

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2021

Bc. Petra Žitná

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra fyzioterapie

**Hodnocení vlivu pravidelné slackline aktivity na dynamickou
posturální stabilitu sportující populace ve věku 20-30 let**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Helena Vomáčková, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Petra Žitná

Praha, srpen 2021

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla a řádně citovala všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

.....

Bc. Petra Žitná

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí své diplomové práce Mgr. Heleně Vomáčkové, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a připomínky, trpělivost, vstřícnost, ochotu se vším pomoci a za čas věnovaný konzultacím. Za trpělivost a podporu v celém průběhu studia děkuji své rodině. Veliký dík patří i všem zúčastněným probandům, díky nimž mohla být tato práce zrealizována.

Abstrakt

Autor: Bc. Petra Žitná

Název: Hodnocení vlivu pravidelné slackline aktivity na dynamickou posturální stabilitu sportující populace ve věku 20-30 let

Cíl: Cílem této práce je pokusit se objektivně zhodnotit vliv pravidelné sportovní aktivity slackline na dynamickou posturální stabilitu ve srovnání s normou označovanou jako „Athles Norm 20-30“ (dále jen. „Norm AN“) vytvořenou pro sportující populaci 20-30 let.

Metody: Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři UK FTVS. Testování se zúčastnilo 10 probandů ve věku 20 až 30 let, kteří se dlouhodobě věnují slackline sportu. K testování dynamické posturální stability byly použity Sensory Organization Test, Unilateral Stance a Head Shake – Sensory Organization Test. Měření na přístroji NeuroCom Smart Equi Test předcházelo provedení testu Stork Standing Balance Test ve standardizovaném provedení a v modifikaci. Pro stanovení statistického rozdílu mezi naměřenými hodnotami a Norm AN byl použit Welchův test na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Pro vyhodnocení korelačních vztahů byl použit Pearsonův test. Za vysokou míru spolehlivosti byla brána hodnota $r \geq 0,70$.

Výsledky: Byly zaznamenány statisticky významné výsledky v parametru Equilibrium Score v testu Sensory Organization Test v podmínkách SOT 1 a SOT 4 ve prospěch skupiny slacklinerů, stejně tak v parametru Sensory Analysis u složek Somatosensory Ratio a Visual Preference. Naproti tomu test Unilateral Stance nevykázal statisticky významný rozdíl získaných dat v porovnání s Norm AN a test Head Shake-Sensory Organization Test v porovnání s kontrolní skupinou. Nebyl prokázán korelační vztah mezi testy Unilateral Stance a Standing Stork Balance Test, avšak projevila se závislost vlivu počtu odtrenovaných let na udržování posturální stability a důležitost somatosenzorického systému při provádění této sportovní aktivity. Dále se ukázalo, že významnou roli hraje také zraková kontrola.

Klíčová slova: slackline, dynamická posturální stabilita, postura, stabilita, dynamická počítačová posturografie, NeuroCom, Smart Equi Test, fyzioterapie

Abstract

Author: Bc. Petra Žitná

Title: Evaluation of the influence of regular slackline activity on the dynamic postural stability of the sport population aged 20-30 years

Aim: The aim of this work is an attempt to objectively evaluate the influence of regular slackline sporting activity on dynamic postural stability in comparison with a standard named “Athles Norm 20-30” (further stated as “Norm AN”) set for sporting population aged between 20 – 30 years.

Methods: The measurements were carried out in the Laboratory of kinesiology at the Faculty of Physical Education and Sport, Charles University. There were tested 10 participants aged 20-30 years doing the slackline sport for long time. For testing the dynamic postural stability were used the Sensory Organization Test, Unilateral Stance and Head Shake – Sensory Organization Test. The measurements on the NeuroCom Smart Equi Test were preceded by carrying out the Stork Standing Balance Test both in standardized form and modification. After specifying the statistic difference between the measured values and Norm AN there was used the Welch Test with the significance level of $\alpha = 0.05$. For evaluating the correlations there was used the Pearson Test. As a high degree of reliability there was accepted the value of $r \geq 0.70$.

Results: There were recorded significantly better results in the Equilibrium Score parameter within the Sensory Organization Test in terms of SOT 1 and SOT 4 in favour of the group of slackliners, as well as in the parameter of Sensory Analysis by the components of Somatosensory Ratio and Visual Preference. On the contrary, the Unilateral Stance Test did not show statistically significant differences within the gained data in comparison with the Norm AN as well as the Head Shake-Sensory Organization Test in comparison with the control group. The correlation between the Unilateral Stance and Standing Stork Balance Test was not proved, however there came out the dependence of the number of slackline active years upon maintaining the postural stability together with the significance of somatosensory system during doing this activity. There was further observed that an important role is played there by visual control.

Key words: slackline, dynamic postural stability, posture, stability, dynamic computer posturography, NeuroCom, Smart Equi Test, physiotherapy

OBSAH

1	Úvod	9
2	Teoretická východiska	10
2.1	Postura a posturální stabilita	10
2.1.1	Vymezení pojmů	10
2.1.2	Faktory ovlivňující posturální stabilitu	11
2.1.3	Řízení posturální stability a posturální kontrola	12
2.1.4	Stabilizační systém páteře	12
2.1.5	Pohybové strategie	13
2.1.6	Vyšetření posturální stability	14
2.2	Slackline	18
2.2.1	Charakteristika, rozdělení disciplín.....	18
2.2.2	Historie	20
2.2.3	Vybavení	21
2.2.4	Působící síly	24
2.2.5	Principy chůze po slackline.....	25
2.2.6	Řízení pohybu na slackline	26
2.2.7	Úrazy	27
2.3	Možnosti využití slackline ve fyzioterapii	27
2.3.1	Využití slackline u dětí.....	28
2.3.2	Využití slackline u seniorů.....	30
2.3.3	Využití slackline u pacientů s neurologickým onemocněním.....	31
2.3.4	Slackline jako kompenzační aktivita a prevence úrazů u sportovců.....	32
3	Cíl, výzkumné otázky, hypotézy	35
3.1	Cíl práce	35
3.2	Úkoly práce	35
3.3	Výzkumné otázky.....	35
3.4	Hypotézy	36
4	Metodika práce	37
4.1	Výzkumný soubor	37
4.2	Evidence probandů.....	39
4.3	Použité metody.....	39
4.4	Sběr dat a průběh experimentu.....	39
4.4.1	Popis použitých vyšetřovacích protokolů	43

