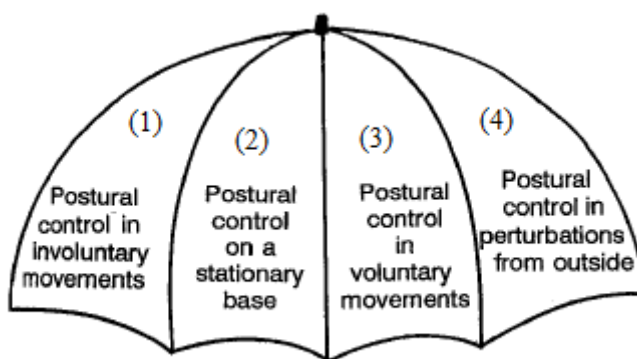
Posturální stabilita je schopnost zajištění vzpřímené polohy těla a schopnost reakce na změny zevních a vnitřních sil, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2009, s. 120). Westcott et al. (1997, p. 635) definuje posturální stabilitu jako schopnost udržovat nebo kontrolovat COM (Center of Mass) vzhledem k opěrné bázi (BS), aby se zabránilo pádům a došlo k dokončení požadovaného pohybu.

V české i zahraniční literatuře se setkáváme s nejednotnou terminologií. Jednotlivé pojmy, týkající se rovnováhy, bývají často zaměňovány, zvláště během překladů do cizích jazyků. Nejčastěji užívané pojmy v anglicky psané literatuře jsou balance a equilibrium, neboli rovnováha. Ragnarsdottir (1996, p. 368) popisuje balanci dvěma způsoby, jako stav a jako funkci. Českým ekvivalentem stavu systému je posturální stabilita. Zatímco dynamická funkce bývá pojmenována jako posturální stabilizace.

Whipple (1993, p. 73) popisuje rovnováhu jako komplexní funkci, která vyžaduje zpracování multisenzorických vstupů centrálním nervovým systémem. Vede k výběru specifické odpovědi pro aktuální situaci, zahrnující postupné aktivování jednotlivých svalů. Rovnováha je také nezbytným předpokladem pro vykonávání činností silou i velkou rychlostí (Ragnarsdottir, 1996, p. 371).

V komplexním pojetí balance navrhl Ragnarsdottir (1996, p. 370) koncept „deštníku“ viz obr. 1. Koncept „deštníku“ rozděluje schopnost rovnováhy do těchto 4 kategorií: (1) posturální kontrola mimovolních pohybů, (2) posturální kontrola na stabilním povrchu, (3) posturální kontrola během volních pohybů a (4) posturální kontrola při reakci na zevní podněty

Obr. 1 Koncept „deštníku“ jako komplexní pojetí rovnováhy (upraveno dle Ragnarsdottir, 1996, p. 370)



Koncept „deštníku“ zobrazuje schopnost kontrolovat COM lidského těla nad opěrnou bází v různých polohách, rychlý a precizní pohyb COG (Center of Gravity) v mezích opěrné báze, jistotu lokomoce a koordinované přizpůsobování se na zevní výchylky (Ragnarsdottir, 1996, pp. 370–371).

Posturální orientace zahrnuje aktivní kontrolu jednotlivých částí těla a řízení svalového tonu vzhledem ke gravitaci, opěrné bázi, vizuální kontrole a vnitřním pochodům těla (Horak, 2006, p. ii9). Shumway – Cook (2007, p.162) definovala posturální orientaci jako schopnost zachování odpovídajícího vztahu mezi jednotlivými segmenty těla a prostorem během prováděného úkolu. Je založena na interpretaci konvergentní aferentní informace z propioceptivního, vestibulárního a vizuálního systému (Horak, 2006, p. ii9).

Posturální rovnováha slouží ke koordinaci senzomotorických strategií, ke stabilizaci COM během volní motoriky a během externě narušené posturální stability. Obecně platí, že existují dva typy posturální rovnováhy (Cheng, 2003, p. 1; Ragnarsdottir, 1996, p. 368).

Stav, ve kterém všechny působící síly jsou rovnoměrně rozloženy, že tělo spočívá ve zvolené poloze, se nazývá statická rovnováha (Shumway – Cook, 2007, p. 167). Pojem statická rovnováha je nepřesný, protože nebere v úvahu možné titubace, které jsou součástí stabilního stoje (Ekdahl, 1989, p. 191). Fyziologické posturální odchylky jsou kontinuální korekční pohyby kolem COG (Swift, 1984, p. 89S). Přítomnost zvýšených posturálních odchylek nemusí nutně znamenat nerovnovážný stav, ale mohou odrážet přítomnost i diskrétní poruchy posturální kontroly (Nayak, 1990 in Ragnarsdottir, 1996, p. 372).

Druhým typem je dynamická rovnováha, což je stav, kdy všechny síly působící na tělo jsou v rovnováze i během prováděného pohybu, aniž by došlo ke ztrátě rovnováhy (Cheng, 2003, p.1). Termín dynamické rovnováhy je kritizován především za to, že zastřešuje široké spektrum situací (Berg, 1989, p. 3).

Posturální stabilita bývá snížena u dětí. Zjištěné rozdíly mezi dětmi a dospělými přetrvávají, či dokonce se stávají výraznějšími během aktivit na nestabilním povrchu. Ke zvýraznění obtíží dochází i v případech, kdy je vystaveno sensorickému konfliktu. Důvodem může být nezralost sensorických systémů, nedostatečná integrace mezi jednotlivými smyslovými systémy nebo nižší stupeň intersegmentální koordinace, která se odráží v narušené stabilizaci hlavy (Schärli, 2013, p. 2). Rozvoj balančních schopností je již od dětství považován za důležitý předpoklad rozvoje motorického učení a jako prevence úrazů (Mickle, 2011, p. 244).

## 2 POSTURÁLNÍ KONTROLA

„Schopnost kontrolovat pozici našeho těla v prostoru je základem všeho, co děláme“ (Shumway – Cook, 2007, p. 160).

Posturální kontrola je považována za komplex motorických dovedností vycházející z interakce více senzomotorických procesů. Pomocí vizuálních, vestibulárních, propioceptivních a taktilních informací dochází ke kontrole svalů, podílejících se na držení těla v gravitačním poli a proti působení zevních sil, zejména svalů dolních končetin a trupu (Horak, 1996, pp. 259–261). To znamená, že centrální nervový systém ovládá více svalů současně na základě odpovídajících multisenzorických vstupů. Změna multisenzorické aference vyvolává okamžité změny postury. Tyto okamžité změny jsou výsledkem předpovědi senzorických vstupů centrální nervové soustavy a korekcí pohybu těla na základě odchylky mezi skutečnými a předpokládanými senzorickými vstupy (Chiba, 2016, p. 97).

Základní myšlenkou posturální kontroly je udržení COM nad opěrnou bází (Cheng, 2003, p.1). Tuto schopnost pojmenovala Shumway – Cook (2007, p. 161) posturální stabilitou. Schopnost udržovat COM v rámci opěrné báze je daná účinností balančních mechanismů jedince. Tyto mechanismy zahrnují anticipující posturální reakce (APA), vyvolané dopřednými mechanismy, tak i kompenzační posturální reakce (CPA), které jsou iniciovány senzorickými signály zpětné vazby (Alexandrov, 2005, p. 314; Massion, 1992, p. 41).

Pro úplnost je nezbytné definovat opěrnou bází, aby nedocházelo k záměně s opěrnou plochou. Opěrná plocha je část podložky, která je v přímém kontaktu s některou částí těla. Zatímco opěrná báze je plocha vymezená nejvzdálenějšími hranicemi plochy či ploch opory, takže bývá obvykle větší, než opěrná plocha (Kolář, 2012, s.39). Vařeka (2009, s. 119–120) upřesnil definici opěrné plochy tak, že se jedná jen o část plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze. Vysvětluje tuto definici na příkladu stoje, kdy posturální funkce nohy je realizována prostřednictvím jen určitých částí plosky nohy, které jsou využívány na základě aktuální a neustále se měnící situace.

Posturální řídicí systém je velmi složitý komplex o interakcích mezi nervovým, motorickým a senzorickými systémy. Cheng (2003, p.4) ve své práci píše o existenci dvou hlavních teorií posturální kontroly. Hierarchická teorie posturální kontroly (anglicky Reflex/Hierarchical Theory of Postural Control) byla poprvé popsána roku 1910 Sherringtonem. Podle této teorie, držení těla a rovnováha jsou výsledkem hierarchicky

uspořádaných reflexních odpovědí, které jsou vyvolány sensorickými vstupy. Existují důkazy, že posturální řízení je mnohem složitější, než bylo uváděno v Hierarchické reflexní teorii. Podle teorie systémů (anglicky Systems Theory of Postural Control) posturální kontrola není výsledkem pouze sensorických vstupů, ale vyžaduje interakci s i dalšími systémy lidského těla. Podílí se na ní také systém zpětné vazby a anticipace (Cheng, 2003, p. 4).

## **2.1 POHYBOVÉ STRATEGIE, ZPĚTNÁ VAZBA**

Vzpřímený bipedální stoj je ze své podstaty nestabilní. Jedná se o dynamický děj, který se vyznačuje malým množstvím spontánních posturálních výchylek (anglicky postural sway) (Shumway – Cook, 2007, p. 167). Nestabilita během vzpřímeného stoje je výsledkem torzního momentu vlivem gravitace. K zachování vertikály slouží korektivní torzní moment, vznikající mezi nohou a podložkou (Peterka, 2002, p. 1097).

Uznávaným názorem je, že korektivní torzní moment je generován skrze činnosti kontrolního systému zpětné vazby (Horak, 1996, p. 259-260). Zpětná vazba je reprezentována pasivními a aktivními mechanismy. Winter et al. (2001, p. 2632) ve své studii hovoří o pasivním torzním momentu, který je generován svalovým napětím a funguje bez časového zpoždění. U aktivního zpětnovazebného mechanismu musíme počítat s jistou časovou prodlevou kvůli smyslové transdukcii, přenosu, zpracování a následné aktivaci svalů. Vestibulární senzory zpětné vazby jsou více relevantní na pohybující se plošině, zatímco propiocepce a vizuální systém jsou hlavními zpětnovazebnými mechanismy během klidného stoje (Peterka, 2002, p. 1098). Jak uvádí Alexandrov (2005, p. 320) ve své studii, pasivní mechanismy jsou zodpovědné za produkci torzního momentu kotníku během prvních 80 ms po nástupu rozrušení. Poté již dominují aktivní mechanismy zpětné vazby. Avšak k vysvětlení posturální kontroly jsou zapotřebí také dopředné prediktivní mechanismy, které budou definovány dále v textu na s. 14 (Peterka, 2002, p. 1097).

Skutečnost, že lidé jsou schopni udržet vertikální pozici těla je zázrak sám o sobě. Je obtížné najít jiný mechanický systém, který by byl méně stabilní v poli gravitace. Někdy se v průběhu analýzy kontroly vertikálního držení těla používá model obráceného kyvadla (Latash, 2008, p. 210; Peterka, 2002, p. 1098). Model obráceného kyvadla má pouze jeden segment s jedním kloubem v hlezenním kloubu. Vytváří se nám tak přímý vztah mezi pohybem v hlezenním kloubu a polohou těla v prostoru. Výsledkem je zjednodušené vysvětlení posturální kontroly a odhadu polohy těla v prostoru (Hsu, 2007, pp. 3032–3033). Pomocí tohoto

modelu došlo k formulaci kotníkové strategie jako primárního zdroje kontroly v průběhu lidského klidného stoje (Kilby, 2015, p.1). Pro úplnost je nutné doplnit definici samotné strategie. Strategií se rozumí vyšší stupeň zpracování komplexních posturálních odpovědí (Moore, 1988, p. 649). Dle Windhorsta et al. (1990 in Massion, 1992, p. 36) je strategie existencí volby. To znamená, že dosáhnout cíle lze různými způsoby. Kotníková strategie bývá využita k zachování rovnováhy stoje při posturálních odchylkách malé amplitudy na pevném povrchu (Horak, 2000, p.268). Studie posturální reakce na pohybující platformě ukázaly na existenci i jiné strategie, a to kyčelní strategie (Horak, 1986, p. 1370).

Kyčelní strategie bývá využita k zachování rovnováhy během stoje jako reakce na výraznější a rychlejší perturbace těla nebo v případě, kdy je opěrná báze menší než velikost nohy. Příkladem může být balancování na nosníku. V tomto případě dochází k vytvoření korektivního torzního momentu z oblasti kyčelních kloubů (Horak, 2000, p. 268; Shumway – Cook, 2007, p. 171).

Dalším typem pohybové strategie, která slouží k obnovení stability při změně COM v sagitální rovině, je kroková strategie. Během této strategie dochází ke změně opěrné báze. Můžeme ji sledovat běžně při chůzi. Nicméně se ukazuje, že kroková strategie je poslední volbou při zachování posturální rovnováhy. To znamená, že při vzniklých perturbacích těla dochází primárně k využití kotníkové a kyčelní strategie (Maki, 2000, p. M271).

Bylo zjištěno, že m. tibialis anterior velmi významně přispívá k udržování stability nohy, tedy i k celkové posturální stabilitě (Gefen, 2002, p. 334). Pokles o více než polovinu svalové síly m. tibialis anterior koreluje s vyšším rizikem pádu. Také svaly z krční oblasti výrazně ovlivňují posturální kontrolu. Kvůli změně timingu těchto svalů a jejich svalové únavě dochází k postižení posturální kontroly, a tím produkování abnormálních sensorických vjemů do centrálního nervového systému, což vede k trvalému pocitu nestability (Schieppati, 2003, p. 279). Stabilizace hlavy v prostoru není důležitá jen ve stacionárních úkolech, ale také během dynamiky. Nestabilní držení hlavy může vést ke zhoršené funkci vizuálního a vestibulárního aparátu, a tím může dojít k narušení posturální kontroly (Schärli, 2013, p. 2).

Pro analýzu kontroly rovnováhy je model obráceného kyvadla nedostatečný. Bylo by možné ho využít jen v případě, kdyby pohyby ve všech kloubech, kromě hlezenního kloubu, byly uměle blokovány. Lidské tělo z biomechanického hlediska je příkladem tzv. „multijoint“ řetězce. V takovém modelu se na vytvoření korektivního torzního momentu podílí všechny klouby lidského těla (Peterka, 2002, p. 1101).

Úkolem centrálního nervového systému je vybrat na základě mnoha faktorů, jaká pohybová strategie bude použita k zachování rovnovážné pozice. Centrální nervový systém vyhodnocuje také vlastnosti perturbace (směr a velikost perturbací) a biomechanické omezení lidského těla. Jedinci mohou ovlivnit výběr a rozsah jejich odpovědi na základě zkušeností a očekávání (Shuppert, 1999, p. 64).

Dalším zázkem je, že lidé mohou pohybovat končetinami bez ztráty posturální rovnováhy, i když velikost působení přechodných sil je více než dostačující, aby výrazně narušila rovnováhu (Latash, 2008, p. 210). Tento fakt neunikl pozornosti Nikolaje Bernsteina, který navrhl, že programování volního pohybu zahrnuje dvě rozdílné složky. První složka se vztahuje k samotnému provedení pohybu a druhá se zaměřuje na udržení vertikální pozice. Také věřil, že schopnost udržení vertikální postury je znázorněním synergie. To znamená, že koordinované kombinace příkazů jednotlivým složkám pohybu, jako jsou klouby a svaly, vedou k dosažení společného cíle. Bernstein vysvětloval synergie jako stavební kameny pohybu, které mohou být kombinovány dle konkrétního motorického úkolu (Latash, 2008, p. 207). Jinými slovy lze říci, že se jedná o komplexní strategie pohybového aparátu (Moore, 1988, p. 649).

### **2.1.1 ANTICIPUJÍCÍ POSTURÁLNÍ REAKCE (APA)**

Anticipující posturální reakce (APA) pomáhají udržovat stabilitu během volního pohybu tak, že minimalizují předpokládaný destabilizační moment spojený s pohybem ještě před samotným začátkem pohybu (Horak, 1996, p. 2383, Latash, 2008, p. 217). Massion (1992, p. 42) uvádí, že APA jsou založeny na předchozí zkušenosti a pomáhají při minimalizování potenciálních perturbací v důsledku očekávaného zevního rozrušení rovnováhy, nebo během připravovaného pohybu (Massion, 1992, p. 42).

Anticipující posturální reakce jsou příkladem dopředné zpětné vazby (Alexandrov, 2005, p. 320). Charakteristický čas pro nastavení parametrů zpětnovazebné smyčky je přibližně 10 s (Gurfinkel, 1995, p. 138).

Jedná se o změny aktivity posturálních svalů, jejichž mechanický účinek je produkován proti očekávané perturbaci. Velikost anticipace závisí na těchto třech faktorech: velikost očekávané odchylky, charakteristika činnosti spojená s očekávanou posturální odchylkou a posturální stabilita. Charakteristika činnosti je důležitým prvkem anticipace, který souvisí

se zkušeností jedince. Příkladem je člověk střílející z pušky, kdy samotný výstřel vede k silné posturální perturbaci. Pouze zkušený střelec je schopen generovat adekvátní anticipační posturální reakce ke kompenzaci této předvídatelné a relativní perturbaci. Třetí faktor ukazuje závislost předběžné anticipační posturální úpravy v závislosti na posturální stabilitě a na pozadí celotělové aktivity (Latash, 2008, p. 216).

V případě, že jedinec vykonává pohyb, který je spojen s posturální perturbací, jako je například chůze, mohou být anticipační posturální reakce modulovány v rámci činnosti celého těla tak, že samy APA destabilizují držení těla (Latash, 2008, p. 217).

### **2.1.2 KOREKTIVNÍ POSTURÁLNÍ REAKCE (CPA)**

Kompenzační posturální reakce (CPA) jsou spouštěny senzoricými signály zpětné vazby. Zpětná vazba je pokračující smyčka aktivizace a integrace smyslových informací, které jsou neustále obměňovány dle aktuální situace a dochází tak ke korekci držení těla (Papegaaij, 2014, p.1). V případě neočekávané perturbace jsou CPA jediným mechanismem, jakým může dojít k obnovení rovnováhy (Kanekar, 2014, p.2).

Vestibulární zpětná vazba se uplatňuje při aktivitách na pohybujiící se platformě, zatímco propioceptivní a vizuální systémy jsou zpětnovazebnými senzory během klidného stoje (Paoletti, 2012, p. 2098).

Automatické posturální reakce jsou časné odpovědi na narušení posturální stability. Latence automatických posturálních reakcí (70–180 ms) je delší než latence myotatických reflexů (40–50ms) a kratší než latence volných pohybů (180–250 ms) (Horak, 1997, pp. 520– 522). Zapojení mozkové kůry do posturálních reakcí je stále diskutováno. Obecně platí, že pravděpodobnost přítomnosti transkortikální smyčky se zvyšuje s prodlužující se dobou latence posturální reakce (Taube, 2006, p. 423). Zapojení mozkové kůry do posturální kontroly bude popsáno níže v samostatné podkapitole na s. 20.

Existuje několik linií obrany proti působení neočekávaných perturbací. První linií obrany tvoří periferní elasticita svalů, šlach a dalších tkání. Elastické síly vznikají jako reakce na pohyb v kloubu. Elastické vlastnosti svalu jsou závislé na aktivační úrovni centrálního nervového systému, který může modulovat úroveň periferní elasticity kokontrakcí svalů. Tento způsob kontroly je nazýván jako preflexy (Prochazka, 2000, p. 418).

Velmi důležitou složkou je svalový tonus, který je řízen z podkorové úrovně. Svalový tonus musí být dostatečně vysoký k překonání gravitace, ale dostatečně nízký, aby umožnil volný pohyb (Cheng, 2003, p. 3).

Druhou linií obrany je napínací reflex, který má fárickou a tonickou komponentu (Latash, 2008, p. 217). Dle jedné teorie, napínací reflex hraje roli zpětné vazby při udržování postury během stoje. Tato teorie navrhuje, že svaly hlezenních kloubů jsou aktivovány napínacím reflexem při vzniklé perturbaci, což má za následek reflexní zkrácení svalu s následným řízením předozadních odchylek (Shumway – Cook, 2007, p. 162). Nicméně periferní elasticita a napínací reflex nestačí pro zajištění rovnováhy v oblasti gravitace. Další obranné mechanismy, nastupující s delším časovým zpožděním, patří do skupiny předem naprogramovaných reakcí. Jsou silnější a flexibilnější než první dva mechanismy. Předem naprogramované reakce na perturbace jsou obvykle označovány jako kombinace vzorů svalové aktivace, specifické pro určitý druh perturbace (Latash, 2008, p.217).

## **2.2 SENZORICKÉ STRATEGIE**

Smysl pro rovnováhu je jeden z nejméně významných smyslů našeho vědomí. Lidé si uvědomují důležitost rovnováhy pouze tehdy, když je vážně ohrožena (Latash, 2008, p. 207). Lidský vzpřímený stoj je regulován složitým kontrolním systémem zahrnující několik smyslových systémů. Mezi nejdůležitější sensorické systémy zajišťující posturální kontrolu patří vizuální, vestibulární a propioceptivní systém (Cheng 2003, p. 2). Kromě toho bylo zjištěno, že i taktilní sensorické vstupy mohou zlepšovat stabilitu (Rogers, 2001, p. 516).

Senzorické informace jsou integrovány na mnoha úrovních centrálního nervového systému a srovnány s paměťovými prostorovými mapami a dříve naučenými reakcemi. Několik oblastí mozkové kůry se pak podílí na vzniku koordinované reakce (Konrad, 1999, p. 1455).

Vizuální systém poskytuje nejspolehlivější informace (Latash, 1997 in Cheng, 2003, p. 2). V případě, že jsou vizuální informace v konfliktu s informacemi jiných modalit, máme tendenci věřit tomu, co vidíme. Pohyb vizuálního pozadí v nás vytváří iluze o pohybu těla samotného pozorovatele. Příkladem je situace, kdy pozorovatel sedící ve vlaku, který stojí ve stanici, sleduje vlak z vedlejší koleje, který se rozjíždí. Osoba ve stojícím vlaku má pocit, že se právě jeho vlak začal pohybovat v opačném směru (Latash, 2008, p. 214). Tato iluze, vytvořená tokem informací jedné modalit je následně zmírněna, nebo dokonce eliminována



informacemi jiných systémů. Aby došlo k vytvoření skutečně silné iluze, musely by všechny tři systémy, podílející se na poloze těla a orientaci – vestibulární, vizuální systém a propiocepce – vytvářet stejnou iluzi (Latash, 2008, p. 214). Mnoho studií se zabývalo významem vizuálního systému na posturální kontrolu. Jednoduchý experiment ukázal, že vyloučením zraku dochází ke zvětšení posturálních výchylek o 22–56 %. Kromě toho zavřením očí dochází k většímu vychýlení COM v reakci na posturální odchylku (Cheng, 2003, p. 2). Vizuální systém poskytuje informace o pohybu hlavy a těla ve vztahu k okolí a jsou důležité pro automatické balanční odpovědi vzhledem ke změnám povrchu (Peterka, 2002, p. 1099).