4.5	Analýza a zpracování dat	47
5	Výsledky.....	50
5.1	Sensory Organization Test	50
5.2	Unilateral Stance Test	53
5.3	Head-Shake SOT.....	53
5.4	Korelace Stork Standing Balance Test a Unilateral Test	57
5.5	Závislost odtrénovaných let vůči Stork Standing Balance Test.....	60
6	Diskuse	61
6.1	Diskuse k hypotéze H1.....	61
6.2	Diskuse k hypotéze H2.....	64
6.3	Diskuse k hypotéze H3.....	67
6.4	Diskuse k hypotéze H4.....	68
6.5	Diskuse k hypotéze H5.....	69
6.6	Limity práce	70
7	Závěr.....	72
	Seznam použité literatury	74
	Seznam příloh.....	82

1 ÚVOD

V posledních letech si u veřejnosti získává stále větší popularitu nová sportovní aktivita nazývaná slackline. Jde o balancování a chůzi na několika centimetrovém pružném popruhu, který je připevněn mezi dvěma pevnými body. Slacklining se rozšířil nejen mezi horolezeckou komunitou, v níž tento sport úplnou náhodou vznikl, ale i mezi další nadšence, kteří dnes tvoří významné jádro světové slackline komunity napříč kontinenty. Její členové se scházejí na mezinárodních festivalech, soutěžích a šampionátech, poměřují síly a překonávají rekordy v doposud ušlých vzdálenostech v jednotlivých disciplínách. Rozvoj technologií, materiálů, dokonalejšího vybavení a touha po překonávání vzdáleností, výšek i dálek daly vzniknout novému sportu, který se neustále rozvíjí a který také přináší nové možnosti pro efektivnější posturální trénink i u dalších sportovních odvětví.

Pohybové dovednosti slacklinerů jsou složeny z jednotlivých koordinačně i dynamicky náročných úkonů vyžadujících kvalitní posturální stabilizační schopnosti jedince. Pohyb těla při balancování a chůzi vpřed je veden ohraničenou linií popruhu, musí neustále odpovídat na dynamicky se měnící podmínky prostředí a klade na pohybový aparát vysoké neuromechanické požadavky.

Diplomová práce v teoretické části poskytuje přehled problematiky posturální stability, vývoj slackline sportu, popisuje jeho základní principy, vybavení a možný výskyt nejčastějších úrazů. V další části práce jsou shromážděny aktuální poznatky o možnosti uplatnění této aktivity ve fyzioterapii. Tu můžeme v současné době nacházet nejen ve sportovní oblasti a u zdravých mladých jedinců, jimž může poskytnout benefity pro prevenční a rekonvalescenční program, ale i u starší populace s cílem snížení výskytu rizika pádů a v dětském věku pro podporu komplexních pohybových dovedností.

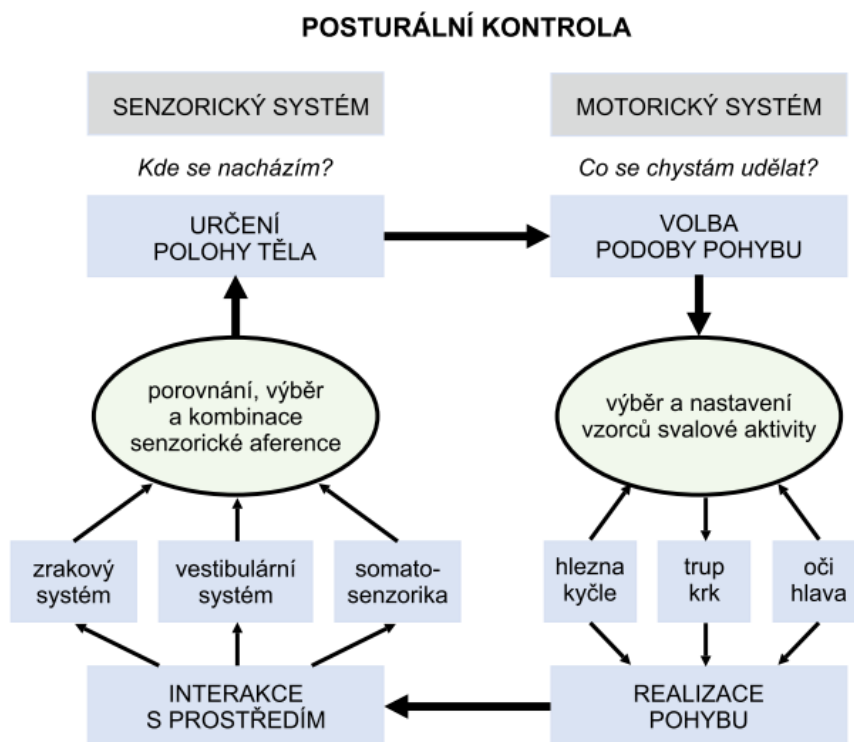
V praktické části bude porovnána posturální stabilita pokročilých slacklinerů s vytvořenou normou pro sportující populaci ve věkovém rozmezí 20-30 let. Posturální stabilita bude objektivně měřena pomocí přístroje Smart Equi Test od firmy NeuroCom International, Inc., který se řadí mezi počítačovou dynamickou posturografii (CDP).

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Postura a posturální stabilita

2.1.1 Vymezení pojmů

„Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil.“ (Kolář et al., 2012, s. 38). Je součástí jakékoliv polohy a je dokonce i podmínkou každého pohybu. Autor vymezuje následující posturální funkce: posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktibilitu. Základním požadavkem pro správné provedení pohybových aktivit i aktivit denního života je posturální kontrola, která určuje posturální nastavení a je zodpovědná za udržení polohy i za samotné provedení účelného pohybu v gravitačním poli (Bizovská et al., 2017). Hlavní roli hraje nervový systém, který dává zpětnou vazbu při případné instabilitě (feedback) či ji předvídá (feedforward), iniciuje adekvátní odpověď svalové aktivity spolu s výběrem vhodného motorického programu pro koordinaci a působící síly. Jde tedy o integraci mnoha sensorických vstupů, jejich centrální zpracování i vyhodnocení a následný výběr odpovědi nejvhodnější pro danou situaci.



Obrázek č. 1: Schéma principu posturální kontroly (Bizovská et al., 2017).