Vestibulární systém, uložený ve vnitřním uchu, detekuje pohyb a změnu polohy v gravitačnímu poli, ale také ovlivňuje rovnováhu, emoce, svalový tonus a pohyby očí (Latash, 1997 in Cheng, 2003, p. 2). Carpenter et al. (2001, p. 98) uvádí, že vestibulární podněty mohou vyvolat posturální reflexy. Vestibulární systém má dynamickou i statickou funkci. Dynamická funkce umožňuje následovat rotaci hlavy a hraje důležitou roli v kontrole očních pohybů. Na druhé straně, statická funkce umožňuje vnímání absolutních výchylek hlavy a hraje důležitou roli v posturální kontrole (Latash, 1997 in Cheng, 2003, p. 2). Primární funkcí vestibulárního aparátu je stabilizace obrazu zorného pole. Na stabilizaci obrazu se podílí tyto čtyři systémy: vestibulookulární, optokinetický, sakadický a systém sledovacích pohybů (Vrabec, 2002, s. 56).

Schopnost orientovat části těla vzhledem ke gravitaci, opěrné ploše, vizuálnímu rámci a vnitřní pochodům těla, je rozhodující složkou posturální kontroly. Nepoškozený nervový systém neustále reaguje na změny těla v prostoru v závislosti na kontextu a úkolu. Jako příklad můžeme uvést vnímání vertikály. U zdravých jedinců můžeme detekovat vertikálu ve tmě v rozmezí 0,5°. Studie ukázaly, že vnímání vertikály, či vzpřímené pozice těla je výsledkem více neuronové reprezentace (Karnath, 2000, p. 13932).

Proprioceptivní systém získává vstupy z kloubů a svalů, které nám pomáhají lokalizovat naše tělo v prostoru (Latash, 1997 in Cheng, 2003, p. 2). Goldscheider byl jeden z prvních, který systematicky kvantifikoval povědomí o pozici tělních segmentů a orientaci, které bylo pojmenováno propiocepcí (Shumway – Cook, 2007, p. 160).

Vedle těchto tří hlavních sensorických systémů bylo zjištěno, že i taktilní systém může hrát roli v posturální kontrole. Nejdůležitějšími receptory této kategorie jsou kožní a hmatové receptory, které signalizují rozložení tlaku na opěrné ploše (Kavounoudias, 2001, p. 871).

### 2.2.1 MULTISENZORICKÁ INTEGRACE

V posledních letech je uznávaný model multisenzorické integrace. Jedná se o syntézu odlišných smyslových informací, jejichž výsledkem je přesnější vyhodnocení situace. Jedná se o všudypřítomný proces, který ovlivňuje vnímání okolního prostředí. Podílí se také na schopnosti rozhodování, abychom byli schopni splnit naše očekávání (Stein, 2014, p. 3).

Neurony v hlubokých vrstvách colliculus superior jsou primární místa multisenzorické konvergence, zatímco neurony v povrchových vrstvách jsou čistě vizuální. Primární funkcí colliculus superior je schopnost orientovat části těla vůči nejrůznějším vnějším podnětům (Stein, 2014, p. 5). Důležitým faktem, usnadňující senzomotorickou transdukcí je architektura colliculus superior. Každý ze tří hlavních senzoričeských systémů – vizuální, proprioceptivní a vestibulární – tvoří senzoričeskou mapu. Senzoričeské mapy se navzájem překrývají s mapou motorickou, která také obsahuje mnoho multisenzoričeských neuronů, díky nimž dochází k orientaci očí, uší, hlavy a končetin vzhledem k senzoričeským vjemům (Meredith, 1991, p. 361).

Vývoj multisenzorické integrace byl zkoumán u koček. Bylo zjištěno, že novorozené kotě nemá žádné funkční multisenzoričeské neurony. Těsně před porodem a pár dní po něm jsou aktivní pouze senzoričeské neurony, reagující na taktilní podněty, jejichž perceptive pole je umístěno převážně v oblasti úst a nosu. Při aplikaci lidokainu do periorální oblasti je kotěti znemožněno najít bradavku, Čichové vjemy mají v tomto kontextu omezenou hodnotu, pomáhají najít matku, ale nejsou primárně určeny k nazelení bradavky (Larson, 1984, p. 431). Další senzoričeské systémy u kočky jsou stále nedostatečně vyvinuté při narození. První multisenzoričeské neurony, zpracovávající informace z propriocepce a ucha, se objevují asi v 10 dnech věku. Latence z nezralých neuronů colliculus superior jsou mimořádně dlouhé (Stein, 1973, p. 682). Receptivní pole každé modalitě je zpočátku velmi velké, v průběhu zrání dochází ke zmenšení receptivního pole, zlepšuje se jejich prostorová reprezentace. V okamžiku, kdy receptivní pole neuronů dosahuje velikosti přibližně 150 % dospělého průměru, jeho multisenzoričeská schopnost se zvyšuje (Stein, 2014, p. 4). Počet multisenzoričeských neuronů se zvyšuje v průběhu dalších 2-3 měsíců, ale i přes to ještě nejsou zapojeny do okruhů, zpracovávajících aferentní informace. Zpracování informací z multisenzoričeských neuronů vyžaduje delší vývojové období.

Studie neuronů colliculus superior dospělé kočky přinesla 3 všeobecná pravidla pro multisenzoričeskou integraci. Řadíme sem časoprostorové charakteristiky. Cross – modální

informace, které jsou v těsné prostorové a časové souvislosti, zvyšují odezvu multisenzorických neuronů. Zatímco ty, které jsou prostorově či časově nesourodé, vyvolávají depresi odpovědí, či dokonce nemusí být vůbec integrovány (Meredith, 1983, p. 1254). Posledním pravidlem je tzv. inverzní účinnost. Velikost multisenzorické integrace je nepřímě úměrná účinnosti stimulů, které jsou integrovány (Stein, 2009, p. 42).

U dospělých jedinců colliculus superior přijímá vstupy aferentní cestou z mnoha subkortikálních a kortikálních oblastí. Příkladem subkortikální oblastí je sítnice a pretectum (vizuální systém), colliculus inferior (sluchový systém), jádro trojklaného nervu (somatosenzorický systém) (Meredith, 1991, p. 361). Kortikální vstupy poskytují „klíč“ ke zrání integrující schopnosti neuronů colliculus superior, především se jedná o asociační kůru (Alvarado, 2009, p. 6586).

Asociační oblasti jsou součástí korového pláště šedé kůry mozkové. U lidského mozku jsou popisovány 3 hlavní asociační oblasti. První asociační oblast se nachází ve frontálním laloku vpředu před motorickou kůrou, dále pak v oblasti parieto-temporo-okcipitální mezi somestetickou a zrakovou kůrou. Poslední asociační oblast se nachází v temporálním laloku, rozprostírající se od dolní části temporálního laloku až k limbickému systému (Ganong, 2005, s. 279).

Cross – modální zkušenosti a vlivy z asociační kůry ovlivňují vývoj multisenzorické integrace. Cross – modální zkušenosti jsou ve skutečnosti schopné měnit funkční charakter corticocolliculárních vstupů s cílem usnadnit dozrávání multisenzorické integrace (Meredith, 1991, p. 361).

Empirické výsledky ukazují, že vývoj multisenzorické integrace colliculus superior je synchronizován se zráním corticocolliculárních aferentních vstupů z unisenzorické oblasti asociační kůry (Stein, 2014, p. 14). Význam asociační kůry v průběhu vývoje multisenzorické integrace byl zkoumán ve studii Rowland (2014, pp. 7198–7202). Během tohoto experimentu implantovali polymerové infuze s inhibičním činidlem do mozkové kůry kočky. V důsledku implantace došlo k deaktivaci kůry během časného vývoje kočky. I rok po tomto experimentu tato zvířata nebyla schopna používat vizuální a sluchové podněty synergisticky. Kromě toho bylo zjištěno, jsou-li kortikálním neuronům nepřístupné cross-modální podněty, schopnost multisenzorické integrace colliculus superior se nevyvíjí.

Léze v oblasti temporo-parietálního spojení (oblast multimodální senzorické integrace) má za následek poruchu rovnováhy na nestabilní opěrné bázi (Perennou, 2000, pp. 359–362).

## **2.3 VLIV NERVOVÉHO SYSTÉMU NA POSTURÁLNÍ KONTROLU**

Mnoho oblastí centrálního nervového systému je spojeno s ovlivněním posturální rovnováhy. Řadíme sem zadní parietální oblast, primární a sekundární motorickou kůru, mozeček, bazální ganglia, motorická jádra mozkového kmene, míšní motorické dráhy a obvody (Cheng, 2003, p. 3). Nejdůležitějším úkolem nervové soustavy je přijímání a interpretování všech sensorických signálů přicházejících z celého těla a zadávání příkazů posturálním svalům k udržování stability. Tuhle funkci lze vysvětlit tak, že sensorický systém detekuje odchylku těla z referenční polohy, jednotlivé odchylky jsou sečteny a výsledkem této integrace je korektivní torzní moment (Peterka, 2002, p.1099).

Mozeček se podílí na přizpůsobení velikosti odezvy a koordinaci posturálních reakcí založených na zkušenostech, stejně jako se podílí na adaptaci a koordinaci celého pohybu (Thach, 2004, pp. 355–359). Mozeček zajišťuje, že velikost posturální reakce je adekvátní, a to nejen vzhledem k aktuální charakteristice odchylky, ale také na základě charakteristiky blížící se perturbace (Horak, 2015, p. 512).

Již dlouhou dobu se ví, že bazální ganglia jsou zapojeny do motorické kontroly. V posledních letech je stále více uznávaný fakt, že hrají také roli v sensorickém zpracování, kognici a chování (Bloem, 2001, p. 111).

### **2.3.1 VLIV MOZKOVÉ KŮRY NA UDRŽENÍ ROVNOVÁHY**

Na začátku 20. století se předpokládalo, že posturální regulace je do značné míry řízena jen z podkorových oblastí. Již Sherrington v roce 1910 pronesl, že myšlenka nervové regulace automatických polohových reakcí vzniká v mozkovém kmeni (Sherrington, 1910, p. 52). Důvodem tohoto tvrzení byla studie, ve které zvířata transekované v oblasti středního mozku měla zachované reflexy, které jsou vázány na držení těla (Magnus, 1926, p. 544; Sherrington, 1910, p. 52). Magnus (1926, p. 549) také napsal, že systém podílející se na rovnováze je uspořádán subkortikálně v mozkovém kmeni a nelze jej úmyslně ovlivnit. Nicméně se hromadí důkazy, že mozková kůra hraje důležitou roli v udržování rovnováhy, včetně kompenzačních reakcí na neočekávanou posturální situaci.

Pro udržení posturální rovnováhy v každodenním životě je nezbytné reagovat na vnější odchylky, například zakopnutí o překážku, uklouznutí na mokřem, nebo zledovatělém povrchu.

Otázkou je, jakou rychlostí nastoupí automatické posturální reakce, které závisí na rozsahu zapojení mozkové kůry (Jacobs, 2007, p.1339).

Mozková kůra ovlivňuje posturální reakce pomocí dvou hlavních smyček – přes mozeček a bazální ganglia. Studie naznačují, že mozečko – kortikální smyčka je zodpovědná za přizpůsobení posturálních reakcí na základě předchozích zkušeností. Zatímco smyčka vedoucí přes bazální ganglia odpovídá za předběžný výběr a optimalizaci posturální odpovědi na základě aktuálního kontextu (Jacobs, 2007, p .1342).

Mimo jiné byly zjištěny změny kortikální excitability před očekávanými posturálními odchylkami. Očekávané rozrušení vykazuje rostoucí záporný potenciál sensorimotorické a doplňkové motorické kůry (Saitou, 1996, p. 451).

Důkazem zapojení mozkové kůry do posturálních reakcí je také fakt, že jsou modifikovány kognitivně – motorickými procesy, které jsou zprostředkovány mozkovou kůrou. Příkladem jsou změny kognitivní zátěže a pozornosti během provádění souběžných úkolů, schopnost výběru konkrétní strategie, dále modifikace posturální odpovědi závislé na předchozích zkušenostech, či změny počátečních podmínek (Jacobs, 2007, p. 1340). Kromě toho také pozornost, mentální úroveň a paměť jsou kontrolovány mozkovou kůrou (Naghavi, 2005, pp. 391–396).

### 3 SLACKLINE

S pojmem slackline se setkáváme v odborné literatuře jen zřídka. Tento mladý sport, pro některé i životní styl, jehož základem je rovnováha, se stává stále populárnějším jak u dětí, tak u dospělých. Pro jednoduchost bývá slackline vysvětlován jako moderní provazochodectví (Kváš, 2013, s. 4). Nicméně rozdíl chůze po laně neboli tightrope, oproti slackline spočívá v dynamické povaze slackline, kdy lajna není pevně napnutá (Schärli, 2013, pp. 3–4).

Slackline lze definovat jako balancování na úzkém popruhu mezi dvěma kotvicími body (Donath, 2015, p. 1; Balcom, 2005, p. 8). Slackline řadíme mezi kompozitní řetězce, které umožňují vysokou míru variability pohybu jen s malou nefixovanou opěrnou bází, která produkuje rychlé trojrozměrné perturbace těla (Pfusterschmied, 2013, p. 51; Gabel, 2013, p. 17). Právě vysoce pohyblivá opěrná báze je považována za zásadní rozdíl mezi slackline a klasickým balančním tréninkem (Taube, 2008, p. 355). Obtížnost může být snížena, či zvýšena změnou délky a výšky popruhu, ale také napětím, nebo změnou podmínek pohybových či sensorických strategií (Granacher, 2010, p. 718).

Mechanický model balancování na slackline můžeme popsat jako model obráceného kyvadla na vozíku, který se pohybuje po kruhové dráze (Paoletti, 2012, p. 2106).

Pro většinu začátečníků je optimální délka lajny 2–4 m, napnutá ve výšce 20–40 cm nad zemí. Krátká délka podporuje především jejich motivaci, protože si umí představit, že tuto lajnu přejdou. Jen málo začátečníků preferuje na začátku delší lajny (Kuchařová, 2015, s. 6). Obecně platí, že začátky na slackline nejsou jednoduché, první pokusy vedou k nekontrolovanému bočnímu zhrounutí stojné dolní končetiny. Neuromuskulární mechanismus vzniku kloubních oscilací je připisován šlacho – okosticovému reflexu, který vzniká jako reakce na rychlé protažení svalů. Tréninkem může dojít k redukci těchto oscilací. Důležitou roli ve snížení reflexní odpovědi hraje presynaptická inhibice pomocí supraspinálních center, která vede k utlumení alfa – motoneuronů. Reakce na obtížnou balanční situace je přesouvána z reflexní aktivity do podvědomé automatické kontroly podkorových center centrální nervové soustavy (Keller, 2012, p. 471).

Perturbace způsobené rychle se pohybující opěrnou bází vytváří silný impuls, pro který musí neuromuskulární systém vybrat vhodnou strategii s cílem zůstat na slackline (Serrien, 2016, p. 2). Zpočátku se doporučuje, aby si začátečník osmělil chůzi po lajně podáním ruky další osoby. Učí se především správnému držení těla, schopnosti fixace zraku, správné polohy

chodidel a uvolnění dolních končetin (Kuchařová, 2014, s. 6). Ruka poskytuje další taktilní informace pro kompenzaci toho, co ztratil během stoje na úzkém popruhu (Ashburn, 2013, p. 26)

Základním předpokladem chůze po slackline je stabilní stoj na jedné dolní končetině (Strejcová, 2012, s. 94; Kodoma, 2016, p.796), který umožňuje jen malé množství tělesných odchylek od vzpřímeného stoje vzhledem k malé opěrné bázi (Schärli, 2013, p. 3; Strejcová, 2012, s. 94; Kodoma, 2016, p. 796). Klidný stoj je charakterizován reakční silou směřující kolmo vzhůru, zatímco jakékoliv narušení vede k rotaci reakční síly od svislice (Schärli, 2013, p. 2). Nicméně Kuchařová (2014, s. 7) uvádí, že nacvičování nástupu na lajnu či stání na lajně je častá začátečnická metodická chyba. Důvodem je, že většina lidí přichází s cílem chodit po lajně. Zvládnutí této dovednosti je dosti náročné, vyžadující množství motivace a trpělivosti, proto je zbytečné jej plýtvat na nástupy.

Kodoma et al. (2016. p.795) navrhl spolu se zkušenými instruktory hypotézy k vybalancování stoje na jedné dolní končetině na lajně. Předpokládali, že v horizontálním směru hrají hlavní roli horní končetiny umístěné vysoko, sloužící ke koordinaci a regulování COM nad lajnou. Lze předpokládat, že touto strategií lze kompenzovat medio-laterální výkyvy lajny. Jinými slovy, pokud se poloha COM posune doprava, obě horní končetiny se pohybují doleva, aby došlo k dorovnání rovnováhy. Vyrovnávací vztah se realizuje jako funkční jednotka – synergie (Latash, 2008 in Kodoma, 2016, p. 796). U zkušených slacklinerů můžeme pozorovat také bimanuální koordinaci, která přispívá k celotělové dynamické rovnováze. Bimanuální koordinace má důležitou roli k vyvážení aktivity na lajně, neboť pokud se pohybuje jedna a druhá horní končetina nezávisle, poloha obou končetin nemůže kompenzovat pozici COM (Kodoma, 2016, p.796). Pružně flektovaný kolenní kloub slouží k vyrovnání výkyvů lajny ve vertikálním směru. Také by se měla udržovat rovná záda, aby COG bylo promítnuto nad plošku nohy stojící na slackline (Kodoma, 2016, p. 796).

Pro první fázi je důležitá maximální stabilizace hlezenního a kolenního kloubu. Hlezenní kloub je stabilizován pomocí m. tibialis anterior a m. soleus. Tyto svaly jsou považovány za nejdůležitější pro stoj i chůzi po slackline (Santos, 2016, p. 662). Až když máme dobře stabilizovaný hlezenní kloub, může dojít k přenosu váhy na lajně z jedné nohy na druhou díky aktivaci m. rectus femoris. M. vastus lateralis et medialis stabilizují během této fáze kolenní kloub. Kdyby tomu tak nebylo, došlo by k nekontrolovanému okamžitému rozkmitání lajny i nohy v bočním směru (Vala, 2014, s. 1). Při chůzi po slackline nejde lajnu stoprocentně

zklidnit. Při sledování zkušených slacklinerů si můžeme všimnout, že jejich trup a hlava jsou v jedné ose, nicméně pokud se zaměříme na jejich nohy, tak zjistíme, že lajna je velmi neklidná (Kuchařová, 2014, s. 7).

Zpočátku je důležité osvojit si základní návyky chůze po lajně. Kuchařová (2014, s. 6–7) sem řadí vizuální fixaci, správné držení těla, správnou polohu chodidel, uvolnění dolních končetin, koncentraci, pravidelný dech a zapojení horních končetin během balančních strategií.

Slackline je příkladem neuromechanického úkolu, do něhož je zapojeno celé tělo, které reaguje na dynamiku vnějšího prostředí. Ashburn (2013, p. 26) ve své knize popisuje schopnost balancování na lajně jako rozvoj schopnosti vyvažování s použitím méně smyslových dat. Neuromechanická dynamika těla je spojována s vnější dynamikou popruhu, který se sám o sobě pohybuje v závislosti na tělesných výkyvech (Paoletti, 2012, p. 2099). Informace o aktuálních odchylkách ze vzpřímené pozice zahrnují informace z propioceptivního, vizuálního a vestibulárního systému (Peterka, 2002, p. 1097).

Vizuální fixace je podmínkou chůze po lajně. Zaměření se na konkrétní bod pomáhá balančnímu systému kompenzovat „slepé nohy“ (Ashburn, 2013, p. 33). Paulus et al. (1989, pp. 243–249) ve své studii zjistili, že fixací zraku dochází ke zmenšení titubací během klidného stoje. Dalším důležitým faktorem je, jak daleko se fixovaný bod nachází. Čím blíže se nachází, tím větší vliv k ovlivnění posturální stability má. Hüfner et al. (2011, pp. 855–865) zjistil zvýšenou aktivitu ve zrakové korové oblasti a korelaci mezi aktivací vizuální oblasti mozku a počtem odtrénovaných let. Tento zjištěný fakt je vysvětlován fixací zraku na pevný bod, který hraje často významnou roli k udržení rovnováhy. Tímto fixním bodem může být konec lajny, strom, či jiný pevný bod (Ashburn, 2013, p. 34). Slackliner by se neměl dívat na své nohy, nebo lajnu přímo pod sebou. Lajna je neustále v pohybu a neplní tak funkci vizuální fixace. Dochází tím k destabilizaci držení hlavy, které může vést ke zhoršené funkci vizuálního a vestibulárního aparátu, a tím ke zhoršení posturální kontroly (Schärli, 2013, p. 2). Nezbytnou složkou k udržení rovnováhy je horizontální linie vizuálního rámce, která říká našemu mozku, v jaké pozici se nacházíme a jak vyvážit danou situaci (Ashburn, 2013, p. 27). Důležitým aspektem je také aktuální prostorová orientace těla, která je nezbytná pro korekci mechanicky nestabilního vzpřímeného stoje. Přesné informace o absolutní orientaci mohou být získány vizuálním systémem se zpožděním 100–200 ms (Paoletti, 2012, p. 2099).

Jisté rozdíly v pokládání nohou na lajnu můžeme pozorovat mezi slacklinery, ale vždy by měla podélná osa chodidla kopírovat osu lajny (Kuchařová, 2014, s. 7).



Proprioceptory identifikují relativní pozici a orientaci mezi dvěma klouby, nicméně během vyvažování na lajně tyto informace nejsou přesné z důvodu neustálého pohybu lajny. Kvalita proprioceptivních informací je degradována a tím přebírá vestibulární systém důležitou roli (Mahboobin, 2008, p. 622; Peterka, 2004, pp. 410–423). Vestibulární systém umístěný ve vnitřním uchu dokáže podat přesné a rychlé informace o změnách rotačních a translačních rychlostí (Paoletti, 2012, p. 2100).

### 3.1 TANDEMOVÝ STOJ

Lidské vzpřímené držení těla je méně stabilní v průběhu tandemového stoje. Tandemový stoj je popsán jako stoj, kdy se dotýká palec jedné nohy paty druhé dolní končetiny. Opěrná báze v tandemovém stoji je rozšířena v antero – posteriorním směru, následkem je zvýšená antero – posteriorní stabilita (Honegger, 2012, p. 286).