Posturální stabilita je schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k neřízenému nebo k nezamýšlenému pádu (Kolář et al., 2012). Můžeme ji rozdělit na vnější stabilitu zajišťovanou osovým orgánem a končetinami a vnitřní stabilitu zajišťovanou stabilizací páteře pomocí hlubokého stabilizačního systému (Véle, 2006). Jde o okamžitý stav systému na rozdíl od balanční funkce označované jako posturální stabilizace, kdy dochází k neustálému přizpůsobování svalové aktivity a polohy kloubů za účelem udržení těla nad opěrnou bází (Bizovská et al., 2017). Kolář et al. (2012) popisují posturální stabilizaci jako svalovou aktivitu, která zpevňuje segmenty těla oproti působícím zevním silám. Při posturální reaktibilitě dochází díky automatickému řetězení svalové aktivity ke zpevnění ve všech kloubních segmentech souvisejících s pohybem a tím k dosažení co nejstabilnější opory (Kolář et al., 2012).

2.1.2 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Posturální stabilita je ovlivňována integrací multisenzorických vstupů z vestibulárního, propioceptivního a kožního systému a zpětnovazebnými receptory (Véle, 1997). Pokud se informace přicházející do řídicího systému z různých receptorů liší, stávají se zdrojem pohybové nejistoty nebo až závratě (Řasová, 2007). Psychické vlivy a vlivy vnitřního prostředí ovlivňují excitabilitu nervového systému, jenž nastavuje přiměřený svalový tonus a vybere vhodný pohybový program. Psychický stav hraje významnou roli na způsobu držení těla. Dále je jím také ovlivňována volba vhodného programu k udržení či obnovení posturální stability, přechod mezi různými strategiemi a využití řízeného pádu (Véle, 1997; Bizovská et al., 2017). Přípravenost organismu na pohyb a aktivní držení vzpřímené polohy v klidu a při ztížených podmínkách ovlivňuje i úroveň excitability organismu a schopnost anticipace předvídající možné vychýlení z klidu a za pomoci zpětnovazebných procesů, díky čemuž dochází k aktivaci svalů před provedením možného destabilizujícího pohybu (Vařeka, 2002). Nemalý vliv na posturu má i dýchání, a to díky posturální funkci bránice (Véle, 2006). Z biomechanických faktorů popisují autoři tělesnou hmotnost, polohu těžiště nad opěrnou bází, charakter kontaktu dolních končetin s podložkou, velikost opěrné báze a postavení hybných segmentů (Kolář et al., 2012; Bizovská et al., 2017).

2.1.3 Řízení posturální stability a posturální kontrola

Na mechanismu udržujícím posturální stabilitu se dle Vařeky (2002) podílejí tři navzájem spolupracující složky – řídicí, sensorická a výkonná. Hlavní řídicí a integrující složkou je centrální nervový systém (mozek a mícha) zabezpečující přenos informací z receptorů a následně jejich centrální vyhodnocení na třech úrovních řízení: kortikální, subkortikální a spinální a následné vyslání odpovědi na efektory (Véle, 2006). Jednotlivé oddíly CNS (prodloužená mícha, most Varolův, střední mozek, mozeček, mezimozek, bazální ganglia a mozková kůra) tvoří funkční celky navzájem propojené aferentními a eferentními dráhami a při udržování posturální stability mají všechny složky svou důležitou a od sebe neoddělitelnou funkci. Sensorická složka je zodpovědná za dodávání a výměnu informací, díky čemuž může posturální systém rychle reagovat na rychle se měnící podmínky vnitřního a vnějšího prostředí (Rokyta, 2016). Řídicí systém má k vyhodnocování těchto informací k dispozici nejrůznější receptory (senzory), které podněty zaregistrují, přemění je na vzruch, jenž se sensorickým systémem dostane až do mozkové kůry. Senzory, které přijímají podněty z vnějšího prostředí (zrak, sluch, hmat, čich a chuť), se nazývají exteroceptory (Vařeka, 2002). Senzory registrující polohu, postavení jednotlivých kloubů a rozsah, rychlost a sílu pohybu jimi vykonaného popisují autoři jako propioceptory. Zatímco interoreceptory odpovídají na chemické či mechanické podráždění z vnitřního prostředí. Dle Véleho (2006) je při výpadku některé ze sensorických složek vzpřímené držení těla dále možné zintenzivněním jiné smyslové složky. U pacientů, kteří mají kvůli diabetickým onemocněním zhoršenou propiocepci, je o to více důležitá zraková kontrola (Véle, 2006). Důležitou složkou pro udržení posturální stability a pohybové koordinace tvoří i vestibulární aparát. Výkonnou složku představuje muskuloskeletální systém, který zabezpečuje stabilitu osového orgánu.

2.1.4 Stabilizační systém páteře

Panjabi (1992) rozděluje stabilizační systém na tři vzájemně se ovlivňující a spolupracující složky. Kostěné a vazivové komponenty tvoří pasivní složku zodpovídající za mechanickou stabilizaci. Svaly tvoří složku aktivní poskytující dynamickou stabilizaci. Neurální složka je tvořena systémem řídicím, tedy centrálním a periferním nervovým systémem. Svalový systém se pak funkčně skládá ze dvou stabilizačních subsystémů, ze systému vnitřního a systému vnějšího, které navzájem spolupracují a jsou ovlivňovány i systémem respiračním v čele s bránicí mající jak

respirační, tak stabilizační funkci. Vnitřní (hluboký) stabilizační systém se skládá z krátkých fixačních svalů a lokálních stabilizátorů uložených v hloubce poblíž páteře, spojujících navzájem sousedící obratle. Tyto svaly odpovídají především za segmentální stabilizaci a nastavují klouby těla ještě před samotným zahájením pohybu již při jeho pouhé představě (Suchomel, 2012). Dále do hlubokého stabilizačního systému autoři řadí svaly pánevního dna, m. transversus abdominis a bránici. Bránice však spolupracuje jak s krátkými hluboko uloženými svaly, tak se svaly dlouhými, tedy těmi velkými povrchovými, označovanými též jako globální stabilizátory, které jsou součástí vnějšího (povrchového) stabilizačního systému udržujícího stabilitu těla mimo vertikální osu i při pohybu těla (Véle, 2012). Tyto dlouhé záběrové svaly probíhají přes celou páteř, stabilizují jednotlivé segmenty, přesahují více kloubů, pracují ve funkčních řetězcích a smyčkách a také stabilizují tělo jak ve vychýlených polohách, tak během rychlého pohybu (Palašáková Špringrová, 2010; Véle, 2006). Právě přes úpony provázané oblasti řetězců a smyček je pak pohyb v rámci segmentu převeden do celé postury a každý pohyb horní i dolní končetinou je touto předchozí stabilizací podmíněn (Šafářová, 2011).