Nedávné studie ukázaly, že k obnovení stability v medio – laterálním směru jsou používány alternativní strategie. Hlavní pohybovou strategií během tandemového stoje v antero – posteriorním směru je kyčelní strategie (Winter, 1996, p. 2334). Pro vyrovnání v medio – laterálním směru je primární boční pohyb pánve, který vyžaduje addukci jedné dolní končetiny, zatímco abdukci druhé dolní končetiny (Shumway – Cook, 2007, p. 176). Se zmenšující se šířkou opěrné báze dochází k zapojení svalů v oblasti hlezenních kloubů. Během tandemového stoje hrají tyto svaly významnou roli k udržení vzpřímeného stoje. Zvýšená aktivita svalů v oblasti kotníků je sledována od vzdálenosti menší než 8 cm (Honegger, 2012, p. 287).

Posturální řízení během vzpřímeného stoje je kontrolováno shora dolů. Pohyb hlavou je fixován v prostoru. Zatímco kombinace pohybových a sensorických strategií jsou použity ke kontrole vychylek těla (Honegger, 2012, p. 287). Při balanční strategii dochází nejprve k pohybu hlavou, následuje korektivní pohyb v kyčelních kloubech s latencí 20 ms. Poslední se do balanční strategie zapojuje hlezenní mechanismus s latencí 40 ms. Pohyby hlavou se dějí v opačném směru, než je pohyb v kyčelních a hlezenních kloubech (Shumway – Cook, 2007, p. 176).

Carpenter (2001, p. 99) ukázal ve své studii, že pravděpodobně jsou posturální odchylky využity centrálním nervovým systémem jako průzkumné mechanismy, které zajišťují optimální dynamické rozsahy pro různé sensorické systémy. Honegger (2012, p. 287) shledal podstatný

rozdíl u provazochodců v tom, že změnou rychlostí trupových perturbací dochází k prozkoumání limitů opěrné báze. Dalším rozdílem je snížení relativních pohybů hlavy a pánve vůči trupu.

### 3.2 SUMARIZACE VÝSLEDKŮ VEDĚCKÝCH STUDIÍ ZABÝVAJÍCÍCH SE SLACKLINE

Celkem bylo vyhledáno 19 studií, z toho 18 bylo k dispozici v plném znění, pouze jedna studie byla využita z abstraktu. Studie byly porovnávány dle těchto kritérií: počet zúčastněných probandů, jaký typ slackline byl využit pro výzkum, frekvence terapie, hodnocení terapie a následné výsledky samotné terapie. Níže je uvedena zkrácená verze přehledové tabulky, plné znění naleznete v příloze 6 na s. 86.

Tab. 1 Zkrácená verze tabulky – sumarizace výsledků vědeckých studií zabývajících se slackline

studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	SLACKLINE	
		délka terapie	výsledky terapie
Donath (2013)	34/21/13 děti	10 min/denně 5x v týdnu  6 týdnů	<input checked="" type="checkbox"/> ↓ svalové aktivity m. soleus, m.gastrocnemius, m. TA <input checked="" type="checkbox"/> ↓ postural sway během stoje na nedominantní DK <input checked="" type="checkbox"/> nepřenositelnost na ADL
Donath (2015)	32/16/15 dospělí	30 min/3x týdně  6 týdnů	<input checked="" type="checkbox"/> ↓ svalové aktivity během stoje na 1 DK, <input checked="" type="checkbox"/> schopnost přemístit rychle COM <input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během všech aktivit SBT
Donath (2016)	32/16/16 senioři	30 min/3x týdně  6 týdnů	<input checked="" type="checkbox"/> specifické dynamické ronováhy <input checked="" type="checkbox"/> adaptace svalové aktivity <input checked="" type="checkbox"/> ↓ svalové aktivity trupového svalstva
Dordevic (2017)	50/25/25 dospělí	60 min/3x týdně  4 týdny	<input checked="" type="checkbox"/> funkce vestibulárního systému <input checked="" type="checkbox"/> stability se zavřenými očima <input checked="" type="checkbox"/> prostorové orientace

Tab.1 Pokračování– sumarizace výsledků vědeckých studií zabývajících se slackline

studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	SLACKLINE	
		délka terapie	výsledky terapie
Gabel (2013)	49/49/0 dospělí	jednorázové měření	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ aktivace m. QF oproti dalším cvičení  <input checked="" type="checkbox"/> ↑ aktivace m. QF se sníženým vnímání úsilí
Gabel (2016)	1 CMP s lézí a. cerebri anterior levé hemisféry	podlužování doby tréninku z 3 min na 10 min  2x týdně  více jak 6 týdnů	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ svalové síly m. QF, lýtkové, gluteálního a břišního svalstva  <input checked="" type="checkbox"/> schopnost motorického učení  <input checked="" type="checkbox"/> ↓ H-reflex
Galkin (2016)	11/6/5 dospělí	40 min/2x týdně  7 týdnů	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ svalové síly břišního svalstva stejný efekt jako pilates
Granacher (2010)	27/13/14 dospělí	3x týdně  4 týdny	<input checked="" type="checkbox"/> krátkodobý efekt ovlivnění plantárních flexorů  <input checked="" type="checkbox"/> statická/dynamická rovnováha
Honegger (2012)	19/7/12 dospělí	jednorázové měření	podobná strategie jak při stoji na pěnovém povrchu se zavř. očima  <input checked="" type="checkbox"/> ↑ využití vestibuláru při ↑ perturbací slackline  <input checked="" type="checkbox"/> využití propriocepce souvící se ↑ trupové COM
Huber (2010)	4/4/0 dospělí	jednorázové měření	→ neúspěšný pokus= postural sway nad 100 mm od kontaktního bodu
Keller (2012)	24/12/12 dospělí	90 min/2–3x týdně  4 týdny	<input checked="" type="checkbox"/> ↓ H – reflexu  <input checked="" type="checkbox"/> mediolaterálních výchylek s přenositelností na ADL

Tab.1 Pokračování – sumarizace výsledků vědeckých studií zabývajících se slackline

studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	SLACKLINE	
		délka terapie	výsledky terapie
Kodoma (2016)	2/1/1 dospělí	jednorázové měření	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na 1 DK <input checked="" type="checkbox"/> bimanuální koordinace
Magon (2016) **	28/14/14 dospělí	6 týdnů	<input checked="" type="checkbox"/> rozdíly mezi morfolo- gickým a funkčním propojení v mozku <input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na LDK a tandemovém stoji <input checked="" type="checkbox"/> rovnováhy → ↑ zapojení striata
Pfusterschmied (2013)	24/12/12 dospělí	10x  4 týdny	<input checked="" type="checkbox"/> posturální kontroly při stoje na 1 DK <input checked="" type="checkbox"/> řízení KOK a KYK <input checked="" type="checkbox"/> stabilního stoje <input checked="" type="checkbox"/> rovnováhy na ADL <input checked="" type="checkbox"/> mediolaterálních výchylek během stoje na 1 DK
Santos (2016)	25/13/12 dospělí	90 min  4x/6 týdnů	<input checked="" type="checkbox"/> stoje na nedominantní DK <input checked="" type="checkbox"/> stability kotníků  <input checked="" type="checkbox"/> výšky vertikálního skoku
Serrien (2016)	13/13/0 dospělí	30 min  9x/6 týdnů	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na 1 DK <input checked="" type="checkbox"/> strategie= ↑ ROM, ↓ rychlosti a frekvence změny stupňů volnosti
Schärli (2013)	31/20/10 děti/dospělí	45 min/3x	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na 1 DK- více dospělí <input checked="" type="checkbox"/> pohyby očí a stabilizace hlavy ovlivňuje PS
Strejcová (2013)	18/9/9 dospělí	jednorázové měření	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ síla hlezna pro plantární flexi při úhlové rychlosti 30°/s <input checked="" type="checkbox"/> posturální stability

Tab.1 Pokračování – sumarizace výsledků vědeckých studií zabývajících se slackline

studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	SLACKLINE	
		délka terapie	výsledky terapie
Thomas (2016)	24/12/12 senioři	70 min/ 12x	<input checked="" type="checkbox"/> mediolaterálních výchylek s přenositelností na posturomed  <input checked="" type="checkbox"/> rovnováhy s přenositelností na ADL  <input checked="" type="checkbox"/> ↑ mobility  <input checked="" type="checkbox"/> ↓ rizika pádu <input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na 1 DK

Legenda: počet probandů – C/EX/KS – celkový počet probandů/ počet probandů experimentální skupiny/počet probandů v kontrolní skupině

\*\* studie použité z abstraktu

zlepšení

žádný efekt na...

↑ zvýšení

→ z toho vyplývá

↓ snížení

Význam zkratk použitých v přehledové tabulce je vysvětlen viz Seznam zkratk na s. 77.

### **3.3 CHARAKTERISTIKA SLACKLINE – STYLY**

Jednotlivé slackline styly jsou stejně variabilní jako osobnosti samotných slacklinerů (Ashburn, 2013, p. 122).

#### **3.3.1 LOWLINE**

Lowline je základní druh slackline, ze kterého se postupem času vyvíjeli ostatní druhy. Jedná se o slackline umístěnou v malé výšce nad zemí. Pro lowline je dnes nejčastěji používán popruh šíře 25 mm v délce do 30 m (Kváš, 2013, s. 6).

#### **3.3.2 TRICKLINE**

Trickline patří mezi nejdynamičtější se vyvíjející druh slackline. V současné době je jedinou soutěžní disciplínou na světové úrovni. Nejčastějším popruhem pro trickline je 50 mm široký polyesterový popruh s vysokými dynamickými vlastnostmi (Kváš, 2013, s. 6). Standartní trickline je nízká a krátká, na které je možno provádět triky. Během soutěžních disciplín bývá lajna delší a umístěna do výšky, nicméně se jedná o ovlivnění psychické složky, jako je strach a ztížení podmínek nástupu na slackline (Ashburn, 2013, p. 17).

#### **3.3.3 LONGLINE**

Pro longline je využíván polyesterový popruh o délce přesahující 30 m. Může být využit také pevnostní materiál, jako je Dyneema, Vectran a další vlákna (Kváš, 2013, s. 6). První oficiální longline světový rekord vytvořil extrémní horolezec a fotograf Heinz Zak, který překonal více jak 100 m v roce 2005. V současné době držitelem světového rekordu je Danny Menšík, český slacklinista, a Nathan Paulin. Společně překonali lajnu o délce 1020 m, natáhnoutou ve výšce 600 m nad řekou mezi horami (Kváš, 2013, s. 6; [www.redbull.com](http://www.redbull.com)).

#### **3.3.4 HIGHLINE**

Highline, královská disciplína slackline, je charakterizována natažením lan ve výšce alespoň 10 m ve svém nejvyšším bodě. Obtížným faktorem zvládnutí highline bývá strach z výšek, orientace těla a vnímání prostoru. Během highline nenachází slackliner blízký optický bod, který slouží nejen ke stabilizaci hlavy, ale i pohybů očí (Kváš, 2013, s. 7).

## 3.4 SLACKLINE VYBAVENÍ

### 3.4.1 POPRUH

Každý slackliner má oblíbený typ popruhu, a proto nelze říci, který popruh lze využít pro konkrétní aplikaci (Ashburn, 2013, p. 122).

Nezákladnější způsob, díky kterému se můžeme zorientovat v oblasti popruhů, je materiál, z kterého je lajna vyrobena. Nejčastěji používané materiály jsou nylon, polyester a vectran.

Nylonové vlákno má výrazné elastické vlastnosti, a tím se stává nejdynamičtějším typem slackline. Tento materiál lze natáhnout o 15 procent své původní délky. Tubulární nylonový slackline byla původně určena pro zvýšení bezpečnosti highline, vytvořením druhé vrstvy lajny pro případ, kdyby vnější popruh praskl. Nylonový popruh plochého tvaru může být využit například k trickline (Ashburn, 2013, p. 124).

Polyesterový popruh bývá plochého tvaru a kritickým rozdílem pro slacklinery je ve snížení elasticity. Polyesterový popruh lze natáhnout pouze o 3,5 až 5 procent své původní délky (Ashburn, 2013, p. 125).

Vectran je nejčastěji používaný materiál pro výrobu popruhu pro longline. Jeho nízká hmotnost, nízká protažitelnost s velmi vysokou pevností umožnila překonávání velmi dlouhých tratí v oblasti longline. Velkou nevýhodou však tvoří cenová nákladnost při koupi tohoto popruhu (Ashburn, 2013, p. 126).

Dalším faktorem je šířka popruhu. Nejoblíbenější a nejrozšířenější šířka popruhu, která se používá, je 25 mm. Je obecně považována za nejlepší šířku lajny pro highline a longline. Nicméně každá šířka dává popruhu jedinečné vlastnosti. Popruh o šířce 50 mm bývá používán při trickline, ale také jako začátečnická lajna. Názory na využití této šířky lajny jako začátečnické slackline se liší. Zástupci firmy Gibbon shledávají výhodu především v tom, že může být vybavena jednoduchou západkou (Ashburn, 2013, p. 123).

Napětí popruhu stojí za zcela odlišnými a úžasnými vlastnostmi. Po napnuté lajně je jednodušší chodit, ale je to možné také po lajně bez napětí, nazývajících se rodeoline. Se vzrůstajícím napětím se otevírají možnosti pro skoky a provádění triků neboli trickline (Ashburn, 2013, p. 60).



Faktorem, který vstupuje do hry při výběru slackline je také hmotnost popruhu. Těžší popruh je obecně těžší přejít, protože vytváří větší impulz během houpání lajny ze strany na stranu, takže je náročnější pro kontrolu (Ashburn, 2013, p. 124).

### **3.4.2 SLACK RACK 300 GIBBON**

Slack Rack 300 od firmy Gibbon je jedinečným řešením, jak napnout slackline v místech, kde není za co popruh ukotvit. Konstrukce se skládá ze tří metrových dílů. Složená konstrukce měří 2-3 m. Díky ráčně, umístěné na jedné straně konstrukce, lze také jednoduše napnout slackline o šířce 5 cm (Gibbon, <https://www.gibbon-slacklines.com/en/>).

## 4 SVALOVÉ ŘETĚZCE

Svalové řetězce můžeme definovat jako skupinu svalů, které se upínají na dvou vzdálených pevných místech, mezi nimiž je včleněn pohybový kostní segment, jehož poloha je vyvažována tahem svalů. Mezi svaly, které jsou součástí řetězce, nebo mezi řetězci existuje fyzikální i funkční vazba. Funkce svalového řetězce je programově řízena z centrální nervové soustavy. Avšak zřetězené svaly nemusí pracovat synchronně. Centrální nervová soustava umožňuje sekvenční zapojování jednotlivých článků řetězce dle předem programovaného načasování (Véle, 2006, s. 314).

Menší svalové smyčky mají za úkol udržovat segment ve výchozí poloze, nebo jím pohybovat různými směry. Zatímco rozsáhlejší svalové skupiny se podílejí na komplexnějších pohybech a na stabilizaci celého těla (Čápová, 2008, s. 19).

Dle Myerse (2013, p. 20) jsou za velké množství poruch pohybového aparátu odpovědné fascie a svalové řetězce. Tato teorie vychází z předpokladu, že jednotlivé segmenty nepracují samostatně, ale jsou vzájemně propojeny ve smyčkách a řetězcích, které probíhají celým tělem.

Svalově – fasciový pohled Myerse (2013, p. 91) nám umožňuje nahlédnout do funkčního propojení svalových smyček. Pro obraznost uvádíme pouze spirální a funkční linii.

Spirální linie obtáčí tělo jako dvoušroubovice a probíhá následovně:

okciput – m. splenius capitis et cervicis – mm. rhomboidei – m. serratus anterior – m. obliquus externus abdominis – abdominální aponeuróza – linea alba – m. obliquus internus abdominis – m. tensor fasciae latae – tractus iliotibialis – m. tibialis anterior – m. peroneus longus – m. biceps femoris – sakrotuberální ligamentum – sakrolumbální fascie – mm. erectores spinae.

Funkční svalová smyčka bývá vzácně zapojena během klidného stoje, v případě, kdy pracují ostatní smyčky. K aktivaci této svalové smyčky dochází během aktivit, které jsou náročnější pro koordinaci. Myers (2013, p. 101) popisuje přední a zadní funkční smyčku.

Zadní funkční smyčka probíhá následovně:

proximální část humeru – m. latissimus dorsi – lumbosakrální fascie – sakrální fascie – m. gluteus maximus – m. vastus lateralis – lig. patellae.

Přední funkční smyčka probíhá:

proximální část humeru – m. pectoralis major – laterální část linea alba m. rectus abdominis –  
m. adductor longus – linea asparae femoris.

## 5 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

Povrchová elektromyografie je přístroj sloužící ke snímání a analýze elektrických potenciálů, které reflektují svalovou aktivitu kosterních svalů během aktivity. Bioelektrické potenciály jsou snímány z většího množství aktivních motorických jednotek, které se nacházejí v blízkosti elektrody, umístěných nad testovaným svalem. Množství aktivních motorických jednotek je přímo úměrné zvyšujícím se nárokům na kontrakci (Krobot, 2011, s. 11–20). Akční potenciály ze všech aktivních motorických jednotek jsou superponované a výsledkem je interferenční vzorec (De Luca, 1997, pp. 136–163).

Svalová aktivita kosterních svalů je nejčastěji snímána bipolárně, to znamená, že elektrody snímající elektrický potenciál jsou uloženy paralelně s průběhem svalových vláken. Podstatou bipolárního snímání je, že obě elektrody snímají v daném okamžiku různé elektrické potenciály vzhledem k referenční elektrodě. Referenční elektrodu je vhodné umístit v místě o minimální svalové aktivitě, nejlépe na elektricky neaktivních částech těla. Výsledkem je bipolární signál. Jedná se o rozdíl snímáný oběma elektrodami v jednom okamžiku, který je poté zesílen v diferenciálním zesilovači (Krobot, 2011, s. 11–19).

Poloha elektrod je klíčová pro maximalizaci kvality snímaného signálu. Doporučené umístění senzorů je v místě předpokládaného středu svalového bříška. Střed svalového bříška zaručuje snímání svalové aktivity o nejvyšší amplitudě. Amplituda potenciálu roste s rostoucím poloměrem svalového vlákna (Krobot, 2011, s. 19–22). Vzdálenost elektrod by měla být co nejmenší, aby se zamezilo snímání aktivity okolních svalů. Doporučovaná preferenční vzdálenost mezi dvěma elektrodami je 200 mm.

Před samotnou aplikací elektrod je nutné řádné očištění kůže, aby se snížila impedance a zlepšil se kontakt mezi elektrodami a kůží. Očištění kůže můžeme provést alkoholovým přípravkem, či abrazivní pastou (Krobot, 2011, s. 22–23)

Snímání svalové aktivity během dynamických činností je ovlivněno polohou elektrod umístěných na kůži vůči svalů, čímž dochází ke změně charakteru snímaného signálu v průběhu aktivity (De Luca, 1997, pp. 136–163).

## 6 CÍLE A HYPOTÉZY

### 6.1 CÍL PRÁCE

Cílem této práce je objektivizovat zapojení svalů během balančních strategií na slackline. Balanční strategie mohou vést k pochopení posturální stabilizace během této aktivity. Dílčím cílem je také sumarizace vědeckých studií k argumentaci využití slackline během rehabilitace.

### 6.2 VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

Vědecká otázka č.1

***Jaký je rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů mezi dvěma pozicemi horních končetin při stožení na jedné dolní končetině na slackline?***

H<sub>0</sub>1: Svalová aktivita jednotlivých svalů se nemění dle pozice horních končetin (horní končetiny volně v ABD nad 90°, ruce opřeny o ventrální část stehen) při stožení na jedné dolní končetině.

- a) stoj na pravé dolní končetině
- b) stoj na levé dolní končetině

H<sub>A</sub>1: Svalová aktivita jednotlivých svalů se mění dle pozice horních končetin (horní končetiny volně v ABD nad 90°, ruce opřeny o ventrální část stehen) při stožení na jedné dolní končetině.

- a) stoj na pravé dolní končetině
- b) stoj na levé dolní končetině

Vědecká otázka č. 2

***Jaký je rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů mezi třemi pozicemi horních končetin při chůzi na slackline?***

H<sub>0</sub>2: Svalová aktivita jednotlivých svalů se nemění dle pozice horních končetin (horní končetiny volně v abdukci nad 90°, horní končetiny jsou položeny na ventrální části stehen, horní končetiny v abdukci nad 120°) během chůze.

H<sub>A</sub>2: Svalová aktivita jednotlivých svalů se mění dle pozice horních končetin (horní končetiny volně v abdukci nad 90°, horní končetiny položeny na ventrální části stehen, horní končetiny v abdukci nad 120°) během chůze.

## **7 METODIKA**

### **7.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU**

Do studie bylo zařazeno celkem 20 zkušených slacklinerů – 8 žen, 12 mužů. Všichni probandi byli ve věkovém rozmezí 18-30 let s průměrnou výškou  $172,9 \pm 8,46$  cm a váhou  $65,6 \pm 1,9$  kg. Do experimentu byli zařazeni jedinci s podobnou slackline zkušeností i tréninkem. Trénink probíhá nepravidelně několikrát do měsíce. Všichni testovaní jsou schopni přejít lajnu o délce 15 m ve výšce 50 cm. Podmínkou zařazení do experimentu byla nepřítomnost akutního poúrazového stavu, neurologického deficitu, ortopedické deformity, bolesti nebo jiného onemocnění, které by omezovalo, či dokonce znemožňovalo provést měření v plném rozsahu.

Měření diplomové práce bylo realizováno v období od listopadu do konce prosince 2017 v prostorách FZV UP Fakultní nemocnice v Olomouci. Měření probíhalo vždy v odpoledních hodinách. Snahou bylo zajistit stejné podmínky pro všechny probandy.

Všichni probandi podepsali informovaný souhlas (viz příloha 1 na s. 81), ve kterém byli informováni o průběhu měření. Případné dotazy byly probandovi zodpovězeny. Před samotným měřením každý zúčastněný vyplnil dotazník viz příloha 2 s.82. Na druhou stranu dotazníku byl také zaznamenáván kineziologický rozbor daného jedince.

### **7.2 PŘÍPRAVA EXPERIMENTU**

#### **7.2.1 PŘÍPRAVA MÍSTNOSTI**

Konstrukce Slack Rack 300 byla umístěna v prostoru tak, aby v případě pádu nedošlo ke zranění testovaného jedince. Vedle konstrukce byla na zem nalepena páska o délce 3 m jdoucí rovnoběžně s konstrukcí.

#### **7.2.2 PŘÍPRAVA GIBBON SLACK RACK 300**

Měření probíhalo v prostorách ústavu fyzioterapie FZV UP. Pro minimalizování působení zevních vlivů byla využita konstrukce Slack Rack 300 firmy Gibbon. Tato konstrukce se skládá ze 2 hlavních dílů, středového dílu a 2 spojovacích dílů. Nejprve byly jednotlivé díly vloženy do sebe na konečnou délku 3 m. Slackline byla napnuta do maximálně možného napětí. Před zatížením slackline jsme vždy zkontrolovali zajištění slackline. Před každým novým měřením jsme dotáhli a zkontrolovali slackline.

### **7.2.3 PŘÍPRAVA ELEKTROMYOGRAFICKÉHO SNÍMÁNÍ SVALOVÉ AKTIVITY**

Ke snímání svalové aktivity jsme používali 16kanálový telemetrický EMG přístroj TeleMyo 2400T G firmy Noraxon.

Svalová aktivita byla snímána z následujících svalů:

1. kanál: m. erector spinae sin.,
2. kanál: m. erector spinae dx.,
3. kanál: m. latissimus dorsi sin.,
4. kanál: m. latissimus dorsi dx.,
5. kanál: m. serratus anterior sin.,
6. kanál: m. serratus anterior dx.,
7. kanál: m. obliquus externus abdominis sin.,
8. kanál: m. obliquus externus abdominis dx.,
9. kanál: m. rectus abdominis sin.,
10. kanál: m. rectus abdominis dx.

Snímání svalové aktivity bylo doplněno akcelerometrem, umístěným na kostěné prominenci Th12. Akcelerometr byl využit k detekci tělesných výchylek ve směru mediolaterálním a kraniokaudálním, a sloužil k upřesnění výběru hodnoceného úseku během vyhodnocení EMG a byl nastaven následovně:

11. kanál: akcelerometr osa x,
12. kanál: akcelerometr osa y.

### **7.2.4 PŘÍPRAVA PROBANDŮ PŘED MĚŘENÍM**

Vybrané svaly byly palpovány v celém rozsahu pro ozřejmění si anatomické pozice při izometrické kontrakci svalu. Poté došlo k palpaci svalového břicha vybraných svalů. Před samotnou aplikací elektrod byla kůže důkladně očištěna abrazivní pastou, otřena navlhčeným ubrouskem a následně usušena suchým hadříkem. U mužů dle potřeby byla kůže oholena. Na střední linii svalového břicha byly nalepeny dvě samoadhezivní elektrody paralelně k průběhu svalových vláken. Jednalo se o EKG elektrody značky Tyco-Kendall s Ag/AgCl povrchem o rozměrech 34x27 mm. Na samoadhezivní elektrody byly připevněny příslušné svody, jejichž číselné označení souhlasí se zadanými údaji v programu. Referenční elektroda byla umístěna na processus spinosus L5. Zesilovač signálu byl připevněn kolem pasu. Pro minimalizaci vzniku pohybových artefaktů jsou předzesilovače přelepeny náplastí tak, aby

neomezovaly dynamický pohyb během měření. Před započítím měření byly svaly zkontrolovány jednoduchými analytickými pohyby.

## 7.3 VLASTNÍ PRŮBĚH MĚŘENÍ

Před samotným započítím měření byly každému jedinci vysvětleny jednotlivé pozice. Každý jedinec měl dostatek času si vyzkoušet pozice a úkoly na slackline. V tomto čase mohlo dojít ke slovní korekci, nicméně po zahájení měření nebyly pozice již upravovány. Pořadí jednotlivých úkolů bylo pro všechny stejné a neměnné.

### 7.3.1 STOJ

Měření probíhalo jak pro pravou, tak pro levou dolní končetinu zvlášť. Testovány byly dvě pozice pro horní končetiny – horní končetiny volně v abdukci nad  $90^\circ$  (pozice 1) a v pozici, při které jsou ruce položeny na ventrální části stehen (pozice 2). Každá z testovaných pozic byla opakována celkem 3krát po dobu maximálně 20 s. Probandi měli za úkol balancovat na slackline co nejdéle. Testování stoje probíhalo v tomto pořadí:

- 1) stoj na pravé dolní končetině na zemi,
- 2) stoj na pravé dolní končetině na slackline s horními končetinami v pozici 1,
- 3) stoj na pravé dolní končetině na slackline s horními končetinami v pozici 2,
- 4) stoj na levé dolní končetině na zemi,
- 5) stoj na levé dolní končetině na slackline s horními končetinami v pozici 1,
- 6) stoj na levé dolní končetině na slackline s horními končetinami v pozici 2.

Výchozí pozice pro testování stoje na jedné dolní končetině na zemi byl stoj v napřímení, s chodidly na šířku pánve s horními končetinami volně visícími podél těla. Zvednutím jedné dolní končetiny do pozice  $90^\circ$  flexe kyčelního a kolenního kloubu, hlezenní kloub se nachází v neutrálním postavení.

Výchozí pozice pro testování stoje na jedné dolní končetině na slackline je definována následovně: stoj blízko slackline v polovině délky konstrukce, napřímená páteř, testovaná dolní končetina položena na lajnu, horní končetiny nastaveny do pozice 1, či 2, a je zobrazena spolu s končenou pozicí v příloze 4 na s. 84.

Snímání EMG signálu vždy začínalo na slovní pokyn v případě, kdy testovaný proband byl připraven ve výchozí pozici.

Po slovním pokynu proband vystoupil na slackline a bez doteku druhé dolní končetiny balancoval, co nejdéle, avšak do časového limitu maximálně 20 s.



### **7.3.2 CHŮZE**

Testovány byly 3 pozice pro horní končetiny – horní končetiny volně v abdukci nad 90° (pozice 1), v pozici, při které jsou ruce opřeny o ventrální část stehen (pozice 2) a v abdukci nad 120° (pozice 3).

Snímání svalové aktivity během chůze probíhalo ve 4 různých situacích:

- 1) tandemová chůze po zemi,
- 2) chůze po slackline s horními končetinami v pozici 1,
- 3) chůze po slackline s horními končetinami v pozici 2,
- 4) chůze po slackline s horními končetinami v pozici 3.

Výchozí pozice pro tandemovou chůzi po zemi byla definována jako stoj na šířku pánve na začátku čáry na zemi. Během chůze je kladena pata jedné dolní končetiny těsně před palec druhé dolní končetiny. Horní končetiny mohou být využity v případě potřeby.

Před zahájením měření chůze po slackline je proband postaven do výchozí pozice stoje s následným výstupem na slackline. Proband stojí blízko slackline na začátku konstrukce, napřímená páteř, testovaná dolní končetina položena na lajnu, horní končetiny nastaveny již do pozice 1,2 či 3.

Nahrávání záznamu a snímání začalo vždy na slovní pokyn v případě, kdy jedinec byl připraven ve výchozí pozici. Snímání bylo přerušeno překonáním délky čáry, či dané konstrukce a opakováno celkem 2krát.

## **7.4 ZPRACOVÁNÍ DAT**

### **7.4.1 ZPRACOVÁNÍ DAT ELEKTROMYOGRAFIE**

Ke zpracování a hodnocení EMG záznamu byl použit program MyoResearch Master Edition 1.07. Hodnocený úsek byl vybrán pomocí videozáznamu a akcelerometru v okamžiku, kdy proband balancoval na slackline a docházelo ke zaznamenávání výchylek akcelerometru. Nejprve byla použita elektrokardiografická redukce, poté rektifikace a následně byl signál vyhlazen pomocí RMS o velikosti vyhlazovacího okna 150 ms. U všech kanálů jsme hodnotili průměrnou aktivaci (average activation) vybraných svalů. Vyhodnocená data byla vygenerována do tabulky MS Excel.

#### **7.4.2 PŘÍPRAVA DAT KE STATISTICE**

Vygenerovaná data programem MyoResearch Master Edition 1.07 byla dále upravena v MS Excel. Pro statistické zpracování bylo nutné udělat rozdíl hodnot svalových aktivit (hodnota během aktivity na slackline – hodnota během aktivity na zemi). Rozdíly svalových aktivity byly zpracovány statisticky na základě hypotéz a cílů práce.

#### **7.4.3 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT**

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software IBM SPSS Statistics 23. Shapiro-Wilkovy testy normality prokázaly, že většina dat nemá normální rozložení. Data byla popsána pomocí mediánu, minimální (Min) a maximální hodnoty (Max). Byl spočítán aritmetický průměr a směrodatná odchylka (SD). Pro zpracování byly použity neparametrické metody. Při ověřování první hypotézy byl použit Wilcoxonův test. Při ověřování druhé hypotézy porovnááme tři situace za různých podmínek. Ke statistickému zpracování byl použit Friedmanův test. Pokud byla p-hodnota Friedmanova testu byla nižší než 0,05 byly následně provedeny post hoc testy s Bonferroniho korekcí. Výsledky byly shrnuty do tabulek. Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti 0,05.

## 8 VÝSLEDKY

### 8.1 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 1

Vědecká otázka č.1 zní:

*Jaký je rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů mezi dvěma pozicemi horních končetin při stožení na jedné dolní končetině na slackline?*

H<sub>01</sub> : Svalová aktivita jednotlivých svalů se nemění v závislosti na pozici horních končetin (horní končetiny volně v ABD nad 90°, ruce opřeny o ventrální část stehen) při stožení na jedné dolní končetině.

- a) stoj na pravé dolní končetině
- b) stoj na levé dolní končetině

K nulové hypotéze byla vždy stanovena i alternativní hypotéza, která vyvrací nulovou hypotézu. Znění alternativní hypotézy nalezneme v kapitole Cíle a hypotézy na s. 37.

#### Stoj na pravé dolní končetině

Statisticky významný rozdíl svalové aktivity mezi pozicí horních končetin 1 (horní končetiny volně v abdukci nad 90°) a pozicí 2 (horní končetiny položeny na ventrální části stehen) byl zjištěn u dvou svalů. V případě RT (pravostranný) m. latissimus dorsi ( $p=0,003$ ) se při pozici 2 zvýšila průměrná svalová aktivita oproti pozici 1. Dalším statisticky významným svalem byl LT (levostranný) m. obliquus externus abdominis ( $p=0,002$ ), kdy došlo k poklesu svalové amplitudy v pozici 2 oproti pozici 1.

Na hranici statistické významnosti bylo zjištěno zvýšení svalové aktivity u LT m. latissimus dorsi ( $p=0,052$ ) při pozici 2 oproti pozici 1. Nicméně v tomto případě nemůžeme zamítnout nulovou hypotézu ve prospěch alternativní, protože nedošlo ke splnění kritéria statistické významnosti  $p < 0,05$ .

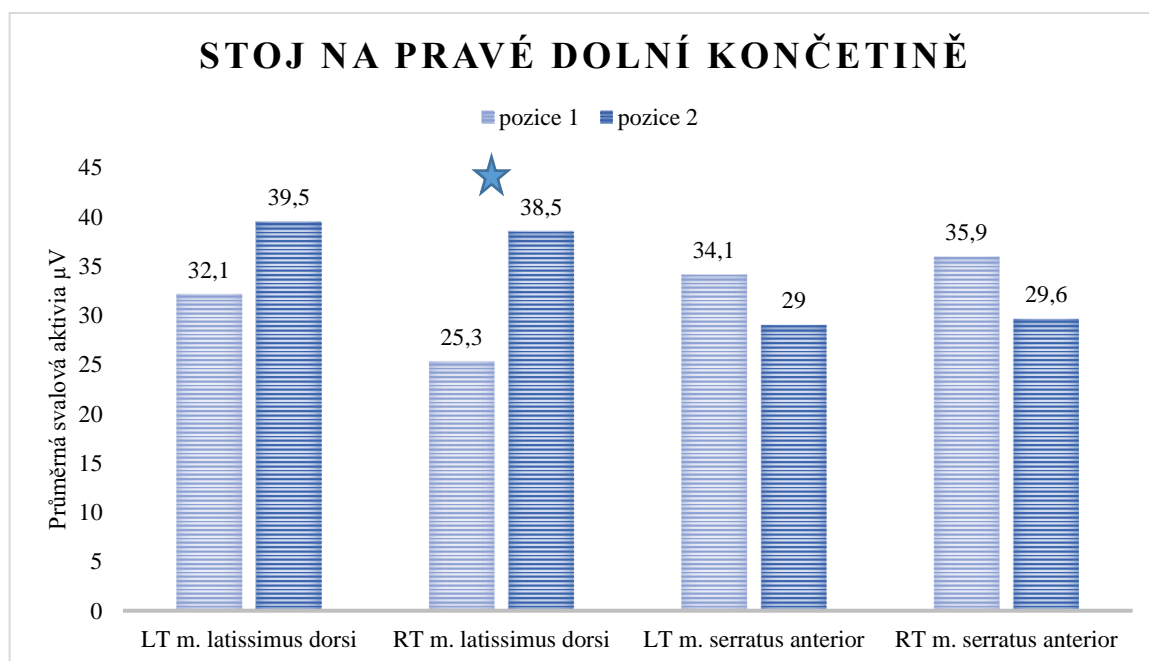
Tab. 2 Stoj na pravé dolní končetině – popisné charakteristiky měřeného znaku, výsledky Wilcoxonova testu na statisticky významné hladině  $p < 0,05$

	Měření										p
	Pravá dolní končetina pozice 1 (n = 20)					Pravá dolní končetina pozice 2 (n = 20)					
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
LT PER m.	25,8	5,0	58,7	24,3	12,6	26,4	8,5	57,9	27,5	14,1	0,093
RT PER m.	19,4	7,1	24,0	16,8	5,8	18,0	9,6	51,9	20,0	9,7	0,108
LT PLA m.	32,1	3,1	70,1	32,1	20,5	35,0	11,1	102,8	39,5	24,6	0,052
RT PLA m.	20,3	5,9	71,8	25,3	18,0	32,5	7,2	87,6	38,5	21,8	<b>0,003</b>
LT PSA m.	32,8	12,5	80,9	34,1	16,1	25,6	11,3	67,5	29,0	15,8	0,094
RT PSA m.	25,5	13,2	109,9	35,9	24,4	27,0	8,2	68,2	29,6	15,5	0,126
LT PEX m.	11,7	1,7	35,6	13,9	9,2	8,7	0,4	35,2	9,9	9,4	<b>0,0002</b>
RT PEX m.	9,3	2,8	30,4	10,8	6,6	8,2	1,3	28,9	9,4	7,1	0,179
LT PRE m.	3,2	0,5	25,3	6,1	6,9	2,8	0,3	23,5	6,0	7,1	0,391
RT PRE m.	2,4	0,8	15,3	4,1	4,7	3,1	0,6	15,2	4,6	4,4	0,526

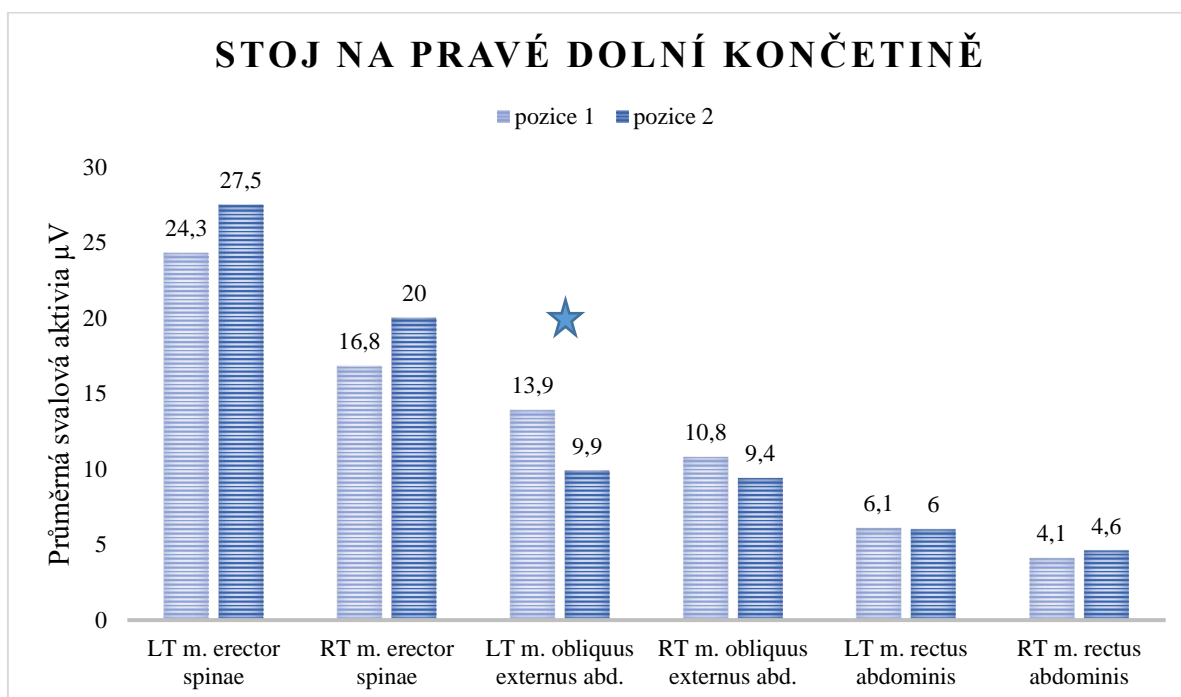
Legenda: **LT** – levá strana; **RT** – pravá strana; **m.** mean – průměrná hodnota amplitudy; **min** – minimum, **max** – maximum; **SD** – směrodatná odchylka; **PER** – m. erector spinae, **PLA** – m. latissimus dorsi, **PSA** – m. serratus anterior, **PEX** – m. obliquus externus abdominis, **PRE** – m. rectus abdominis.

Pro přehlednost jsou snímané svaly rozděleny do dvou grafů. První graf zobrazuje svaly, jdoucí na horní končetinu. Druhý graf zobrazuje trupové svalstvo, které neplní svoji funkci na horních končetinách.

Graf 1 Průměrná svalová aktivita během stoje na pravé dolní končetině



Graf 2 Průměrná svalová aktivita během stoje na pravé dolní končetině



Legenda: **pozice 1** - horní končetiny volně v abdukci nad 90°, **pozice 2** - horní končetiny položeny na ventrální části stehen; **LT** – levá strana, **RT** – pravá strana, **m.** - musculus (sval), **abd.** – abdominis, hvězdička – statisticky významné ( $p < 0,05$ ).

V grafu také můžeme pozorovat vyšší svalovou aktivitu u *mm. erectores spinae* vůči svalům břišního svalstva. Dle grafu pozorujeme zvýšení svalové aktivity u *m. erector spinae* bilaterálně a *RT m. rectus abdominis* při pozici 2 oproti pozici 1. Zatímco snížení průměrné svalové aktivity pozorujeme u *m. obliquus externus abdominis* bilaterálně a *LT m. rectus abdominis* při pozici 2 oproti pozici 1.

**Na základě výše uvedených výsledků můžeme zamítnout nulovou hypotézu pouze pro *RT m. latissimus dorsi* a *LT m. obliquus externus abdominis*. Nulovou hypotézu pro ostatní svaly nemůžeme zamítnout.**

#### Stoj na levé dolní končetině

Z grafu 3 a 4 na s. 46–47 je patrné, že během stoje na levé dolní končetině byly zjištěny statisticky významné změny průměrné svalové aktivity u dvou svalů. Jedná se o statisticky významné změny *m. latissimus dorsi* bilaterálně – *LT m. latissimus dorsi* ( $p=0,010$ ), *RT m. latissimus dorsi* ( $p=0,015$ ). V obou případech byly prokázány významně vyšší svalové aktivity při pozici 2 oproti pozici 1.