2.1.5 Pohybové strategie

Vzpřímený stoj je labilní poloha udržovaná na relativně úzké opěrné bázi. Aby byla tato poloha stabilní a nedošlo k nepředvídatelnému pádu, musí tělo využívat pohybové strategie v anteroposteriorním a mediolaterálním směru (Horak, 2006). Autor popisuje tři typy motorických strategií podílejících se na zajištění posturální stability – kotníkovou statickou strategií, kyčelní strategií a dynamickou krokovou strategií:

Kotníková statická strategie

Při této strategii, která je založena na pohybech v hlezenních kloubech, dochází k zapojení svalů disto-proximálním směrem, přičemž tělo při pohybu připomíná převrácené kyvadlo a pohybuje se kolem kloubů kotníku. Tato strategie je vhodná k regulaci drobných posturálních výchylek především v anterioposteriorním směru. Shumway-Cook et Woollacott (2001) popisují, že se při přesunu těžiště nejprve zapojují plantární flexory, poté hamstringy a nakonec zřetěžené paravertebrální svaly zad. Pokud se však těžiště přesouvá opačným směrem, aktivují se nejdříve m. tibialis anterior a svalová aktivita se zřetěží přes m. quadriceps femoris na břišní svaly.

Kyčelní strategie

K využití kyčelní strategie, ke které dochází při reakci na výraznější a rychlejší výkyvy těla, případně také pokud je opěrná báze menší než velikost nohy, je směr aktivace svalů proximo-distální. Jde o stejné svaly jako v předchozím případě, zapojují se však v opačném pořadí. K hlavním pohybům dochází v kyčelních kloubech a pomocí proti-rotace v kloubech hlezenních je možné rychle navrátit těžiště do rovnovážné polohy. Kyčelní strategie se využívá především při stoji na úzké nebo labilní ploše a při rychlých výchylkách těžiště a při zajištění stability v mediolaterálním směru. Při zachování stability pak dochází k přenášení váhy z jedné dolní končetiny na druhou, stejně tak jako při tandemovém stoji, který je využíván u slacklinerů. Hlavní pohybovou strategií během udržování stability tandemového stoje je dle Wintera (1996) právě kyčelní strategie, a to i v antero-posteriorním směru. V medio-laterálním směru je primární boční pohyb pánve za současné addukce jedné končetiny a abdukce té kontralaterální, přičemž se zmenšující se šířkou opěrné báze dojde k současnému zapojení svalů hlezenního kloubu (Shumway-Cook et Woollacott (2001); Honegger et al., 2013).

Kroková dynamická stabilita

Jde o multisegmentovou strategii odpovídající na nečekané zevní působení sil, které vychylují posturu z rovnováhy. Zároveň se také jedná o poslední volbu při zachování stability, tedy v případech, kdy hlezenní ani kyčelní strategie již nedostačuje (Horak, 2006).

2.1.6 Vyšetření posturální stability

Obecně se posturální stabilita testuje ve stoji a jeho různých modifikacích. Mezi statické testy, které však poskytují pouze subjektivní posouzení posturální stability, řadíme stoj na jedné dolní končetině nebo Rombergův stoj (Vařeka, 2002). Dynamickými testy se hodnotí stabilita při chůzi a v klinické praxi mají své místo standardizované funkční testy a škály (např. TUG, (mini)BEST, Functional Gait Index, Functional Gait Assessment, Berg Balance Scale, Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment a další (Bizovská et al., 2017). Nejobektivnější je však vyšetření pomocí posturografického přístrojového vyšetření za využití kinetické analýzy na tenzometrických plošinách.

Přístrojové vyšetření

Kolář et al. (2012) popisují kinetickou analýzu (posturografii) jako diagnostickou metodu umožňující hodnotit balanční mechanismy. Má důležité uplatnění při sledování dlouhodobého vývoje poruch rovnováhy nebo monitorování vlivu léčby na poruchu stability. Vyšetření se provádí na tenzometrické plošině a nejčastějšími využívanými systémy jsou Kistler, Bertec, AMTI nebo NeuroCom (Kolář et al., 2012). Tenzometrická plošina přístroje měří rozklad reakčních sil ve třech vzájemně kolmých rovinách. Silou, která působí bezprostředně na plošinu, je tíhová síla pacienta. Tenzometrická plošina změří elektrickými tenzometry umístěnými v rozích plošiny reakční sílu reagující na tíhovou sílu pacienta dle zákona akce a reakce. Některé systémy provádí jen statické vyšetření stoje a jeho modifikací (stoj v tandemu, stoj na jedné noze), existují však také systémy umožňující i dynamické testování zahrnující vyšetření situací, kdy se pohybuje pacient (různé modifikace chůze) nebo podložka s pacientem. V klinické praxi je nejvyužívanější přístroj NeuroCom, který nabízí hodnocení výsledků jednotlivých testů a porovnání s normativními hodnotami zdravých jedinců (Kolář et al., 2012).

Balková (2005) dělí posturografii na statickou a dynamickou – stabilometrii a dynamometrii. Statická posturografie dle Balkové (2005) hodnotí stabilitu prostého bipedálního stoje bez zevních rušivých elementů na nepohyblivé plošině, případně v modifikacích (tandemový stoj, stoj na jedné noze) a často bývá považována za objektivní hodnocení Rombergova testu. Lze také testovat jednotlivé senzorní systémy – např. vyloučení zraku, ztížení podmínek vnímání propriocepce či jejich kombinace. Při dynamické posturografii dochází při měření k aplikaci rušivých elementů, kdy se buď plošina pohybuje s pacientem a dochází k náhlým, nepředvídatelným posunům platformy vpřed a vzad, ke změnám jejího sklonu nebo k pohybům umělého zevního prostředí působícího na zrakovou složku, čehož se využívá k vyšetření adaptivních mechanismů CNS. Stejně tak při vyhodnocení reakční doby a okamžité obranné reakce se využívá rychlých nepředvídatelných rušivých podnětů. Pro posouzení schopnosti adaptace a anticipace se využívá podnětů pomalých a oscilačních (Dispenza et DeStefano, 2014; Guskiewicz et Perrin, 1996; Visser et al., 2008).