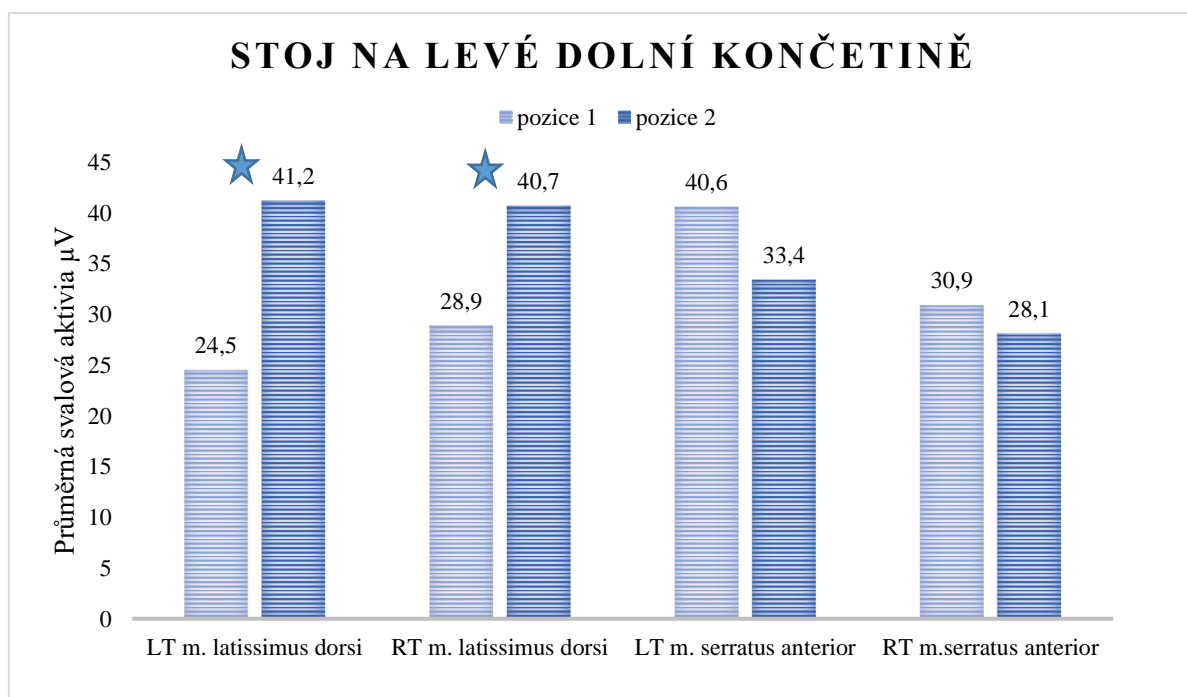
Tab. 3 Stoj na levé dolní končetině – popisné charakteristiky měřeného znaku, výsledky Wilcoxonova testu na statisticky významné hladině  $p < 0,05$

	Měření										p
	Levá dolní končetina pozice 1 (n = 20)					Levá dolní končetina pozice 2 (n = 20)					
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	Medián	Min	Max	Průměr	SD	
LT PER S m.	17,0	4,1	55,0	20,2	13,2	22,7	6,2	53,8	24,8	15,9	0,279
RT PER S m.	20,9	7,4	59,7	23,3	13,4	23,2	8,4	78,3	28,9	18,5	0,391
LT PLA S m.	19,5	4,6	57,9	24,5	16,2	32,6	8,6	99,6	41,2	27,7	<b>0,010</b>
RT PLA S m.	26,0	8,5	75,5	28,9	17,9	40,6	11,4	93,5	40,7	23,5	<b>0,015</b>
LT PSA S m.	39,9	12,6	81,8	40,6	17,3	26,6	11,9	66,8	33,4	18,6	0,334
RT PSA S m.	27,8	12,1	67,4	30,9	15,4	21,8	7,1	93,1	28,1	21,8	0,191
LT PEX S m.	8,3	0,9	22,7	8,7	5,4	6,2	0,2	39,7	10,2	11,5	0,627
RT PEX S m.	13,0	1,6	36,5	12,9	9,2	8,6	1,6	45,6	13,5	13,9	0,823
LT PRE S m.	2,2	0,4	13,6	3,6	3,7	2,6	0,1	25,3	5,3	6,7	0,709
RT PRE S m.	2,0	0,1	39,3	5,3	9,0	2,6	0,5	31,4	5,5	7,3	0,911

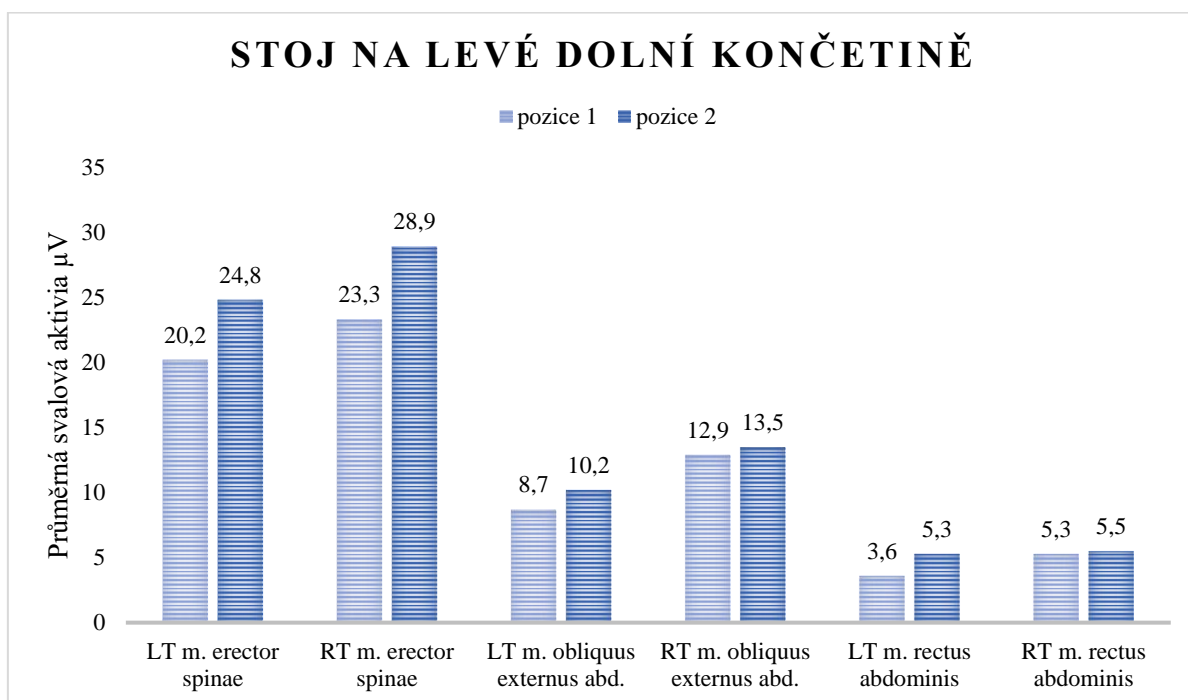
Legenda: **LT** – levá strana; **RT** – pravá strana; **m.** mean – průměrná hodnota amplitudy; **min** – minimum, **max** – maximum; **SD** – směrodatná odchylka; **PER** – m. erector spinae, **PLA** – m. latissimus dorsi, **PSA** – m. serratus anterior, **PEX** – m. obliquus externus abdominis, **PRE** – m. rectus abdominis, **n** – počet probandů, **p** – hladina významnosti  $p < 0,05$

Pro přehlednost jsou snímané svaly rozděleny do dvou grafů. První graf zobrazuje svaly, které plní funkci na horní končetině. Druhý graf zobrazuje trupové svalstvo, které neplní svoji funkci na horních končetinách.

Graf 3 Průměrná svalová aktivita během stoje na levé dolní končetině



Graf 4 Průměrná svalová aktivita během stoje na levé dolní končetině



Legenda: **pozice 1** - horní končetiny volně v abdukci nad 90°, **pozice 2** - horní končetiny položeny na ventrální části stehen; **LT** – levá strana, **RT** – pravá strana, **m.** - musculus (sval), **abd.** – abdominis, hvězdička – statisticky významné ( $p < 0,05$ ).

Na základě výše uvedených výsledků nulovou hypotézu zamítáme pouze pro **m. latissimus dorsi** bilaterálně ve prospěch alternativní hypotézy.

## 8.2 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 2

Vědecká otázka č.2 zní:

*Jaký je rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů mezi třemi pozicemi horních končetin při chůzi na slackline?*

$H_02$  : Svalová aktivita jednotlivých svalů se nemění dle pozice horních končetin (horní končetiny volně v abdukci nad 90°, horní končetiny jsou položeny na ventrální části stehen, horní končetiny v abdukci nad 120°) během chůze.

$H_{A2}$  : Svalová aktivita jednotlivých svalů se mění dle pozice horních končetin (horní končetiny volně v abdukci nad 90°, horní končetiny položeny na ventrální části stehen, horní končetiny v abdukci nad 120°) během chůze.

Ke statistickému zpracování byl použit Friedmanův test. Pokud byla p-hodnota Friedmanova testu byla nižší než 0,05 byly následně provedeny post hoc testy s Bonferroniho korekcí.

Friedmanovými testy byly prokázány statisticky významné rozdíly u svalů LT m. erector spinae ( $p=0,022$ ), RT m. latissimus dorsi ( $p=0,007$ ), RT m. serratus anterior ( $p=0,034$ ), LT m. obliquus externus abdominis ( $p=0,001$ ) a RT m. obliquus externus abdominis ( $p=0,002$ ).

Následné provedení post hoc testy prokázaly tyto významné rozdíly:

- při pozici 2 u svalu LT m. erector spinae byly zjištěny vyšší hodnoty než při pozici 1 ( $p=0,033$ ),
- při pozici 2 u svalu RT m. latissimus dorsi byly zjištěny vyšší hodnoty oproti pozici 1 ( $p=0,008$ ),
- při pozici 3 u svalu RT m. serratus anterior byly zjištěny vyšší hodnoty svalové aktivity oproti pozici 1 ( $p=0,007$ ),
- při pozici 3 u svalu LT m. obliquus externus abdominis byly zjištěny vyšší hodnoty oproti pozici 2 ( $p=0,022$ ),
- při pozici 3 u svalu RT m. obliquus externus abdominis byly zjištěny vyšší hodnoty oproti pozici 2 ( $p=0,030$ ).

Tab. 4 Chůze po slackline – popisné charakteristiky měřeného znaku, výsledky Friedmanova testu s následným provedením post hoc testů s Bonferroniho korekcí.

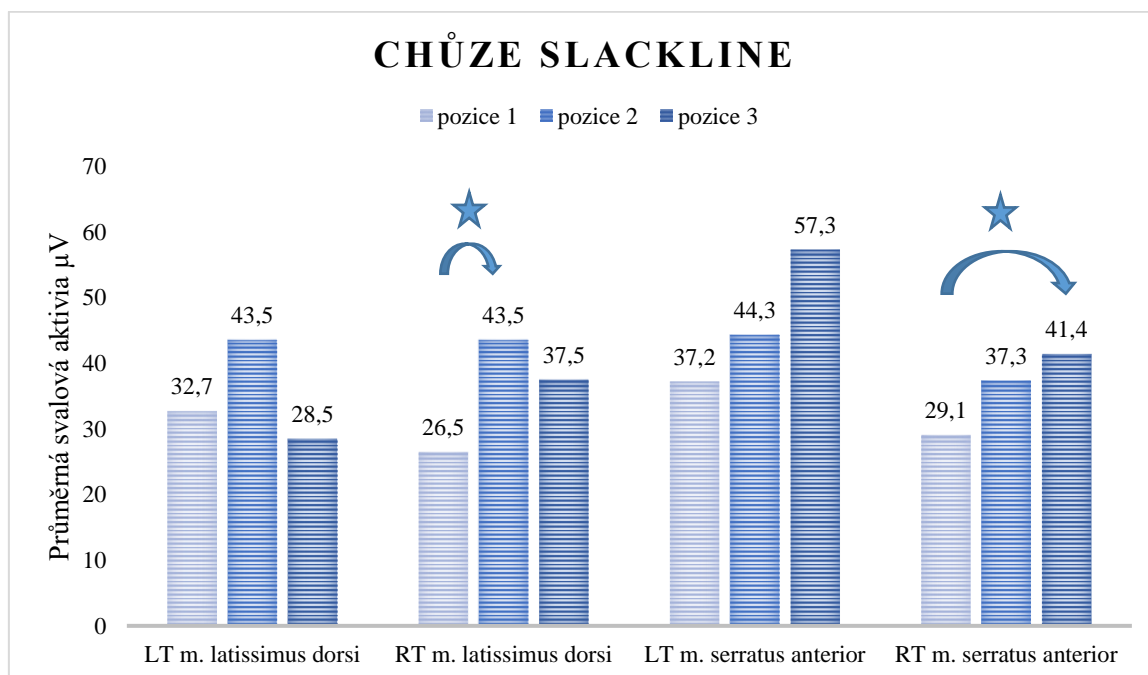
	Medián	Min	Max	Průměr	SD	<i>p</i>	1. vs. 2. pozice	1. vs. 3. pozice	2. vs. 3. pozice
LT EREC_1	25,0	9,5	56,7	28,3	14,0	<b>0,022</b>	<b>0,033</b>	0,219	1,000
LT EREC_2	30,3	9,9	63,2	33,3	15,2				
LT EREC_3	26,2	4,7	63,7	32,9	18,7				
RT EREC_1	21,1	7,7	59,3	24,7	13,1	0,449			
RT EREC_2	21,3	7,1	65,3	27,1	17,4				
RT EREC_3	27,1	5,8	82,4	30,3	20,6				
LT LAT_1	25,5	6,1	112,3	32,7	26,8	0,115			
LT LAT_2	34,7	14,3	91,6	43,5	25,2				
LT LAT_3	27,5	3,7	74,4	28,5	18,4				
RT LAT_1	20,8	0,0	85,2	26,5	19,8	<b>0,007</b>	<b>0,008</b>	0,056	1,000
RT LAT_2	42,6	0,4	98,0	43,5	25,8				
RT LAT_3	30,7	2,3	98,0	37,5	27,2				
LT SA_1	37,5	3,3	84,9	37,2	18,8	0,056			
LT SA_2	38,9	9,4	106,2	44,3	27,7				



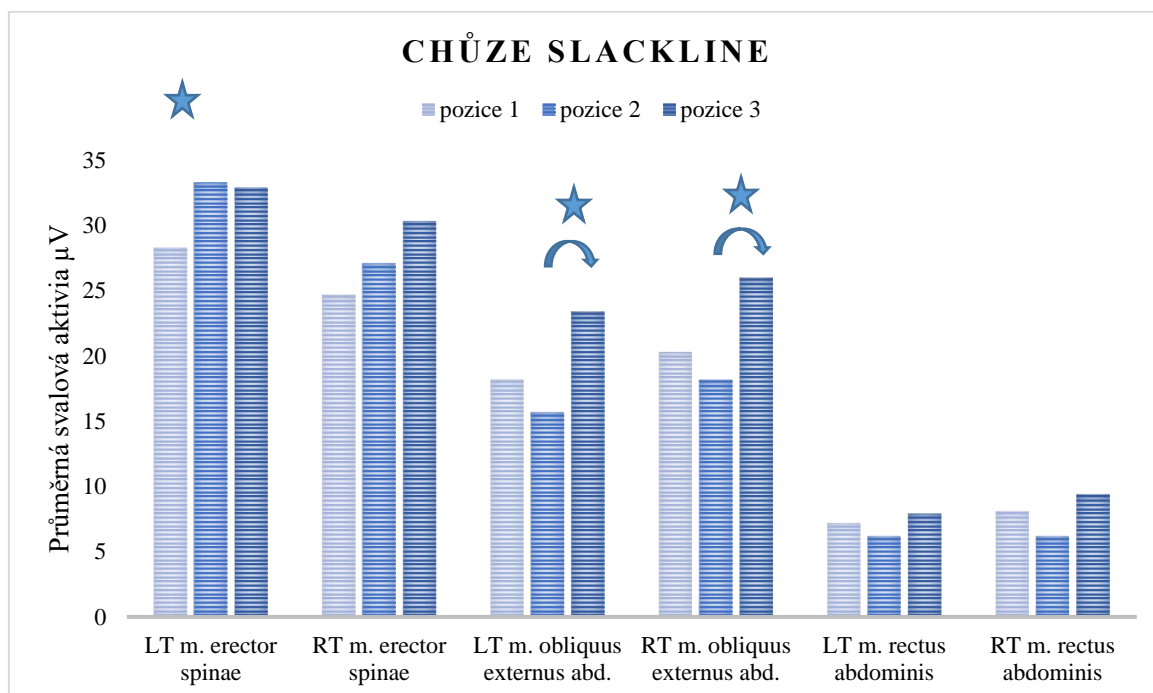
LT SA_3	55,4	11,3	119,9	57,3	31,2				
RT SA_1	29,0	7,1	53,2	29,1	13,8				
RT SA_2	26,2	1,1	106,7	37,3	30,4	<b>0,034</b>	1,000	<b>0,007</b>	0,597
RT SA_3	37,1	7,6	72,8	41,4	20,3				
LT EX_1	17,1	3,8	40,2	18,2	9,9				
LT EX_2	12,1	1,3	64,6	15,7	14,7	<b>0,001</b>	0,301	0,051	<b>0,022</b>
LT EX_3	20,3	3,5	57,0	23,4	15,1				
RT EX_1	18,2	4,9	51,1	20,3	11,6				
RT EX_2	15,9	4,4	54,0	18,2	13,5	<b>0,002</b>	0,654	0,144	<b>0,030</b>
RT EX_3	19,6	7,9	85,4	26,0	19,3				
LT REC_1	3,9	1,1	34,2	7,2	8,5				
LT REC_2	4,1	0,5	21,2	6,2	5,9	0,522			
LT REC_3	4,1	1,8	37,2	7,9	8,6				
RT REC_1	4,4	1,6	51,1	8,1	11,4				
RT REC_2	3,2	1,0	19,5	6,2	5,7	0,074			
RT REC_3	5,5	1,4	47,1	9,4	11,0				

Legenda: **LT** – levá strana; **RT** – pravá strana; **min** – minimum, **max** – maximum; **SD** – směrodatná odchylka, **pozice 1** – horní končetiny volně v abdukci nad 90°, **pozice 2** – horní končetiny položeny na ventrální části stehen, **pozice 3** – horní končetiny v abdukci nad 120°, **EREC** – m. erector spinae, **LAT** – m. latissimus dorsi, **SA** – m. serratus anterior, **EX** – m. obliquus externus abdominis, **REC** – m. rectus abdominis.

Graf 5 Průměrná svalová aktivita během chůze po slackline



Graf 6 Průměrná svalová aktivita během chůze po slackline



Legenda: **pozice 1** – horní končetiny volně v abdukci nad 90°, **pozice 2** – horní končetiny položeny na ventrální části stehen, **pozice 3** – horní končetiny v abdukci nad 120°; **LT** – levá strana, **RT** – pravá strana, **m.**- musculus (sval), **hvězdička** – statisticky významné ( $p < 0,05$ ).

Na základě výše uvedených výsledků můžeme zamítnout nulovou hypotézu pro tyto svaly: **RT m. latissimus dorsi**, **RT m. serratus anterior**, **LT m. erector spinae**, **LT m. obliquus externus abdominis** a **RT m. obliquus externus abdominis**. U těchto uvedených svalů potvrzujeme alternativní hypotézu.

## 9 DISKUZE

Slackline patří mezi mladé sporty, které jsou na vzestupu posledních pár let. Se vzrůstající popularitou vzrůstá zájem i odborné veřejnosti. Cílem této kapitoly je konfrontovat výsledky mé práce se studiemi, které se zabývají stojem a chůzí na slackline. Najít relevantní studie, zabývající se objektivizací svalů trupu během stoje na jedné dolní končetině a během chůze, je obtížné, neboť většina studií nepoužívá jako hodnotící metodu EMG, nebo se zaměřují na snímání svalové aktivity dolní končetiny.

V rámci měření jsme se zaměřili na stoj na jedné dolní končetině a chůzi po slackline. Stoj na jedné dolní končetině probíhal jak pro pravou, tak levou dolní končetinu zvlášť. Během stoje na jedné dolní končetině jsme porovnávali dvě pozice horních končetin. Zatímco během chůze po slackline celkem tři pozice horních končetin.

### 9.1 SENZOMOTORICKÝ TRÉNINK

V posledních letech dochází k značnému rozvoji metod a pomůcek určených k senzomotorickému tréninku. Cílem všech přístupů je automatická aktivace požadovaných svalů, které zajišťují funkční stabilizaci mezi jednotlivými segmenty těla. Posturální stabilizace je podmínkou provedení kvalitního pohybu, který můžeme popsat jako koordinovaný, rychlý a vykonaný s co nejmenším úsilím (Teplá, 2016, s. 164).

Gruber a Gollhofer (2004, pp. 98–105) předpokládali, že senzomotorický trénink na nestabilních plošinách by mohl u mladých lidí modulovat reflexní aktivitu na spinální úrovni, a to především zvýšením presynaptické inhibice, které by následně vedlo k vyšší schopnosti rozvoje síly. Ukazuje se, že balanční trénink vede ke snížení H-reflexu (Taube, 2008, pp. 101–116; Keller, 2012, pp. 471–474). Významnou roli zde plní presynaptická inhibice pomocí supraspinálních center, tlumící  $\alpha$ -motoneurony. Dochází tím k přesunu odpovědi na balanční situace do podkorových center centrální nervové soustavy (Keller, 2012, pp. 471–474).

Aktuální studie podporují myšlenku, že balanční trénink ovlivňuje propiocepci, která poskytuje zpětnou vazbu pro udržení rovnováhy a detekci polohy těla v prostoru (Malliou, 2004, p. 149; Malliou, 2010, p. 389).

Taube (2008, pp. 353–361) uvádí, že balanční trénink slouží jako prevence zranění, ale také zlepšuje balanci i po případném poranění a slouží jako prevence recidivy. Nicméně

Behm (2010, p. 109) říká, že vztah mezi senzomotorickým tréninkem a prevencí úrazů není dosud zcela jasný.

Klasický balanční trénink využívá pomůcek a zařízení, které jsou víceméně neměnná v poloze a v prostoru (Taube, 2008, pp. 101–116). Slackline řadíme mezi kompozitní řetězce, jehož malá nefixovaná opěrná báze, produkující rychlé trojrozměrné odchylky má za následek vysokou míru variability pohybu (Pfusterschmied, 2013, p. 51; Gabel, 2013, p. 354). Právě vysoce pohyblivá opěrná báze je považována za zásadní rozdíl mezi slackline a klasickým balančním tréninkem (Taube, 2008, p. 355).

Slackline slouží jako atraktivní a náročná alternativa klasického balančního tréninku (Paoletti, 2012, pp. 2097–2108). Představuje také vhodnou metodu pro posturální trénink, neboť je slackline charakterizován automatickým zaujetím vzpřímeného držení těla, schopností koncentrace, možnosti modifikace obtížnosti a v neposlední řadě také svou atraktivitou (Teplá, 2016, s. 4).

Pfusterschmied et al. (2013, pp. 28–31) ve své studii porovnával slackline s pomůckami klasického balančního tréninku. Pro stabilizaci hlezenního a kolenního kloubu je nejvíce efektivní kulová úseč, umožňující pohyb do všech tří anatomických rovin. Tím dochází k lepšímu upevnění motorické kontroly pohybu. Slackline klade náročnější požadavky na posturální stabilitu. Vzorec pohybu v antero-posteriorním směru je u všech typů balančních pomůcek včetně slackline podobný. Avšak ve frontální rovině vykazuje pohyb po slackline až dvakrát větší rozsah oproti dalším balančním pomůckám. V této studii také zaznamenali největší úhlovou rychlost pohybu u kyčelního kloubu do flexe a extenze, zatímco u kolenního kloubu do addukce a abdukce. U skupiny probandů, věnující se po dobu 4 týdnů slackline, byla zpozorována redukce rozsahu těchto úhlových rychlostí a snížení posturálních výchylek.

Otázkou však stále zůstává, zda schopnosti získané balančním tréninkem jsou přenositelné i na jiné aktivity v rámci každodenního života. Pfusterschmied (2013, pp. 28–31) předpokládá, že vysoké posturální nároky spojené s balancováním na slackline mohou zlepšovat posturální kontrolu i během jiných aktivit náročných na rovnováhu, jako je lyžování, bruslení. Nicméně tohle není potvrzeno studií Donath et al. (2013, pp. 1093–1097).

Pfusterschmied (2013b, pp. 28–31) doporučuje nejprve využít v rámci senzomotorického tréninku balanční pomůcky s pevnou základnou, jako je například pěnová podložka. Poté přistoupit na trénink na balančních úsečích, které umožňují pohyb ve více anatomických rovinách. Slackline lze využít jako nejvyšší stupeň balančního tréninku.

## 9.2 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č.1

Vědecká otázka č.1 zní:

***Jaký je rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů mezi dvěma pozicemi horních končetin při stoji na jedné dolní končetině na slackline?***

Stoj na jedné dolní končetině na slackline je základním předpokladem chůze po slackline (Strejcová, 2012, s. 94; Kodoma, 2016, p. 796). Stabilní stoj na jedné dolní končetině umožňuje jen malé množství tělesných odchylek od vzpřímeného stoje vzhledem k malé opěrné bázi (Schärli, 2013, p. 3; Strejcová, 2012, s. 94; Kodoma, 2016, p. 796).