Z měření na kinematické plošině můžeme získat následující parametry:

- AC (Area of Contact, plocha kontaktu) – jde o celou plochu kontaktu povrchu těla s podložkou
- AS (Area of Support, opěrná plocha) – jde o aktuálně využitou plochu, která je potřebná k vytvoření opěrné báze
- BS (Base of Support, opěrná báze) – se nazývá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi AS
- COM (Centre of Mass, těžiště) – jde o působišťe tíhové síly, tzv. hypotetický hmotný bod, který je středem hmotnosti celého těla. Vzhledem k němu se výsledný moment tíhových sil, který působí na jednotlivé segmenty, rovná nule. Průsečík svislé těžnice s opěrnou bází se v literatuře popisuje označením COG (Center of Gravity).
- COP (Centre of Pressure) – jde o průměr všech tlaků, které působí do opěrné plochy. (Bálková, 2005; Kolář et al., 2012; Vařeka, 2002; Bizovská et al., 2017).

V souvislosti s povahou testovaných úkolů se hodnotí reaktivní posturální stabilita, při které se sleduje především reakce probanda na vychýlení z rovnovážného stavu, nebo proaktivní posturální stabilita, v níž jde především o snahu probanda splnit úkol obsahující cílený, vědomý pohyb, kterým ovládá polohu těžiště těla, polohu COP nebo náklon kontaktní plochy. Z výše popsaných parametrů se hodnotí velikost amplitudy COP, délka trajektorie COP, plocha konfidenční elipsy nebo také latence, a to v závislosti na měřícím systému a druhu testování (Bizovská et al., 2017).

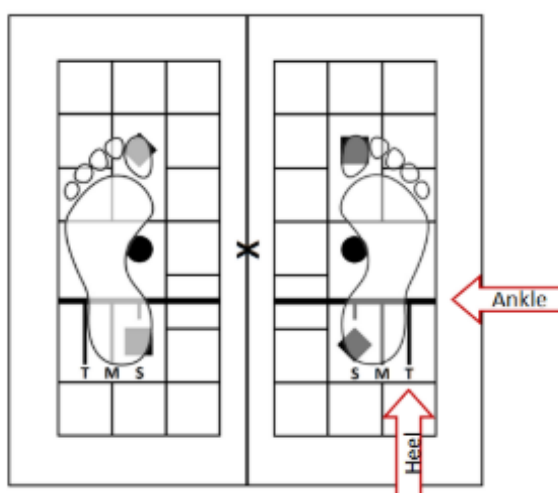
2.1.6.1 NeuroCom Smart Equi Test

Přístroj NeuroCom Smart Equi Test obsahuje softwarovou aplikaci, která umožňuje přesně určit a vyhodnotit podíl jednotlivých složek, které se podílejí na posturální kontrole, a zároveň výsledky ihned porovnává s normativními hodnotami zdravých jedinců (Kolář et al., 2012). Díky měnícím se zevním podmínkám je možné odhadnout úroveň posturální stability a blíže specifikovat příčiny posturální nejistoty. Přístroj NeuroCom Equi Test se využívá nejen v diagnostice a následné rehabilitaci, ale díky sadě standardizovaných testů je často využíván v rámci lékařských oborů, sportovní i rehabilitační medicíny v oblasti výzkumu (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

Technické parametry a vybavení

Základem je zabudovaná čtvercová posturografická deska o rozměrech 46cm x 46cm s maximální nosností 203kg. Tenzometrická plošina je schopná náklonu přibližně 10° okolo horizontální osy o maximální úhlové rychlosti 50°/s a posunu v předozadní rovině přibližně o 6,35cm o maximální rychlosti 15cm/s. Další částí přístroje je pohyblivé vizuální okolí, které se může pohybovat cca 10° okolo horizontální osy s úhlovou rychlostí až 15°/s (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014). Součástí testovacího přístroje jsou dále pohyblivé vizuální okolí s LCD displejem s možností osvětlení, počítač s LCD monitorem, software pro vyhodnocení měření NeuroCom Balance Manager Software, pojízdný vozík a počítač s tiskárnou, bezdrátovou myší a klávesnicí, bezdrátový ovladač, pomůcky pro možnost modifikace testování: podložky, válcová úseč, schůdky, podpěrná tyč s pevnými úchyty pro závěsný systém a bezpečnostní závěsné úvazky ve třech různých velikostech. Pro zajištění bezpečí testovaného má přístroj k dispozici jednoduché velikosti přizpůsobitelný celotělový úvazek z plochých lan. Testovaný je pak pomocí karabin zajištěn k přístrojové konstrukci (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014). Pro měření není vyžadován žádný speciální oděv, oblečení by však testovaného nemělo žádným způsobem limitovat ani ovlivňovat.

Maximální váha jedince, který je na přístroji testován, může být 200 kg a výška 2,03 m. Důraz je kladen na správné nastavení polohy nohou – viz Obrázek č. 2 (Concordia University, 2015).



Obrázek č. 2: Správné nastavení polohy nohou (Concordia University, 2015).

System obsahuje tři tréninkové protokoly (Sequence Training, Weight Bearing Training, Custom Training) a sedm standardizovaných protokolů:

Sensory Organization Test (SOT), který hodnotí vzájemné interakce a abnormality mezi vestibulárním, somatosenzorickým a vizuálním systémem.

Motor Control Test (MCT) pro analýzu rychlosti reakce a schopnosti návratu jedince z neočekávaných posunů pohyblivé desky, kterými přístroj dokáže vyvolat automatickou posturální reakci jedince.

Adaptation Test (ADT) vyhodnocující schopnost testovaného přizpůsobit automatickou pohybovou odpověď na opakující se změnu orientace plošiny.

Weight Bearing Squat (WBS) hodnotí procentuální rozložení celkové tělesné hmotnosti mezi pravou a levou dolní končetinou při různých stupních flexe v kolenních kloubech (0°, 30°, 60° a 90°).

Unilateral Stance (US) poskytující informace o schopnosti posturální stability testovaného při stoji na jedné dolní končetině při otevřených a zavřených očích a současné 90° flexi druhé dolní končetiny v kolenním a kyčelním kloubu.

Limits of Stability (LOS) vyhodnocuje schopnost jedince záměrně přesunout jeho těžiště, a to co nejpřesněji a nejrychleji do předem stanoveného cíle, který vidí na obrazovce před sebou.

Rhythmic Weight Shift (RWS) analyzuje kvalitu balančních mechanismů při přenášení zatížení laterolaterálním a anteroposteriorním směrem a schopnost přesunu COG v těchto směrech při třech různých rychlostech (pomalá, střední, rychlá) dle vizuální zpětné vazby na monitoru (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

2.2 Slackline

2.2.1 Charakteristika, rozdělení disciplín

Slackline je obecný název pro velice mladý sport využívající chůzi, provádění triků a nejrůznější pohybové aktivity na popruhu, který bývá nejčastěji široký 2,5-5cm (Ashburn, 2011). Název slackline lze přeložit jako volný nebo také povolený popruh. Autorka shrnuje dosud popsané disciplíny tohoto sportovního odvětví:

Lowline – jde o základní druh slackline. Využívá se polyesterového popruhu širokého 19 či 25mm v délce do 30m nataženého v malé výšce nad zemí mezi dva pevné body. Z tohoto druhu se postupně vyvíjely ostatní varianty. Na natažení lowline není potřeba složitých postupů, většinou stačí popruh, kotvicí body a dvě karabiny.

Trickline – jde o nejdynamičtěji se vyvíjející druh slackline určené pro statické i dynamické triky a skoky. Nejčastěji se používá 50mm široký polyesterový popruh, která má vysoké dynamické vlastnosti v tahu. Při doskočení získá slackliner odezvu podobnou jako na trampolíně. Jde o jedinou disciplínu, v níž se pořádají soutěže i na světové úrovni.

Longline – v této disciplíně je popruh natažen na vzdálenost delší než 30 metrů. Používají se popruhy šíře 25mm z polyesteru nebo z pevných materiálů jako je Dyneema a Vectran. Díky moderním popruhům a stále se zdokonalujícímu upevňovacímu systému je v současné době možné natáhnout longline délky i přes 500 metrů.

Highline – je považována za královské odvětví slackline. Za highline se považuje natažení slackline ve výšce alespoň 10 metrů nad zemí. Strach z výšek, orientace těla a vnímání prostoru ztěžují pohyb po highline a udržování rovnováhy. Highlineři chodí v lezeckém sedáku a jsou jisti k popruhu, po kterém jdou. Pro spolehlivé natažení highline jsou zapotřebí četné zkušenosti slacklinera a pokročilá znalost techniky natahování.

Waterline – v tomto případě se slackline natahuje nad vodou. Tato disciplína je oblíbená zejména v letních měsících.

Midline – je mezičlánek mezi lowline a highline a jde o jednu z nejnebezpečnějších disciplín. Nelze totiž spolehlivě zaručit jistění slacklinera tak, aby při pádu do jistícího lana nedošlo ke zranění, kterému nelze kvůli průvěsu popruhu z výšky okolo 5 metrů nad zemí efektivně zabránit.

Urbanline – jde o označení slackline natahovanou ve městě, kdy se dá popruh ukotvit mezi sloupy, budovy nebo např. pouliční osvětlení.

Ninjaline – jde o označení natažené slackline na zakázaných místech, kdy může tímto natažením současně jít o porušení pravidel nebo právních norem. Samotnou realizaci předchází fáze příprav, dále je samozřejmostí rychlý průběh natažení slackline i její přechod a rychlé opuštění místa. Kvůli výše zmíněné nelegálnosti jde spíše o adrenalinovou zábavu.

Rodeoline – jde o povolenou, pružnou slackline vhodnou především zejména pro houpání se na ní.

Slackwire – mezičlánek mezi slackline a provazochodectvím, kdy se místo popruhu napíná mezi dva pevné body textilní lano.

2.2.2 Historie

Lidé od nepaměti zkoušeli balancovat a udržovat svou rovnováhu na rozličných předmětech, jakými byly statická lana nebo trámy. Přímým předchůdcem slackline bylo provazochodectví, které bylo poprvé kolem začátku našeho letopočtu na území dnešního Kazachstánu. Pro tuto aktivitu se napínalo v průřezu kulaté lano z různých pevných materiálů (Hanuš Kuchařová, 2020). V šedesátých letech 20. století začali lezci v Yosemitech v rámci tréninku trávit čas i při odpočinku balancováním na řetězech kolem parkovišť a na lezeckých laněch. Až od počátku 80. let však můžeme mluvit o slackliningu jako o samostatné aktivitě (Kváš, 2013). Lezecké vybavení zkusili napnout v horolezeckých táborech v údolích Adam Grosowsky a Jeff Elington, kteří se na jednopalcovém popruhu naučili nejen chodit, ale zkoušeli na něm i mnoho dalších triků a tento nápad začali šířit v lezecké komunitě do celého světa. Po roce 2000 se objevily pokusy o přechody popruhu v nejrůznějších výškách, čímž se inspirovali další významní lezci, kteří mezi sebou začali překonávat rekordy, a to především v longline a highline disciplínách (Hanuš Kuchařová, 2020). Největší rozmach však tento novodobý sport zaznamenává od roku 2006, kdy došlo k zavedení jednoduchých sad pro slacklining obsahujících pružné popruhy a napínací systém ze dvou karabin. Sady byly a jsou nadále dostupné prakticky pro všechny zájemce, díky čemuž se tento sport dostal i do povědomí širší veřejnosti. V roce 2015 došlo k založení International Slackline Association (ISA) a v roce 2017 se posunul vývoj v technice napínání dlouhých lajn jejich spojováním. Světový rekord z roku 2019 je 2000m – tuto

vzdálenost překonali Lucas Irmeler a Mie Noblet. (International Slackline Association, 2020; Hanuš Kuchařová, 2020).