Základním hodnotícím parametrem sólo stoje na slackline je čas. Bývá součástí tzv. Standing balance testu, který byl definován Donath et al. (2015, p. 3). Součástí Standing balance testu je měření času během stoje na jedné dolní končetině, v tandemovém stoji a na silové plošině. Každá z pozic je opakována třikrát a nejlepší z nich je následně vyhodnocena.

Donath (2015, pp. 1–7) porovnával časy, naměřené během stoje na levé i pravé dolní končetině a během tandemového stoje, na začátku a konci studie. Celkem 31 probandů se zúčastnilo 6týdenní studie. Polovina z nich absolvovala 3x týdně 30minutový slackline trénink. Výsledky studie ukazují, že vlivem slackline tréninku dochází k prodloužení času u všech vybraných aktivit. Výrazné rozdíly jsou pozorovány u stoje na levé ( $\Delta=278\%$ ) i pravé dolní končetině ( $\Delta=328\%$ ). Více než 2/3 probandů z intervenční skupiny dosáhli více jak 10 s. Autoři práce předpokládali, že intenzivní a individuální slackline trénink vyvolává specifickou neuromuskulární adaptaci.

V průběhu stárnutí dochází k poklesu schopnosti motorického učení a adaptivní kapacity. Během testování stoje na jedné dolní končetině na slackline dochází ke zkrácení času oproti mladší zdravé populaci. Tento čas obvykle nepřesahuje 10 s. Nicméně je nutné podotknout, že měření probíhalo na slackline popruhu o šířce 3,5 cm a délce 6-15 m (Granacher, 2010, pp. 717–723). Zatímco ve studii Donath (2013, pp. 1093–1097) byl zaznamenáván čas u dětí ( $n=34$ ) s průměrným věkem 10,1. Po dobu 6 týdnů absolvovalo celkem 21 dětí každodenní slackline trénink. Statisticky významný rozdíl byl pozorován u stoje na pravé ( $t=40$  s) i levé dolní končetině ( $t=50$  s).

Z předchozích studií vyplývá, že se vzrůstajícím věkem dochází ke snížení času při balancování na slackline (Donath, 2013, pp. 1093–1097; Donath, 2015, pp. 1–7; Granacher,

2010, pp. 717–723). Tyto výsledky jsou v rozporu se studií Schärli (2013, pp. 1–11). Výstupem této studie je, že dospělí jedinci jsou schopni mnohem déle balancovat na slackline než děti. Možným důvodem je nezralost senzorických systémů.

Během našeho výzkumu jsme měřili čas především z důvodu motivace. Průměrný naměřený čas během stoje na pravé dolní končetině (dominantní pro  $n=16$ ) je v pozici 1 ( $18,3\pm 2,5$  s) a pozici 2 ( $14,3\pm 3,9$  s). Zatímco naměřený čas při stoji na levé dolní končetině (dominantní pro  $n=4$ ) je v pozici 1 ( $18,7\pm 2$  s) a pozici 2 ( $13,3\pm 3,9$  s). Vyšší naměřené časy oproti studii Donath (2015, pp. 1–7) si vysvětlujeme zkušeností slacklinerů. Probandi našeho výzkumu udávají první zkušenost se slackline před 3,8 lety (průměrná hodnota pro  $n=20$ ). Nicméně hraje také roli, že v rámci měření byla použita konstrukce Slack Rack 300, kterou použili i jiní autoři (Donath, 2015, pp. 1–7; Donath, 2013, pp. 1093–1097), oproti studii Granacher (2010, pp. 717–723), kdy byla využita slackline o šířce popruhu 3,5 cm a délce 6-15 m.

Stoj na jedné dolní končetině je považován na rozdíl od tandemového stoje za velmi náročnou aktivitu (Paoletti, 2012, pp. 2097–2108). Toto tvrzení je v rozporu se studií Gabel et al. (2014, p. 15), ve které byla navržena jednotlivá stádia aktivit na slackline. Stoj na jedné dolní končetině byl základním prvkem, zatímco tandemový stoj na slackline se řadil svou obtížností do úrovně střední obtížnosti.

Pouze 5 studií se zaměřilo na snímání svalové aktivity na slackline. Z tohoto počtu dohledaných studií se pouze 2 studie zabývaly svalovou aktivitou trupového svalstva (Donath, 2015, pp. 3–7; Donath, 2016, pp. 1–13)

Zjištěním studie Donath et al. (2015, pp. 3–7) je, že v důsledku zlepšení balančních schopností dojde ke snížení relativní aktivity svalů trupu i bérce během stoje na jedné dolní končetině. K redukci svalové aktivity dochází také během tandemového stoje, ale pozorované změny nejsou tak výrazné. Pokles svalové aktivity trupového svalstva zdůrazňuje jen zjištění Carty (2015, pp. 109–115), která říká, že svaly trupu hrají důležitou roli pro posturální kontrolu, a na oplátku, lepší aktivace svalů trupu může příznivě ovlivnit mimo jiné také kyčelní kloub, což by mohlo vést ke zlepšení kontroly trupu v průběhu iniciace kroku.

Klesající trend svalové aktivity potvrzuje také Donath (2013, pp. 1093–1097). Statisticky významné snížení svalové aktivity bylo pozorováno u *m. soleus* jak během statické, tak dynamické aktivity. Nicméně i u *m. tibialis anterior* a *m. gastrocnemius* jsou pozorovány významné poklesy svalové činnosti u intervenční skupiny.

Ke snížení svalové aktivity došlo během 6týdenního slackline programu (Donath, 2013, pp. 1093–1097; Donath, 2015, pp. 3–7). Snížení svalové aktivity je připisováno schopnosti adaptace a motorického učení (Donath, 2015, pp. 3–7).

Autorem další studie zabývající se svalovou aktivitou na slackline je Gabel (2013, pp. 14–19). Cílem této studie je porovnání spontánní aktivity m. quadriceps femoris během výstupu na slackline oproti 3 dalším standartním cvičením – extenze kolenního kloubu v rozsahu posledních 30°, izometrická kontrakce m. quadriceps femoris s následným zvednutím celé dolní končetiny nad podložku, výstup na 20 cm vysokou překážku. V rámci všech těchto činností bylo snímána svalová aktivita m. quadriceps femoris pomocí EMG. Výsledky ukazují, že aktivace m. quadriceps femoris byla mnohem výraznější během výstupu na slackline oproti dalším cvičením. Také se ukázalo, že vyšší úroveň aktivity je dosaženo s podstatně nižším vnímáním úsilí.

Galkin et al. (2016, pp. 212–217) porovnávali efekt slackline a pilates na sílu břišního svalstva. Studie probíhala po dobu 7 týdnů, kdy jednotlivé lekce trvaly 60 min s frekvencí 2x týdně. Výsledky ukazují, že obě metody mají vliv na zvýšení svalové síly břišního svalstva.

Na slackline dochází k nárůstu svalové aktivity oproti pěnové podložce o 16 %, zatímco oproti kruhové úseči o 49 %. Zvýšenou svalovou aktivitou pozorovali především v oblasti kyčelního kloubu, konkrétně u m. adductor longus, m. rectus femoris, m. gluteus medius a m. biceps femoris. Zatímco nižší svalová aktivita byla pozorována u m. tibialis anterior a gastrocnemius lateralis (Pfusterschmied, 2013b, pp. 28–31).

Výsledky předchozích studií potvrzují tvrzení Honegger et al. (2013, pp. 285–300), který říká, že za udržení stability v tandemovém postoji zodpovídají svaly z oblasti kolenního, kyčelního kloubu a lumbosakrální oblasti.

Nicméně výsledky předchozích studií jsou v rozporu se studií Santos (2016, pp. 653–664). Celkem 25 basketbalistek bylo rozděleno do intervenční a kontrolní skupiny. Intervenční skupina (n=13) kromě běžného tréninkového plánu absolvovala také 6týdenní slackline trénink. Dle této studie se uvádí, že nejdůležitějšími svaly pro slackline jsou m. soleus a m. tibialis anterior, tudíž je slackline vhodnou aktivitou pro zlepšení stability kotníků.

Snímání svalové aktivity během naší práce probíhalo v rámci jednoho měření, tudíž nemůžeme potvrdit, ani vyvrátit tvrzení předchozích studií. Při postoji na pravé i levé dolní končetině můžeme pozorovat vyšší svalovou aktivitu mm. erectores spinae v lumbální oblasti

oproti břišnímu svalstvu. Vyšší svalovou aktivitu *mm. erectores spinae* připisujeme pozici na slackline. Toto zjištění nám také vysvětluje přítomnost bolesti zad, která byla dotázána v rámci dotazníku, a potvrzujeme tím zjištění Keller et al. (2012, pp. 471–477), že slackline může také podporovat vadné držení těla. Nicméně v rámci našeho měření nebyla bolest zad prioritní. Další studie by byly přínosem v této oblasti.

Kritériem pro změnu svalové aktivity byla změna pozice horních končetin. Toto kritérium je také limitem této práce. Během stoje na pravé dolní končetině byly zjištěny statisticky významné změny průměrné svalové aktivity u dvou svalů. V případě RT (pravostranný) *m. latissimus dorsi* ( $p=0,003$ ) se při pozici 2 zvýšila průměrná svalová amplituda oproti pozici 1. Dalším statisticky významným svalem byl LT (levostranný) *m. obliquus externus abdominis* ( $p=0,002$ ), kdy došlo k poklesu svalové amplitudy v pozici 2 oproti pozici 1. Během stoje na levé dolní končetině byly zjištěny statisticky významné změny průměrné svalové aktivity u dvou svalů. Jedná se o statisticky významné změny *m. latissimus dorsi* bilaterálně – LT *m. latissimus dorsi* ( $p=0,010$ ), RT *m. latissimus dorsi* ( $p=0,015$ ). V obou případech byly prokázány významně vyšší svalové aktivity při pozici 2 oproti pozici 1.

Ve studii Siu et al. (2016, pp. 267–276) se zabývali tím, jaký vliv má pozice rukou na aktivování trupového svalstva. Porovnávali tyto pozice horních končetin: horní končetiny překříženy před trupem, horní končetiny volně podél těla, či v 90° abdukci ramenního kloubu. Úkolem všech zúčastněných bylo provést maximální rotaci, flexi a úklon trupu. V rámci studie byly sledovány synergistické souhry svalů. Pozice, kdy jsou horní končetiny volně podél těla přispívá k aktivaci synergistické dvojice *m. latissimus dorsi* – *mm. erectores spinae*. Zatímco zkřížený vzor pro aktivování *m. latissimus dorsi* – břišního svalstva.

Synergistické zapojení *m. latissimus dorsi* spolu s *mm. erectores spinae* prokázali také ve studii Turpin (2017, pp. 557–564).

Ve studii Kodoma et al. (2016, pp. 794–799) se zabývali ověřením tvrzení, zda je důležité, aby obě horní končetiny byly dány vysoko pro schopnost koordinování a regulování COM nad slackline. Předpokládali, že pohyb popruhu může být kompenzován pouze dvěma stupni volnosti, a to pozicí horních končetin a pozicí COM. Ukázalo se, že bimanuální koordinace je důležitým momentem pro zlepšení schopnosti udržení se na slackline. Je pozorována pouze u zkušeného slacklinera. Jedná se o schopnost obou horních končetin kompenzovat pozici COM. Závěrem této studie je, že bimanuální koordinace přispívá celkové dynamické rovnováze.



## 9.3 DISKUZE K VEDĚCKÉ OTÁZCE Č. 2

Vědecká otázka č. 2

*Jaký je rozdíl ve svalové aktivitě vybraných svalů mezi třemi pozicemi horních končetin při chůzi na slackline?*

Při chůzi po slackline je opěrná báze rozšířena v antero-posteriorním směru, proto se především zvyšují nároky na medio-laterální složku stability. Za udržení stability v tandemovém stoji zodpovídají svaly z oblasti kolenního, kyčelního kloubu a lumbosakrální oblasti. Během chůze můžeme pozorovat také úklon, který je spíše doplňkovou strategií, vyrovnávající laterální pohyb popruhu (Honegger, 2013, pp. 285–300).

Pro první fázi je důležitá maximální stabilizace hlezenního a kolenního kloubu. Hlezenní kloub je stabilizován pomocí m. tibialis anterior a m. soleus. Tyto svaly jsou považovány za nejdůležitější pro stoj i chůzi po slackline (Santos, 2016, p. 662). Až když máme dobře stabilizovaný hlezenní kloub, může dojít k přenosu váhy na lajně z jedné nohy na druhou díky aktivaci m. rectus femoris. M. vastus lateralis et medialis stabilizují během této fáze kolenní kloub. Kdyby tomu tak nebylo, došlo by k nekontrolovanému okamžitému rozkmitání lajny i nohy v bočním směru (Vala, 2014, s. 1)

Ve studii Gabel et al. (2016, pp. 513–518) bylo potvrzeno, že důležitou roli při chůzi po slackline hraje m. soleus a m. quadriceps femoris. Studie se zúčastnila 87letá žena po cévní mozkové příhodě v povodí a. cerebri anterior s funkčním deficitem na pravé dolní končetině. Slackline byl zařazen jako součást neurorehabilitace, nicméně až v době, kdy byly využity všechny možnosti standardizovaného protokolu. V této studii bylo zjištěno, že slackline je dobrým nástrojem pro aktivaci m. soleus a m. quadricepsu femoris, tak i pro zlepšení kontroly řízení hlezenního a kolenního kloubu, které je do jisté míry ovlivněno spasticitou v oblasti kyčelního kloubu.

Klíčovým mechanismem při balancování na slackline je pohyb paží. Podobnou úlohu plní balanční tyč, která může být dána slacklinerovi do rukou (Patel, 2014, pp. 1844–1852).

Výsledky naší studie pro ověření hypotézy č. 2 byly statisticky ověřeny Friedmanovými testy. Friedmanovými testy byly prokázány statisticky významné rozdíly u svalů LT m. erector spinae ( $p=0,022$ ), RT m. latissimus dorsi ( $p=0,007$ ), RT m. serratus anterior ( $p=0,034$ ), LT m. obliquus externus abdominis ( $p=0,001$ ) a RT m. obliquus externus abdominis ( $p=0,002$ ).

Následné provedení post hoc testy prokázaly tyto významné rozdíly:

- při pozici 2 u svalu LT m. erector spinae byly zjištěny vyšší hodnoty než při pozici 1 ( $p=0,033$ ),
- při pozici 2 u svalu RT m. latissimus dorsi byly zjištěny vyšší hodnoty oproti pozici 1 ( $p=0,008$ ),
- při pozici 3 u svalu RT m. serratus anterior byly zjištěny vyšší hodnoty svalové aktivity oproti pozici 1 ( $p=0,007$ ),
- při pozici 3 u svalu LT m. obliquus externus abdominis byly zjištěny vyšší hodnoty oproti pozici 2 ( $p=0,022$ ),
- při pozici 3 u svalu RT m. obliquus externus abdominis byly zjištěny vyšší hodnoty oproti pozici 2 ( $p=0,030$ ).

Ani v tomto případě nemůžeme výsledky naší studie zkonfrontovat se studiemi jiných autorů. Objektivizací svalů během chůze po slackline se nezabývala žádná studie. Předpokládaným důvodem je také fakt, že chůze po slackline patří mezi velmi dynamické aktivity.

## 9.4 LIMITY PRÁCE

Tato práce byla koncipována tak, aby odhalila vliv slackline na projev svalové aktivity, a to aspektem povrchové elektromyografie. Jsme si vědomy značných limitů této práce, které budou v této kapitole uvedeny.

Prvním, avšak velmi zásadním limitem je volba EMG jako nástroje objektivizace. Během dynamických činností, což chůze na slackline bezesporu je, dochází ke změně polohy elektrod na kůži vůči svalu, a tím ke změně charakteru snímaného signálu. Dále během dynamických činností roste riziko vzniku pohybových artefaktů (De Luca, 1997, pp. 136–163). Na charakter snímaného signálu mají také vliv vegetativní projevy, které snižují přilnavost elektrod a zvyšují odpor mezi kůží a elektrodami.

Jak uvádí Kolářová ve své práci (2011, s. 48), dalším problémem je inter- a intra-individuální variabilita lidského pohybu. Variabilitu se snažíme minimalizovat standardizovanými podmínkami pro danou testovanou činnost. Nicméně v naší práci můžeme standardizovat podmínky pro výchozí pozici, ale nikoliv pro samotné balancování na slackline. Balancování na slackline je velmi individuální, závisí na zkušenosti slacklinera, na jeho preferenci stylu, momentálním psychickém a fyzickém rozpoložení.

Dalším limitem práce je nehomogenní skupina slacklinerů. Základním kritériem pro možnost zúčastnění se výzkumu je přejití slackline o délce 15 m, ve výšce 50 cm nad zemí. Pro otestování zkušenosti slacklinerů slouží tabulka obtížnosti navrhnutá ve studii Gabel (2014, p.15). Nicméně tato tabulka nemohla být použita, protože je určena pro balancování na slackline, nikoliv pro Slack Rack 300. Během jednotlivých stádií dochází k využití dynamiky popruhu, ovládanou samotným slacklinerem, což je také možný způsob balanční strategie.

Využitím konstrukce Slack Rack 300 došlo ke standardizování podmínek pro jednotlivá měření. Možností umístění konstrukce do vnitřních prostor FZV UP jsme omezily působení vnějších vlivů, jako je teplota a vlhkost ovzduší, vítr a jiné. Vlastnosti popruhu, který je napnutý na konstrukci Slack Rack 300, jsou jiné než při natažení mezi dvěma kotvícími body v přírodě. Vyšší pnutí popruhu způsobuje medio-laterální oscilace popruhu s pevným středem.

Balancování na slackline aktivuje m. soleus (Santos, 2016, p. 662; Donath, 2013, pp. 1093–1097; Gabel, 2016, pp. 513–518), m. quadriceps femoris (Gabel, 2016, pp. 513–518; Vala, 2014, s.1), m. tibialis anterior (Santos, 2016, p. 662; Donath, 2013, pp. 1093–1097) m. obliquus externus abdominis a m. rectus abdominis (Donath, 2015, pp. 3–7).

V naší studii jsme se rozhodly pro snímání trupového svalstva- m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, mm. erectores spinae, m. latissimus dorsi a serratus anterior. Výběr svalů byl limitován délkou kabelů a možným rizikem úrazu slacklinera, či možnosti poškození přístroje. Pro snímání svalové aktivity na dolní končetině by bylo vhodné použití přístroje Delsys.

Váha elektromyografického přístroje, který je připnut kolem pasu, může také ovlivnit strategii během už již tak těžkého balančního úkolu.

Během balancování na slackline pozorujeme nejen dynamiku těla, ale i popruhu, který se sám o sobě pohybuje v závislosti na tělesných perturbacích. Malá nefixovaná opěrná báze, produkující rychlé trojrozměrné odchylky má za následek vysokou míru variability pohybu (Paoletti, 2012, p. 2099). To znamená, že snímaná aktivita svalů je pouze obrazem momentální perturbace těla a popruhu.

Změnou pozice horních končetin dojde pravděpodobně ke změně obtížnosti daného úkolu. Subjektivní obtížnost daného úkolu nebyla dotazovaná. Otázkou však zůstává, proč vůbec měnit pozici horních končetin, neboť kterákoliv pozice horních končetin změni zapojení trupových svalů. Jak již bylo zmíněno výše, klíčovým mechanismem při balancování na slackline je pohyb paží. Podobnou roli však hraje i balanční tyč (Patel, 2014, p. 1946).

## **9.5 DOPORUČENÍ PRO DALŠÍ VÝZKUM**

V rámci našeho měření jsme se potýkali s řadou limitů práce. Tyto limity mohou být přínosem jako doporučení pro další výzkumy. Slackline je atraktivní možnost balančního tréninku, avšak jeho využití v rámci rehabilitace je neustále diskutováno. V rámci sumarizace vědeckých studií bylo nalezeno celkem 19 studií.

Zajímavou prací, která by mohla přispět k argumentaci využití slackline je studie Pfusterschmied et al. (2013, pp. 28–33), ve které porovnávali jednotlivé balanční pomůcky. Vhodnou aktivitou při porovnání je stoj na jedné dolní končetině. Tato aktivita byla nejvíce využívanou aktivitou v rámci studií.

Nicméně by bylo zajímavé a přínosné, kdyby se v rámci dalších studií autoři práce zabývali tím, jaký efekt má dlouhodobá terapie na slackline. Důvodem dlouhodobého tréninku bývá motorické učení a schopnost adaptace. Efekt opakované terapie po dobu více jak 6 týdnů byl pozorován u celkem 8 studií (Donath, 2013, pp. 1093–1097; Donath, 2015, pp. 3–7; Donath,

2016, pp. 1–13; Gabel, 2016, pp. 1–13; Galkin, 2016, pp. 212–217.; Magon, 2016, pp. 334–339; Santos, 2016, pp.653–664; Serrien, 2016, pp. 1–4).

## ZÁVĚR

Z výsledků této práce vyplývá, že změna pozice horních končetin na slackline má objektivní vliv na svalovou aktivitu. Během stoje na pravé dolní končetině pozorujeme zvýšení svalové aktivity m. latissimus dorsi dx., zatímco snížení svalové aktivity m. obliquus externus abdominis sin. v pozici 2 oproti pozici 1. Během stoje na levé dolní končetině pozorujeme zvýšení svalové aktivity m. latissimus dorsi bilaterálně v pozici 2 oproti pozici 1.

V posledních letech vzrůstá počet studií, zabývajících se slackline. Mnoho studií se zabývá stojem na jedné dolní končetině na slackline. Hlavním hodnotícím parametrem bývá však čas, který bývá součástí Standing balance testu. Stoj na jedné dolní končetině byl nejužívanější aktivitou v rámci studií.

Již řada studií se zabývala efektem slackline na posturální stabilitu. Nicméně žádná z nich se nezabývala změnou pozice horních končetin během těchto aktivit. Tato práce je pilotní studií na toto téma.

Kromě vybraných aktivit, jako je stoj na pravé a levé dolní končetině na slackline, jsme také objektivizovaly svalovou aktivitu trupového svalstva během chůze po slackline. Chůze je velmi komplexní pohyb. Svou dynamičností se stává i jistým limitem této práce. Chůze na slackline je velmi variabilní a závisí na schopnosti motorického učení každého jedince a také preferenci stylu slackline. Závěrem této práce můžeme říct, že chůze po slackline není vhodná aktivita pro snímání svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie.

V rámci našeho měření jsme se potýkaly s řadou limitů práce. Tyto limity mohou být přínosem jako doporučení pro další výzkumy. Slackline je atraktivní a náročná alternativa balančního tréninku. Svými vlastnostmi ji můžeme přirovat k trampolíně. Využití v rámci rehabilitace je neustále diskutováno.

Zajímavou prací, která by mohla přispět k argumentaci využití slackline, je studie Pfusterschmied et al. (2013, pp. 28–33). V této práci porovnávali různé balanční pomůcky, jako je pěnová podložka, kulová úseč a slackline.

Nicméně by bylo zajímavé a přínosné, kdyby se v rámci dalších studií autoři práce zabývali tím, jaký efekt má dlouhodobá terapie na slackline. Důvodem dlouhodobého tréninku bývá motorické učení a schopnost adaptace. Efekt opakované terapie po dobu více jak 6 týdnů byl pozorován u celkem 8 studií (Donath, 2013, pp. 1093–1097; Donath, 2015, pp. 3–7; Donath, 2016, pp. 1–13; Gabel, 2016, pp. 1–13; Galkin, 2016, pp. 212–217.; Magon, 2016, pp. 334–339; Santos, 2016, pp. 653–664; Serrien, 2016, pp. 1–4).

## REFERENČNÍ SEZNAM

ALEXANDROV, A.V., FROLOV, A.A., HORAK, F.B., CARLSON-KUHTA, P., PARK, S. 2005. Feedback ekvilibrium control during human standing. *Biological Cybernetics*. 2005, vol. 93, no. 5, pp. 309–322. ISSN: 1622–8222.

ALVARADO, J.C., STANFORD, T.R., ROWLAND, B.A., VAUGHAN, J.W., STEIN, B.E. 2009. Multisensory integration in the superior colliculus requires synergy among corticocollicular input. *Journal of Neuroscience*. 2009, vol. 29, pp. 6580–6592. ISSN: 1945–8228.

ASHBURN, H. *How to Slackline!* Rowman and Littlefield, 2013, 224 s. ISBN: 987 – 07622784997.

BALCOM, S. *Walk the line: The Art of Balance and the Craft of Slackline*. Ashland, Oregon: Slack Daddy Press. 2005, 125 s. ISBN: 0976485001

BEHM, D. G., DRINKWATER, E. J., WILLARDSON, J. M., COWLEY, P. M. 2010. Canadian society for exercise physiology position stand: The use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *Applied physiology, nutrition and metabolism*. 2010. vol. 35, no. 1, pp. 109–112. ISSN: 2013–2512.

BERG, K., GAYTON, W.D. 1989. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*. 1989, vol. 41, no. 6, pp. 1–21. ISSN: 526542–241–2.

BLOEM, B.R., BECKLEY, D.J., REMLER, M.P., ROOS, R.A. 1995. Postural reflexes in Parkinsons disease during resist and yield tasks. *Journal of the neurological sciences*. 1995, vol. 129, no. 2, pp. 109–119. ISSN: 7608724.

CARPENTER, M.G., ALLUM, J.H., HONEGGER, F. 2001. Vestibular influences on human postural control in combinations of pitch and roll planes reveal differences in spatiotemporal processing. *Experimental brain research*. 2001, vol. 140, no. 1, p. 95–111. ISSN: 115008002.

CARTY, CH.P., CRONIN, N.J., NICHOLSON, D., LICHTWARK, G.A., MILLS, P.M., KEER, G., GRESSWELL, G., BARRETT, R.S. 2015. Reactive stepping behaviour in response to forward loss balance predicts future falls in community-dwelling older adults. *Age and Aging*. 2015, vol. 44, pp. 109–115. ISSN: 2630–14719.

ČÁPOVÁ, J. 2008. *Terapeutický koncept bazální programy a podprogramy*. Ostrava: Repronis, 2008, 119 s. ISBN: 978–80–7329–180–8.

DE LUCA, C.J. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997, vol. 13, no. 2, pp. 136–163. ISSN: 1543–2688.

DONATH, L., ROTH, R., ZAHNER, L., FAUDE, O. 2013. Effects of Slackline Training on Balance, Jump Performance and Muscle Activity in Young children. *International Journal of sports medicine*. 2013, vol. 34, no. 12, pp. 1093–1098. ISSN: 0033–1337.

DONATH, L., ROTH, R., ZAHNER, L., FAUDE, O. 2015. Slackline training and neuromuscular performance in seniors: A randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. [online]. 2016, vol. 26, no. 3, pp. 275–283 [cit. 2016-05-22]. ISSN: Print– 101111. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/sms.12423/epdf>

DONATH, L., ROTH, R., ZAHNER, L., FAUDE, O. 2016. Slackline training (Balancing over narrow nylon ribbons) and Balance Performance: A meta-Analytical Review. *Sport Medicine*. 2016. pp. 1–13. ISSN: 2770–4493.

EKDAHL, C., JAMLO, G.B., ANDERSON, S.I. 1989. Standing balance in healthy subject. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1989, vol. 45, no. 6, pp. 192–197. ISSN: 2631193.

FITZPATRICK, R., BURKE, D., GANDEVIA, S.C. 1996. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances. *Journal of Neurophysiology*. 1996, vol. 76, no. 6, pp. 3994–4008. ISSN:1522–1598.

GABEL, CH. P., RANDO, N., MELLOH, M. 2016. Slacklining and stroke. *World Journal of Orthopedics*. 2016, vol. 7, no. 8, pp. 513–518. ISSN: 2218–5836.



GABEL, CH.P., MENDOZA, S. 2013. Slacklining for Lower Extremity Rehabilitation and Injury Prevention. *International Journal of athletic therapy and training*. 2013, vol. 18, no. 4, pp. 14–19. ISSN: 2157–7277.

GALKIN, Y., NADAV, G., CARMELI, E. 2016. Effects of slackline vs. pilates on anterior core muscle strength. *International Journal of current multidisciplinary studies*. 2016. vol. 2, no. 4, pp. 212–217. ISSN: 0106–0254.

GANONG, W.F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005. 805 s. ISBN: 8072623117.

GEHEN, A. 2002. Simulations of foot stability during gait characteristic of ankle dorsiflexor weakness in the elderly. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2002, vol. 9, no. 4, pp. 333–337. ISSN: 11352448.

GRANACHER, U., ROTH, R., GOLLHOFER, A. 2010. Slackline Training for Balance and Strength Promotion. *International Journal of Sports Medicine*. 2010, vol. 31, no. 10, pp. 717 – 723. ISSN: 0030–126123.

GRUBER, M., GOLLHOFER, A. 2004. Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *European journal of applied physiology*. 2004, vol. 92, no. 1, pp. 98–105. ISSN: 1502–4669.

GURFINKEL, V.S., IVANENKO, Y.P., LEVIK, Y.S. 1995. The influence of head rotation on human upright posture during balanced bilateral vibration. *Neuroreport*. 1995, vol. 7, no. 1, pp. 137–140. ISSN: 8742436.

HONEGGER, F., TIELKENS, R.J.M., ALLUM, J.H. 2013. Movement strategies and sensory reweighting in tandem stance: differences between trained tightrope walkers and untrained subjects. *Neuroscience*. 2013, vol. 254, pp. 285–300. ISSN: 0306–4522.

HORAK, F. 1988. Clinical Measurement of Postural Control in Adults. *Physical Therapy*. 1988, vol. 67, no. 12, pp. 1881–1885. ISSN: 6712–1881.

HORAK, F. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. [online]. 2006, vol.35, pp. 27–31. [cit. 2017-01-30]. ISSN: Print – 101093077. Dostupné z: <https://www.cs.cmu.edu/~cga/legs/chamr1.pdf>

HORAK, F., DIMITROVA, D., NUTT, J.G. 2005. Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. *Experimental neurology*. 2005, vol. 193, no. 2, pp. 504–521. ISSN: 1586–9953.

HORAK, F., FRANK, J., NUTT, J. 1996. Effects of dopamine on postural control in parkinsonian subjects: scaling, set, and tone. *Journal of neurophysiology*. 1996, vol. 75, no. 6, pp. 2380–2396. ISSN: 89737561.

HORAK, F., HENRY, S.M., SHUMWAY-COOK, A. 1997. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical therapy*. 1997, vol. 77, no. 5, pp. 517–533. ISSN: 9149–762.

HORAK, F., KUO, A. 2000. *Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intentions. Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*. Springer New York. 2000, pp. 267–281. ISBN: 978–1–4612–7415–5.

HSU, W.L., SCHOLZ, J.P., SCHONER, G., JEKA, J.J., KIEMEL, T. 2007. Control and Estimation of Posture During Quiet Stance Depend on Multijoints Coordination. *Journal of Neurophysiologist*. [online]. 2007, vol. 97, pp. 3024–3035. [cit. 2017-03-19]. ISSN: Print – 30245–2012. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/jn/97/4/3024.full.pdf>.

HUBER, P., KLEINDL, R. 2010. A case study on balance recovery in slacklining. *International Conference on Biomechanics in Sports*. 2010, pp. 1–5. ISSN: 1999–4168.

HUFNER, K., BINETTI, C., HAMILTON, D.A., STEPHAN, T., FLANAGIN, V.L., LINN, J., LABUDDA, K., MARKOWITSCH, H., GLASAUER, S., JAHN, K., STRUPP, M., BRANDT, T. 2011. Structural and functional plasticity of the hippocampal formation in professional dancers and slackliners. *Hippocampus*. 2011, vol. 21, no. 8, pp. 855–865. ISSN: 2057–2197.

CHENG, K. 2003. A systematic Perspective of Postural Control. *University of Toronto*. 2003, vol. 12, no. 1, pp. 1–4. ISSN: 15364–12548–2.

CHIBA, R., TAKAKUSAKI, K., OTA, J., YOZU, A., HAGA, N. 2016. Human upright posture control models based on multisensory inputs in fast and slow dynamics. *Neuroscience Research*. 2016, vol. 104, pp. 96–104. ISSN: 0168–0102.

JACOBS, J.V., HORAK, F.B. 2007. Cortical control of postural responses. *Journal of neural transmission*. 2007, vol. 114, no. 10, pp. 1339–1348. ISSN:1543–1523.

KANEKAR, N., ARUIN, A.S. 2014. The effect of aging on anticipatory postural control. *Experimental brain research*. 2014, vol. 232, no. 4, pp. 1127–1136. ISSN: 00221–0145.

KARNATH, H.O., FERBER, S., DICHGANS, J. 2000. The neural representation of postural control in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 2000, vol. 95, no. 25, pp. 13931–13936. ISSN: 17678.

KAVOUNOUDIAS, A., ROLL, R., ROLL, J.P. 2001. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology*. 2001, vol. 532, no. 3, pp. 869–878, ISSN: 22785895.

KELLER, M., PFUSTERSCHMIED, J., BUCHERKER, M., MULLER, E, TAUBE, W. 2012. Improved postural control after slackline training is accompanied by reduces H-reflexes. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*. [online]. 2012, vol. 22, pp. 471–477. [cit. 2016-05-22]. ISSN: Print–1600–0893. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0838.2010.01268.x/pdf>.

KILBY, M.C., MOLENAAR, P.C., NEWELL, K. M. 2015. Models of Postural Control: Shared Variance in Joint and COM Motion. *Plos one*. 2015, vol. 1, pp. 1–20. ISSN: 0126–379.

KODOMA, K., KIKUCHI, Y., YAMAGIWA, H. 2016. Relation between bimanual coordination and whole-body balancing on a slackline. 2016, pp. 794–799. ISSN: 16485624.

KOLÁŘ.P. 2010. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN: 978–80–7262–657–1

KONRAD, H.R., HELFERT, R. 1999. Balance and aging. *The Laryngoscope*. 1999, vol. 109, pp. 1454–1460. ISSN: 15243–536.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 2011, 89 s. ISBN: 978-80-244-2762-1.

KUCHAŘOVÁ, A. 2015. *Lowline: metody učení, organizace prostoru- závěrečná práce*. Univerzita Karlova v Praze FTVS. 2015, s. 1-15.

KVÁŠ, O. 2013. *Metodická příručka slackline I*. Česká asociace slackline, o.s., Lajny.cz. [online]. 2013, pp. 1–49. [cit. 2016-05-22]. Dostupné z: <https://lajny.cz/dokumenty/MEP1.pdf>

LARSON, M.A., STEIN, B.E. 1984. The use of tactile and olfactory cues in neonatal orientation and localization of the nipple. *Development psychobiology*. 1984, vol. 17, no. 4, pp. 423–436. ISSN: 6745–5024.

LATASH, M.L. *Neurophysiological Basic of Movement*. Pennsylvania: Human kinetics, 2nd Edition, 407 s. ISBN :0–7360–6367–6.

MAGNUS, R. 1926. Physiology of posture. *Lancet*. 1926, vol. 11, pp. 531–585. ISSN: 0140–6736.

MAGON, S., DONATH, L., GAETANO, L., THOENI, A., RADUE, E.W., FAUDE, O., SPRENGER, T. 2016. Striatal functional connectivity changes following specific balance training in elderly people: MRI results of randomized controlled pilot study. *Gait and posture*. 2016, vol. 49, pp. 334–339. ISSN: 2747–9219.

MAHBOOBIN, A., LOUGHLIN, P.J., REDFERN, M.S., ANDERSON, S.O., ATKESON, CH.G. 2008. Sensory Adaptation in Human Balance Control: Lessons for Biomimetic Robotic Biped. [online]. 2008, vol.21, no.4, pp. 62–627. [cit. 2017-02-01]. ISSN: Print–18555957. Dostupné z: <http://repository.cmu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1071&context=robotics>

MAKI, B., EDMONSTONE, M.A., McLLROY, W.E. 2000. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *The journals of gerontology*. 2000, vol. 55. no. 5, pp. M270–M277. ISSN: 10819317.

MALLIOU, J. V., BENEKA, G. A., GIOFTSIDOU, F. A., MALLIOU K. P., KALLISTRATOS, E., PAFIS, K. G., KATSIKAS, A. C., DOUVIS, S. 2010. Young tennis players and balance performance. *Journal of strength and conditioning research*. 2010. vol. 24, no. 2, pp. 389–393. ISSN 1533–4287.

MALLIOU, P., AMOUTZAS, K., THEODOSIU, A., GIOFTSIDOU, A., MANTIS, K., PYLLIANIDIS, T., KIOUMOURTZOGLOU, E. 2004. Proprioceptive training for learning downhill skiing. *Perceptual and motor skills*. 2004. vol. 99, no. 1, pp. 149–154. ISSN: 1558–688X.

MASSION, J. 1992. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*. 1992, vol. 38, pp. 35–56. ISSN: 1011–4536.

McCOLLUM, G., LEEN, T.K. 1987. Form and Exploration of Mechanical Stability Limits in erect stance. *Journal of Motor behavior* [online]. 2013, vol. 21, no. 3, pp. 225–244. [cit. 2017-02-01]. ISSN: Print–00222895. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00222895.1989.10735479>

MEREDITH, M., GRAZIADEI, P.P., GRAZIADEI, G.A., RASHOTTE, M.E, SMITH, J.C. 1983. Olfactory function after bulbectomy. *Science*. 1983, vol. 222, no. 4629, pp. 1254–1255. ISSN: 6648–5330.

MEREDITH, M.A., CLEMO, H.R., STEIN, B.E. 1991. Somatotopic component of the multisensory map in the deep laminae of the cat superior colliculus. *The Journal of comparative neurology*. 1991, vol. 312, no. 3, pp. 353–370. ISSN: 17452356.

MEREDITH, M.A., STEIN, B.E. 1983. Interactions among converging sensory input in the superior colliculus. *Science*. 1983, vol. 221, p. 389–391. ISSN: 6648-5330.

MICKLE, K.J., MUNRO, B.J., STEELE, J. R. 2011. Gender and age affect balance performance in primary school-aged children. *Neuroscience*. 2011, vol. 14, no.3, pp. 243–248. ISSN: 21276751.

MOORE, S.P., RUSHNER, S.L., WINDUS, S.L., NASHNER, L.M. 1988. Human automatic postural responses: responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions. *Experimental Brain Research*. 1988, vol. 73, pp. 648–658. ISSN: 3224–4674.

MYERS, T.W. 2013. *Anatomy Trains. Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*. London: Elsevier. 2013, 317 s. ISBN: 978–0–7020–4654–4.

NAGHAVI, H.R., NYBERG, L. 2005. Common fronto-parietal activity in attention, memory and consciousness shared demands on integration. *Consciousness and cognition*. 2005, vol. 14, no. 2, pp. 390–425. ISSN: 1595–0889.

PAOLETTI, P., MAHADEVAN, L. 2012. Balancing on tightropes and slacklines. *Journal of the Royal society Interface*. [online]. 2012, vol. 9, pp. 2097–2108. [cit. 2016-05-22]. ISSN: Print–2012–0077. Dostupné z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/content/9/74/2097>

PAPEGAAIJ, S., TAUBE, W., BAUDRY, S., OTTEN, E., HORTOBAQYI. 2014. Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. *Frontier in aging neuroscience*. 2014, vol. 3, pp. 1–14. ISSN: 1253–2012.

PATEL, K.V., PHELAN, E.A., LEVEILLE, S.G., LAMB, S.E., MISSIKPODE, C., WALLACE, R.B., DURALNIK, J.M. 2014. High prevalence of falls, fear of falling, and impaired balance in older adults with pain in the United States: finding from the 2011 National Health and Aging Trends Study. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2014, vol. 62, no. 10, pp. 1844–1852. ISSN: 2528–3473.

PERENNOU, D.A, LEBLOND, C., AMBLARD, B., MICALLEF, J.P., ROUGET, E., PELISSIER, J. 2000. The polymodal sensory cortex is crucial for controlling lateral postural stability: evidence from stroke patients. *Brain research bulletin*. 2000, vol. 53, no. 3, pp. 359–365. ISSN: 1111–3593.

PETERKA, R.J. 2002. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *The American Physiological Society* [online]. 2002, vol. 88, pp. 1097–1118. [cit. 2017-02-03]. ISSN: Print–00605–2001. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/jn/88/3/1097.full.pdf>.

PETERKA, R.J., LOUGHLIN, P. J. 2004. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*. 2004, vol. 91, no. 1, pp. 410–423. ISSN: 1367–9407.

PETERKA, R.J., LOUGHLIN, P.J. 2003. Dynamic Regulation of Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal od Neurophysiologist*. [online]. 2003, vol. 91, pp. 410–423. [cit. 2017-02-01]. ISSN: Print–0022–3077. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/91/1/410.full.pdf+html>

PFUSTERSCHMIED, J. 2013. Effect of instability training equipment on lower limb kinematic and muscle activity. *Sportverletzung*. 2013, vol. 27, no. 1, pp. 28–33. ISSN: 2015–2452.

PFUSTERSCHMIED, J., BUCHECKER, M., KELLER, M., WAGNER, H., TAUBE, W., MÜLLER, E. 2013. Supervised slackline training improves postural stability. *European Journal of Sport Science*. [online]. 2013, vol. 13, no. 1, pp. 49–57. [cit. 2016-05-23]. ISSN: Print–1536–7290. Dostupné z: [https://doc.rero.ch/record/31941/files/tau\\_sst.pdf](https://doc.rero.ch/record/31941/files/tau_sst.pdf).

PFUSTERSCHMIED, J., STÖGGL, T., BUCHECKER, M., LINDINGER, S., WAGNER, H., MÜLLER, E. 2013. Effects of 4–week slackline training on lower limb joint motion and muscle activation. *Journal of Science and Medicine in Sport*. [online]. 2013, vol. 16, pp. 562–566. [cit. 2016-05-23]. ISSN: Print–1440–2440. Dostupné z: [http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1440-2440\(12\)01135-8](http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1440-2440(12)01135-8).

PROCHAZKA, A. CLARAC, F., LOEB, G.E., ROTHWELL, J.C., WOLPAW, J.R. 2000. What do reflex and voluntary mean? Modern views on an ancient debate. *Experimental brain research*. 2000, vol. 130, no. 4, pp. 417–432. ISSN: 1071–7785.

RAGNARSDOTTIR, M. 1996. The Concept of balance. *Physiotherapy*. 1996, vol. 82, no. 6, pp. 368–375. ISSN: 9406–66484.

ROGERS, M.W., WARDMAN, D.L., LORD, S.R., FITZPATRICK, R.C. 2001. Passive tactile sensory input improves stability during standing. *Experimental brain research*. 2001, vol. 136, no. 4, p. 514–522. ISSN: 11291732.

ROWLAND, B., JIANG, W., STEIN, B. 2014. Brief cortical deactivation early in life has long-lasting effects on multisensory behavior. *Journal of Neuroscience*. 2014, vol. 34, pp. 7198–7202. ISSN: 2484–9354.

SAITOU, K. WASHIMI, Y., KOIKE, Y., TAKAHASHI, A., KANEOKI, Y. 1996. Slow negative cortical potential preceding the onset of postural adjustment. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1996, vol. 98, no. 6, pp. 449–455. ISSN: 8763–5201.

SANTOS, L., RÍO, J.F., GARCÍA, B.F., JAKOBSEN, M.D., GOMEZ, L.G., SUMAN, O.E. 2016. Effect of Slackline training on Postural control, jump performance, and myoelectrical activity in female basketball players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2016, vol. 30, no. 3, pp. 653–664. ISSN: 281621846.

SANTOS, L., RÍO, J-F., GARCÍA, B-F., JAKOBSEN, M.D., GONZÁLES-DÓMEZ, L., SUMAN, O.E. 2015. Effect of slackline training on postural control, jump performance, and myoelectrical activity in female basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*. [online]. 2015, vol. 30, no. 3, pp. 653–664. [cit. 2016-05-23]. ISSN: Print– 1635–1023. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0000000000001168>.

SERRIEN, B., HOHENAUER, E., CLIJSEN, R., KUNG, U.M. 2016. Balance coordination strategies on slacklines: analysis by means of self-organizing maps. *Conference list* [online]. 2016, pp.1–4. [cit. 2017-02-02]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/308266201\\_BALANCE\\_COORDINATION\\_STRATEGIES\\_ON\\_SLACKLINES\\_ANALYSIS\\_BY\\_MEANS\\_OF\\_SELF-ORGANIZING\\_MAPS](https://www.researchgate.net/publication/308266201_BALANCE_COORDINATION_STRATEGIES_ON_SLACKLINES_ANALYSIS_BY_MEANS_OF_SELF-ORGANIZING_MAPS)

SHERRINGTON, CS. 1910. Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *The Journal of physiology*. 1910, vol. 40, no. 1, pp. 28–121. ISSN: 1699–3027.



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

SHUPPERT, CH., HORAK, F. 1999. Adaptation of Postural Control in Normal and Pathologic Aging: Implications for Fall Prevention Programs. *Journal of Applied Biomechanics*. 1999, vol. 15, no.1, pp. 64–74. ISSN: 05214–1523.

SCHÄRLI, A. M., KELLER, M., LORENZETTI, S., MURER, K., VAN LANGERBERG, R. 2013. Balancing on a slackline: 8–years– olds vs. adults. *Frontier in psychology*. 2013, vol. 4, no. 208, pp. 1–11. ISSN: 00208–00210.