Do povědomí českých lezců se tento sport dostal až v roce 2005. O rok později se tři skupinky nadšených českých slacklinerů potkaly v rakouském Scharnitz na prvním mezinárodním slackline meetingu. V roce 2007 zorganizovali pražští slacklineři první festival v ČR. Zúčastnilo se ho přibližně 50 slacklinerů z České republiky a Německa, přičemž mnoho lidí zde poprvé vyzkoušelo také disciplínu highline. Roku 2008 byla u nás založena značka Equilibrium slacklines vyrábějící vybavení pro slacklinery. V roce 2011 vznikla Česká asociace slackline, o.s., jejímiž zakladateli byli Jiří Janoušek, Ondřej Kváš a Olga Pavlíková. Toto sdružení nyní má desítky členů a propaguje tento sport v České republice. V roce 2015 vytváří Česká asociace slackline ve spolupráci s FTVS UK trenérskou licenci pro sport slackline (Hanuš Kuchařová, 2020). Do současnosti probíhá nejen rozvoj jednotlivých disciplín, v nichž bodují v překonávání rekordů ušlých vzdáleností i čeští sportovci, ale i nárůst slacklinových festivalů v Čechách – např. v Adršpachu, Ostrově, na hradu Kost, v Sobotce či Hejnicích. Komunita slacklinerů se nadále rozrůstá a tento mladý sport se postupně dostává do povědomí široké veřejnosti.

2.2.3 Vybavení

Popruh

Podstatou slackline je speciální popruh. Obecně se doporučuje, aby se popruh zatěžoval do jedné poloviny udávané pevnosti. Vliv na pevnost popruhu totiž mají UV záření a povětrnostní vlivy, jejichž působením popruh křehne. Poškodit se navíc může také použitím nevhodného kotvícího prostředku. Kváš (2013) zdůrazňuje důležitost péče o popruh – za žádných okolností se nesmí po napnutí dostat do styku s ostrými předměty, ani s ostrým kamínkem v podrážce obuvi.



Obrázek č. 3: Popruh využívaný pro slackline sport (Kváš, 2013).

Materiály, z nichž se nejčastěji popruhy vyrábí, jsou nylon, polyester a vectran. Nylonový popruh má výrazné elastické vlastnosti, a tím se stává nejdynamičtějším typem slackline, a proto může být využit například k trickline (Ashburn, 2013). Autorka dále uvádí, že polyesterový popruh vykazuje výrazné snížení elasticity, lze ho natáhnout pouze o 3,5 až 5 procent své původní délky. Vectranový popruh se kvůli jeho nízké hmotnosti, nízké protažitelnosti a velmi vysoké pevnosti nejčastěji využívá pro longline. Dalším důležitým faktorem je šířka popruhu, protože každá šířka dává popruhu rozdílné vlastnosti. Za nejlepší šířku lajny (popruhu) využívané k highline a longline se považuje šířka 25 mm (Volery et Rank, 2012). Šířka 50 mm je oblíbená pro trickline a také se doporučuje jako vhodná šířka popruhu pro začátečníky. Také rozdílné napětí popruhu vykazuje odlišné vlastnosti. Po více napnuté lajně je jednodušší chůze. Hmotnost popruhu je také důležitým faktorem při výběru lajny pro konkrétní disciplínu. Popruh s větší hmotností produkuje během chůze větší houpání ze strany na stranu, a proto je tento popruh náročnější pro kontrolu a je těžší ho přejít. (Ashburn, 2013; Volery et Rank, 2012).

Karabina

Jde o nejstarší a původní napínací systém složený ze dvou nebo čtyř karabin. U moderních slackline se již tento systém napínání objevuje minimálně a velmi složitý je systém k napínání highline. V současné době se používá méně kvůli rozdílným pevnostním parametrům závislým na směru zatížení karabiny. Karabina má velmi vysokou pevnost v podélném zatížení, v příčném zatížení je však její pevnost často nižší než jedna třetina pevnosti v podélném zatížení (Kváš, 2013). K zatížení do více směrů dochází dle Kváše (2013) vždy, když je karabina použita jako koncový prvek systému mezi vlastní slackline a kotvicím popruhem. V tomto případě je nutné karabinu nahradit šeklem. Tento systém se využívá především při napnutí delšího než deset metrů a u napínání trickline systému. Pokud se však při napínání slackline karabiny používají, měly by být vyrobené z oceli (Volery et Rank, 2012).

Šekl

Jako nejvhodnější spojovací prvek pro použití u slackline uvádí Kváš (2013) tzv. šekl. Existuje široké množství šeklů dle typu zatížení slackline. Pro podélné zatížení je určen šekl typu D. Dále se používá šekl typu omega, který díky tomu, že poskytuje optimální pevnost při zatížení ve více směrech je v současné době nejpoužívanější.



Obrázek č. 4: Šekl tvaru omega (Kváš, 2013).

Ráčna

Bezpečný, snadný a rychlý způsob napnutí slackline je pomocí ráčny. (Kváš, 2013).



Obrázek č. 5: Ráčna pro popruhy šíře 50 mm
(Kváš, 2013).

Kotvicí popruh, spanset

V případě, že se slackline kotví ke kmeni stromu, měl by se použít kotvicí popruh v kombinaci s kvalitní ochranou stromu. Kotvicí popruh by měl zároveň být jedním z nejpevnějších součástí řetězce. Ke kotvení highline se používá speciální nekonečná vinutá smyčka zvaná spanset. Tyto smyčky se snadno svazují a nastavují (Kváš, 2013).

Lano

V kladkostroji u longline se nejčastěji používá nízkoprůtažné lano v průměru 8milimetrové s miniaturními kladkami a lano 9-11milimetrové s oploštěným jádrem. Zatížení lana v kladkostroji je několikanásobně nižší, než je pevnost lana (Volery et Rank, 2012).

Kotvicí prostředek na lano

System slackline je nutné napnout i povolit a vytahované lano musí být dobře ukotveno. Pro ukotvení se využívají pomůcky obvykle používané v horolezectví nebo při práci ve výškách (Volery et Rank, 2012). Zde jsou tyto pomůcky oproti svému primárnímu účelu více zatíženy. Proto je důležitá bezpečnost a opatrné zacházení především při jejich povolování, neboť neopatrností může snadno dojít k popáleninám rukou a k jiným zraněním (Kváš, 2013).

SLACK RACK 300 GIBBON

V některých místech není možné slackline napnout ani ukotvit. Proto firma Gibbon přišla s řešením jak provozovat slackline i ve vnitřním prostředí. Konstrukce Slack Rack 300 je složena ze tří dílů a spojovacích částí, na kterých lze napnout slackline popruh v maximální délce 3m a šířce popruhu 5cm. V závislosti na jednotlivých dodávaných edicích mohou být součástí kromě návodu se cviky i posilovací gumy a především i dvě pohodlná madla pro oporu, což využijí především méně mobilní jedinci s větším rizikem pádu (Gibbon-slacklines.com, 2020). Využití samonosné konstrukce je zároveň snadno a rychle nastavitelné a bezpečné. Díky tomu je vhodná k využití jak ve školách, sportovních klubech, ale také v rehabilitačních centrech, fyzioterapeutických ambulancích, ale své místo by mohla najít například i v geriatrických centrech nebo v domácích podmínkách. Své využití tato konstrukce našla i v mnohých studiích (Donath et al., 2013; Gabel et al., 2013; Donath et al., 2015; Donath et al., 2016; Thomas et al., 2016; Dordevic et al., 2017).