SCHIEPPATI, M. NARDONE, A., SCHMID, M. 2003. Neck muscle fatigue affects postural control in man. *Neuroscience*. 2003, vol. 121, no.2, pp. 277–285. ISSN: 14521687.

SIU, A., SCHINKEL, A., DRAKE, J.D. 2016. Arm position influences the activation patterns of trunk muscles during trunk range of motion movement. *Human movement science*. 2016, vol. 49, pp. 267–276. ISSN: 2755–2643.

STEIN, B.E., LABOS, E., KRUGER, L. 1973. Sequence of changes in properties of neurons of superior colliculus of the kitten during maturation. *Journal of neurophysiology*. 1973, vol. 36, no. 4, pp. 667–679. ISSN: 4713313.

STEIN, B.E., PERRAULT, T.J., STANFORD, T.R., ROWLAND, B.A. 2009. Postnatal experiences influence how the brain integrates information from different senses. *Frontiers in integrative neuroscience*. 2009, vol. 3, no. 21, pp. 1–45. ISSN: 1983–9323.

STEIN, B.E., STANFORD, T.R., RAMACHANDRAN, R., PERRAULT, T.R., ROWLAND, B.A. 2009. Challenges in quantifying multisensory integration: alternative criteria, models, and inverse effectiveness. *Experimental brain research*. 2009, vol. 198, no. 2, pp. 113–126. ISSN: 00221–1880.

STEIN, E.B., STANFORD, T.R., ROWLAND, B.A. 2014. Development of multisensory integration from the perspective of individual neuron. *Nationalonal Review of Neuroscience*.

[online]. 2014, vol. 15, no. 8, pp. 1–35. [cit. 2017-03-19]. ISSN: Print– 4215474. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4215474/pdf/nihms-637892.pdf>

STREJCOVÁ, B., ŠIMKOVÁ, L., BALÁŠ, J. 2012. Izokinetická síla hlezenního kloubu a posturální stabilita u chodců po slackline. *Česká kinantropologie* [online]. 2012, vol. 16, no. 3, s. 93-100. [cit. 2017-02-02]. ISSN: Print–1211-9261. Dostupné z: <http://www.ceskakinantropologie.cz/index.php/TestJournal/article/viewFile/171/28>

SWIFT, C.G. 1984. Postural instability as a measure of sedative drug response. *British Journal of Clinical Pharmacology*. 1984, vol. 18, pp. 87S–90S. ISSN: 6151852.

TAUBE, W., GRUBER, M., GOLLHOFER, A. 2008. Spinal and Supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta physiologist*. 2008, vol. 193, pp. 101–116. ISSN: 1748–1716.

TAUBE, W., LEUKEL, C., GOLLHOFER, A. 2008. Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance. *Experimental Brain Research*. 2008, vol. 188, no.3, pp. 353–361. ISSN: 00221–0081.

TAUBE, W., SCHUBERT, M., GRUBER, M., BECK, S., FAIST, M., GOLLHOFFER, A. 2006. Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *Journal of applied physiology*. 2006, vol. 101, no. 2, pp. 420–429. ISSN: 1660–1305.

TEPLÁ, L., JANURA, M., SVOBODA, Z., ZEMKOVÁ, E. 2016. Slackline a jeho možnosti využití v rehabilitační terapii. *Rehabilitácia* 2016, vol. 53, no. 3, s.163-171. [cit. 2017-02-02]. ISSN: Print– 1805-4552. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/309911264\\_Slackline\\_a\\_jeho\\_moznosti\\_vyuziti\\_v\\_rehabilitacni\\_terapii](https://www.researchgate.net/publication/309911264_Slackline_a_jeho_moznosti_vyuziti_v_rehabilitacni_terapii)

THACH, W.T., BASTIAN, A.J. 2004. Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease. *Progress in brain research*. 2004, vol. 143, pp. 353–366. ISSN: 1465–3179.

THOMAS, M., KALICINSKI, M. 2016. The effects of Slackline Balance Training on Postural Control in Older Adults. *Journal of aging and physical activity*. 2016, vol. 24, no. 3, pp. 393–398. ISSN: 2015–0099.

TINETTI, M.E., SPEECHLEY, M.R., GINTER, S.F. 1989. Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *Journal of Medicine* [online]. 1989, vol. 319, no. 26, pp. 1701–1707. [cit. 2017-02-03]. ISSN: Print–1988122931. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/19951564\\_Risk\\_Factors\\_for\\_Falls\\_among\\_Elderly\\_Persons\\_Living\\_in\\_the\\_Community](https://www.researchgate.net/publication/19951564_Risk_Factors_for_Falls_among_Elderly_Persons_Living_in_the_Community).

TURPIN, N.A., COSTES, A., MORETTO, P., WATIER, B. 2017. Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. *Journal of sports sciences*. 2017, vol. 35, no. 6, pp. 557–564. ISSN: 2713–6397.

VALA, M. 2014. *Slackline pohledem fyzioterapeuta*. Lajny. [online] .2014, pp.1–2. [cit. 2017-02-02]. Dostupné z: <https://lajny.cz/pohledem-fyzioterapeuta/>

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

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

VRABEC, P., LISCHKEOVÁ, B., SVĚTLÍK, M., SKŘIVAN, J. 2002. *Rovnovážný systém I- obecná část*. Praha: Triton, 2002, 104 s. ISBN:80-7254-307-5.

WESTCOTT, S.L., LOWES, L.P., RICHARDSON, P.K. 1997. Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Physical Therapy*. 1997, vol. 77, no. 6, pp. 629–645.

WHIPPLE, R., WOLFSON, L., DERBY, C., SINGH, D. TOBIN, J. 1993. Altered sensory function and balance in older persons. *Journal of Gerontology*. 1993, vol. 48, pp. 71–76, ISSN: 8409244.

WINTER, D.A., PATLA, A.E., RIETDYK, S., ISHAC, M.G. 2001. Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing. *Journal of Neurophysiologist*. 2001, vol. 85, pp. 2630–2633. ISSN: 11387407.

WINTER, D.A., PRINCE, F., FRANK, J.S., POWELL, C., ZABJEK, KF. 1996. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neuroscience*. 1996, vol. 75, no. 6, pp. 2334 2343. ISSN: 8793746.

## SEZNAM ZKRATEK

a.	arterie
ABD	abdukce
ADL	activities of daily living
APA	anticipující posturální reakce
BS	Base of support, opěrná báze
C	celkem probandů
cm	centimetr
CMP	cévní mozková příloha
COG	Center of Gravity
COM	Center of Mass
CPA	kompensační posturální reakce
DK	dolní končetina
dx.	vpravo
EKG	elektrokardiografie
EMG	elektromyografie
ES	experimentální skupina
et al.	a kolektiv
FZV UP	Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého
kg	kilogram
KOK	kolenní kloub
KS	kontrolní skupina
KYK	kyčelní kloub
L5	5. bederní obratel
LDK	levé dolní končetina
LT	levostranný
m	metr
m.	musculus, sval
m. QF	musculus quadriceps femoris
m. TA	musculus tibialis anterior
max	maximální hodnota
min	minimální hodnota
min	minuta

mm	milimetr
MS Excel	Microsoft Excel
ms	milisekunda
obr.	obrázek
p – hodnota	p – hodnota statistické významnosti
p.	strana v anglicky psané literatuře
pp.	strany v anglicky psané literatuře
PS	posturální stabilita
RMS	vyhlazovací okno
ROM	Range of motion, rozsah pohybu
RT	pravostranný
s	sekunda
s.	strana/y v česky psané literatuře
SBT	Slackline balance test
SD	směrodatná odchylka
sin.	vlevo
Th12	12. hrudní obratel
tzv.	takzvané

## SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

Obr. 1 Koncept „deštníku“ jako komplexní pojetí rovnováhy (upraveno dle Ragnarsdottir, 1996, p. 370).....	9
Obr. 2 Stoj na jedné dolní končetině s horními končetinami v pozici 1- výchozí a konečná pozice.....	84
Obr. 3 Stoj na jedné dolní končetině s horními končetinami v pozici 2- výchozí a konečná pozice.....	84
Tab. 1 Zkrácená verze tabulky – sumarizace výsledků vědeckých studií zabývajících se slackline.....	27
Tab. 2 Stoj na pravé dolní končetině – popisné charakteristiky měřeného znaku, výsledky Wilcoxonova testu na statisticky významné hladině $p < 0,05$ .....	44
Tab. 3 Stoj na levé dolní končetině – popisné charakteristiky měřeného znaku, výsledky Wilcoxonova testu na statisticky významné hladině $p < 0,05$ .....	46
Tab. 4 Chůze po slackline – popisné charakteristiky měřeného znaku, výsledky Friedmanova testu s následným provedením post hoc testů s Bonferroniho korekcí. ....	48
Graf 1 Průměrná svalová aktivita během stoje na pravé dolní končetině .....	44
Graf 2 Průměrná svalová aktivita během stoje na pravé dolní končetině .....	45
Graf 3 Průměrná svalová aktivita během stoje na levé dolní končetině.....	46
Graf 4 Průměrná svalová aktivita během stoje na levé dolní končetině.....	47
Graf 5 Průměrná svalová aktivita během chůze po slackline.....	49
Graf 6 Průměrná svalová aktivita během chůze po slackline.....	50

## SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA 1 Informovaný souhlas .....	81
PŘÍLOHA 2 Dotazník k diplomové práci .....	82
PŘÍLOHA 3 Kineziologický rozbor .....	83
PŘÍLOHA 4 Stoj-výchozí a konečná pozice .....	84
PŘÍLOHA 5 Sumarizace výsledků studií zabývajících se slackline .....	85



## **INFORMOVANÝ SOUHLAS**

Pro výzkumný projekt: Slackline jako možnost ovlivnění posturální stability.

Období realizace: 20. 5. 2016- 31.12.2016

Řešitel projektu: Bc. Veronika Pudilová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumné části mé diplomové práce, jehož cílem je porovnat svalovou aktivitu trupového svalstva během jednotlivých aktivit na slackline – stoj na levé i pravé dolní končetině, chůze po slackline. V rámci diplomové práce jsme se zaměřily na různé pozice horních končetin. Svalová aktivita bude snímána a analyzována pomocí elektromyografie, což je přístroj, který nám umožňuje registrovat elektrické projevy činnosti svalového systému pomocí povrchových elektrod.

Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody: možnost dozvědět se o svém těle více (výsledky budou účastníkovi dle zájmu poskytnuty až po zpracování), porovnat své výsledky s dalšími slacklinisty jen orientačně.

Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto rizika: možnost úrazu při balancování na slackline. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

### **Prohlášení**

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

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu:

V \_\_\_\_\_ dne:



### PŘÍLOHA 3 Kineziologický rozbor

Kineziologický rozbor

#### VYŠETŘENÍ

Páteř:

Vyšetření pánve:

- postavení zadních spin
- postavení předních spin
- antevertze/ zešikmení pánve-kam? ...../ torze pánve

Thomayerova zkouška:

Trendelenburgova zkouška:

#### ZÁZNAM ČASŮ BĚHEM STOJE NA 1 DOLNÍ KONČETINĚ

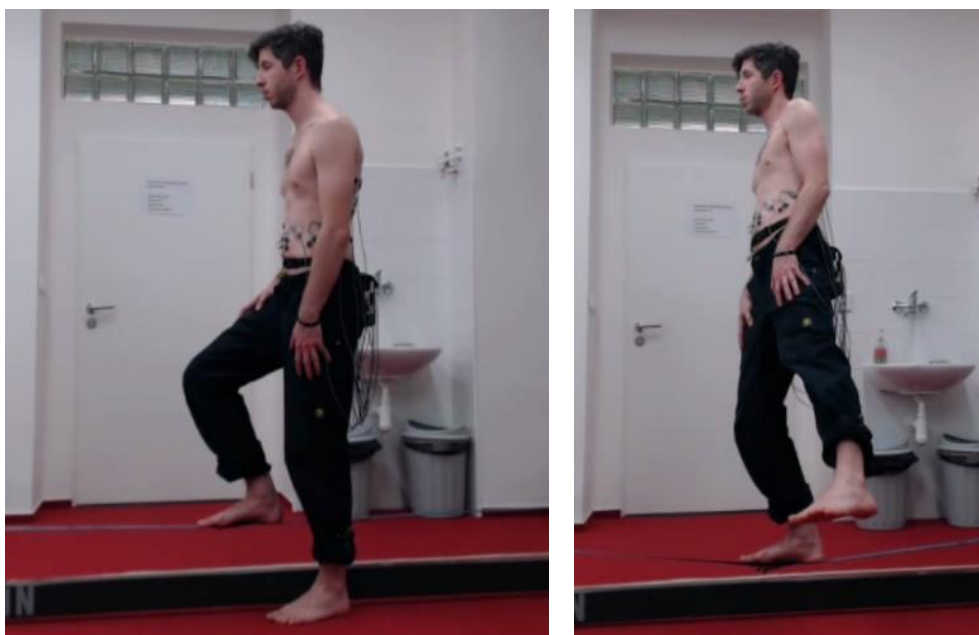
Stoj na dominantní dolní končetině s využitím HKK			
Stoj na nedominantní dolní končetině s využitím HKK			
Stoj na dominantní dolní končetině bez využití HKK			
Stoj na nedominantní dolní končetině bez využití HKK			

#### PŘÍLOHA 4 Stoj-výchozí a konečná pozice

Obr. 2 Stoj na jedné dolní končetině s horními končetinami v pozici 1- výchozí a konečná pozice



Obr. 3 Stoj na jedné dolní končetině s horními končetinami v pozici 2- výchozí a konečná pozice



PŘÍLOHA 5 Sumarizace výsledků studií zabývajících se slackline

		SLACKLINE				
studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	základní charakteristiky lajny	délka terapie	způsob hodnocení terapie	EMG/Silová plošina	výsledky terapie
Donath (2013)	34/21/13 děti	Slack Rack 300	10 min/denně 5x v týdnu	Freiburger physical activity questionnaire	silová plošina	<input checked="" type="checkbox"/> ↓ svalové aktivity m. soleus, m.gastrocnemius, m. TA
			6 týdnů	Jump testing- testování vertikálního skoku  Standing balance test (SBT)	EMG- m. soleus, m. gastrocnemius, m. TA	<input checked="" type="checkbox"/> ↓ postural sway během stoje na nedominantní DK  <input checked="" type="checkbox"/> nepřenositelnost na ADL
Donath (2015)	32/16/15 dospělí	Slack Rack 300	30 min /3x týdně  6 týdnů	Freiburger physical activity questionnaire  FES-I Falls Efficacy Scale –International  Standing balance test (SBT)	EMG  m. soleus, m. gastrocnemius, m. TA, m. OEA, m. REC, m. gluteus medius	<input checked="" type="checkbox"/> ↓ svalové aktivity během stoje na 1 DK, <input checked="" type="checkbox"/> schopnost přemístit rychle COM <input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během všech aktivit SBT
Donath (2016)	32/16/16 senioři	Slack Rack 300	30 min/3x týdně  6 týdnů	FES-I Falls Efficacy Scale – International  Freiburger Physical Activity Questionnaire  Physical Readiness Questionnaire  Standing slackline	EMG  m. soleus, m.gastrocnemius  m. OEA, m. REC, m. gluteus medius	<input checked="" type="checkbox"/> specifické dynamické ronováhy <input checked="" type="checkbox"/> adaptace svalové aktivity  <input checked="" type="checkbox"/> ↓ svalové aktivity trupového svalstva

SLACKLINE						
studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	základní charakteristiky lajnny	délka terapie	způsob hodnocení terapie	EMG/Silová plošina	výsledky terapie
Dordevic (2017)	50/25/25 dospělí	Slack Rack 300	60 min/3x týdně 4 týdny	Clinical balance test Orientation test		<input checked="" type="checkbox"/> funkce vestibulárního systému <input checked="" type="checkbox"/> stability se zavřenými očima <input checked="" type="checkbox"/> prostorové orientace
Gabel (2013)	49/49/0 dospělí	Slack Rack 300	jednorázové měření	NRS – hodnocení úsilí	EMG m.quadriceps femoris	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ aktivace m. QF oproti dalším cvičení <input checked="" type="checkbox"/> ↑ aktivace m. QF se sníženým vnímání úsilí
Gabel (2016)	1 CMP s lézí a. cerebri anterior levé hemisféry	slackline popruh o šířce 5 cm 20 cm nad zemí	podlužování doby tréninku z 3 min na 10 min 2x týdně více jak 6 týdnů	PC software		<input checked="" type="checkbox"/> ↑ svalové síly m. QF, lýtkové, gluteálního a břišního svalstva <input checked="" type="checkbox"/> schopnost motorického učení <input checked="" type="checkbox"/> ↓ H-reflex
Galkin (2016)	11/6/5 dospělí	slackline	40 min/2x týdně 7 týdnů	Balance test Plank test Trunk Flexion test Straight Leg Lift		<input checked="" type="checkbox"/> ↑ svalové síly břišního svalstva stejný efekt jako pilates

SLACKLINE						
studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	základní charakteristiky lajny	délka terapie	způsob hodnocení terapie	EMG/Silová plošina	výsledky terapie
Granacher (2010)	27/13/14 dospělí	slackline popruh o šířce 3,5 cm a délce 6-15 m  60 cm nad zemí	3x týdně  4 týdny	Balance platform  Isomed – měření izometrického momentu plantárních flexorů	silová plošina	<input checked="" type="checkbox"/> krátkodobý efekt ovlivnění plantárních flexorů <input checked="" type="checkbox"/> statická/dynamická rovnováha
Honegger (2012)	19/7/12 dospělí	slackline popruh o šířce 2,5 cm a délce 5 m  70 cm nad zemí	jednorázové měření	SwayStar systém		podobná strategie jak při stoje na pěnovém povrchu se zavř. očima <input checked="" type="checkbox"/> ↑ využití vestibuláru při ↑ perturbací slackline <input checked="" type="checkbox"/> využití propiocepce souvící se ↑ trupové COM
Huber (2010)	4/4/0 dospělí	slackline popruh o šířce 2,5 cm a délce 6,9 m  46 cm nad zemí	jednorázové měření	Akcelerometr  Vicon		→ neúspěšný pokus= postural sway nad 100 mm od kontaktního bodu
Keller (2012)	24/12/12 dospělí	slackline popruh o šířce 2,5 cm a délce 7-18 m	90 min/2–3x týdně  4 týdny	Periferní nervová stimulace  Posturomed		<input checked="" type="checkbox"/> ↓ H- reflexu <input checked="" type="checkbox"/> mediolaterálních výchylek s přenositelností na ADL

SLACKLINE						
studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	základní charakteristiky lajny	délka terapie	způsob hodnocení terapie	EMG/Silová plošina	výsledky terapie
Kodoma (2016)	2/1/1 dospělí	Slack Rack 300	jednorázové měření	Standing balance test (SBT) Vicon		<input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na 1 DK <input checked="" type="checkbox"/> bimanuální koordinace
Magon (2016) **	28/14/14 dospělí		6 týdnů	Voxel – based morphometry		<input checked="" type="checkbox"/> rozdíly mezi morfologickým a funkčním propojení v mozku <input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na LDK a tandemovém stoji <input checked="" type="checkbox"/> rovnováhy → ↑ zapojení striata
Pfusterschmied (2013)	24/12/12 dospělí	slackline popruh o šířce 2,5 cm a délce 7-18 m 50-70 cm nad zemí	10x 4 týdny	posturografie posturomed Vicon	silová plošina	<input checked="" type="checkbox"/> posturální kontroly při stoji na 1 DK <input checked="" type="checkbox"/> řízení KOK a KYK <input checked="" type="checkbox"/> stabilního stoje <input checked="" type="checkbox"/> rovnováhy na ADL <input checked="" type="checkbox"/> mediolaterálních výchylek během stoje na 1 DK
Santos (2016)	25/13/12 dospělí	slackline popruh o šířce 5 cm a délce 6 m 50 cm nad zemí	90 min 4x/6 týdnů	Footscan baropodometric platforma Jump testing	EMG m. soleus, m. peroneus longus, m. TA	<input checked="" type="checkbox"/> stoje na nedominantní DK <input checked="" type="checkbox"/> stability kotníků <input checked="" type="checkbox"/> výšky vertikálního skoku



SLACKLINE						
studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	základní charakteristiky lajny	délka terapie	způsob hodnocení terapie	EMG/Silová plošina	výsledky terapie
Serrien (2016)	13/13/0 dospělí	slackline popruh o šířce 2,5 cm a délce 4 m	30 min  9x/6 týdnů	SOM – samoorganizující se mapa		<input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na 1 DK  <input checked="" type="checkbox"/> strategie= ↑ ROM, ↓ rychlosti a frekvence změny stupňů volnosti
Schärli (2013)	31/20/10 děti/dospělí	slackline popruh o šířce 3,5 cm a délce 4 m  40 cm nad zemí	45 min/3x	ASL mobilní oční systém  Standing balance test (SBT)  Vicon	silová plošina	<input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na 1 DK – více dospělí  <input checked="" type="checkbox"/> pohyby očí a stabilizace hlavy ovlivňuje PS
Strejcová (2013)	18/9/9 dospělí	slackline popruh o šířce 2,5 cm a délce 10, 2 m	jednorázové měření	Dynamometr – Cybex Human Norm  Stabilometrie – FootScan		<input checked="" type="checkbox"/> ↑ síla hlezna pro plantární flexi při úhlové rychlosti 30°/s  <input checked="" type="checkbox"/> posturální stability

SLACKLINE						
studie autor (rok)	počet probandů C/ES/KS	základní charakteristiky lajny	délka terapie	způsob hodnocení terapie	EMG/Silová plošina	výsledky terapie
Thomas (2016)	24/12/12 seniři	Slack Rack 300	70 min/ 12x	PAQ50+  Activities – Specific Balance Confidence scale  FES-I Falls Efficacy Scale – International  Posturomed		<input checked="" type="checkbox"/> mediolaterálních výchylek s přenositelností na posturomed <input checked="" type="checkbox"/> rovnováhy s přenositelností na ADL <input checked="" type="checkbox"/> ↑ mobility <input checked="" type="checkbox"/> ↓ rizika pádu <input checked="" type="checkbox"/> ↑ času během stoje na 1 DK

Legenda: počet probandů – C/EX/KS – celkový počet probandů/ počet probandů experimentální skupiny/počet probandů v kontrolní skupině

\*\* studie použité z abstraktu

zlepšení

žádný efekt na...

↑ zvýšení

→ z toho vyplývá

↓ snížení

Význam zkratk použitých v přehledové tabulce je vysvětleno viz Seznam zkratk na s. 77.