Obrázek č. 6: Slackline Gibbon Slack Rack Classic (Hudy.cz, 2021).

2.2.4 Působící síly

Před samotným natažením slackline lze vypočítat velikost působící síly mezi kotvicím bodem a popruhem ze vztahu délky slackline l [m], hmotnosti sportovce stojícího na slackline [kg]. Důležité je také znát změnu výšky popruhu nad terénem [m]. Tah mezi kotvicím bodem a popruhem lze pak vypočítat podle následujícího vzorce (Miller, 2010; Kváš, 2013):

$$F = \left(\frac{l \cdot m \cdot 10}{4 \cdot (h_0 - h_1)} \right)$$

F – síla v Newtonech působící na kotevní bod; l – délka slackline v metrech; m – váha slacklinera v kilogramech; $h_0 - h_1 = d$ – průhyb slakline popruhu v metrech pod jedincem stojícím uprostřed slackline oproti stavu bez zatížení slackline popruhu.

Z důvodu prevence zranění, poškození materiálu či volbě vhodných komponent při napínání autoři doporučují výslednou hodnotu srovnat s údaji na vybavení, které jsou určeny především pro longline a highline.

Vlastnosti popruhu upnutého na konstrukci Slack Rack 300 jsou jiné než při natažení mezi dva kotvicí body v přírodě. Vyšší napnutí popruhu způsobuje především medio-laterální oscilace popruhu s pevným středem.

2.2.5 Principy chůze po slackline

Stabilizace postury na pružném popruhu klade dle Davise et al. (2010) na pohybový aparát vysoké neuromechanické požadavky. Paoletti et Mahadeavan (2012) představili teorii, podle níž při udržování rovnováhy na slackline neuromechanický systém těla dynamicky odpovídá na měnící se zevní vlivy pohybujícího se popruhu, který sám reaguje na výkyvy těla. Popruh se pohybuje do stran a stojná končetina musí udržet těžiště těla nad pohyblivou opornou bází vyrovnáváním laterálních pohybů chodidla. Při chůzi po slackline se aktivují svalové skupiny hlezna, kolena i kyčle současně za účelem maximální stabilizace stojné nohy v první fázi pohybu při kladení chodidel rovnoběžně s popruhem. Pokud dojde k dostatečné stabilizaci hlezna, může dojít k postupnému přenášení váhy na popruhu z jedné dolní končetiny na druhou. Pokud k dostatečné stabilizaci nedojde, dochází k okamžitému rozkmitání popruhu i nohy v laterálním směru (Teplá et al., 2016). K tomu dochází za současné aktivace m. rectus femoris a m. vastus lateralis a m. vastus medialis zastabilizující kolenní kloub. Stabilizace hlezenního kloubu, která je nutná v první fázi nástupu na popruh, se docílí soustavným a opakovaným nácvikem zatěžování nohy směrem dolů a přenesením těžiště nad stojnou končetinu. Poté bude umožněno přiložit na popruh i druhou končetinu a následně aktivovat stabilizaci v oblasti pánve a trupu. Pro posturální kontrolu během chůze po slackline je pak kromě prvotní fáze důležitá i schopnost stabilizace trupového svalstva, propojení horního a dolního trupu s dostatečným zapojením hlubokého stabilizačního systému. Dalším důležitým faktorem jsou sensorické integrace z vestibulárního aparátu a zrakového systému. Peterka (2018) popisuje, že rychlé a adekvátní informace získané vestibulárním aparátem vnitřního ucha jsou více využitelné na pohyblivých podložkách, jako je také slackline popruh; kdežto proprioceptory mohou měřit relativní pozici a vyhodnocovat orientaci v kloubech při klidném stoji, kdy během první fáze stabilizace hlezna mohou být tyto

informace nedostatečné. Shodně Keller et al. (2012) doporučují pro lepší stabilitu při chůzi po slackline využít zrakovou fixaci pevného bodu ve výši očí na konci slackline.

Předchozí studie se dle Teplé et al. (2016) zaměřovaly především na stabilitu bipedálního stoje. V tomto případě, kdy jsou chodidla vedle sebe, je vyžadována především kontrola v antero-posteriorním směru v oblasti kotníku. Při chůzi na pružném laně se však využívá stoji tandemového, který zvyšuje nároky na medio-laterální složku stability, za níž dle autorů odpovídají především svaly v oblasti kolenního a kyčelního kloubu a také lumbosakrální oblasti. Podle Honeggera et al. (2013) je významnou doplňkovou strategií úklon, díky němuž se chodec snaží vyrovnávat laterální pohyb lana (Honegger et al., 2013). Zatímco Patel et al. (2014) popisují jako významný klíčový mechanismus pro udržení rovnováhy u slacklinerů pohyb paží jdoucí nejčastěji do upažení. Podobnou funkci dle autorů může plnit při přechodu přes pružný popruh i balanční tyč, kterou slackliner drží v ruce.

2.2.6 Řízení pohybu na slackline

Neuromuskulární mechanismus kloubních oscilací autoři připisují šlachookosticovému reflexu odpovídajícímu na rychlé protažení svalů (Keller et al., 2012; Teplá et al., 2016; Jäger et al., 2017). Ke snížení reflexní odpovědi dochází díky presynaptické inhibici supraspinálních center, čímž se posturálně náročná situace postupně přesouvá do podvědomé automatické kontroly podkorových center a přestává převažovat reflexní odpověď (Teplá et al., 2016; Keller et al., 2012). Jak již bylo popsáno, posturální stabilita je ovlivňována integrací multisenzorických vstupů z vestibulárního a propioceptivního systému, stejně tak jako zpětnovazebnými receptory vizuálního systému (Véle, 1997). Nejinak tomu je i u řízení posturální stability u slacklinerů – všechny tyto systémy jsou propojeny a vzájemně se doplňují (Donath et al., 2017; Keller et al., 2012; Pfusterschmied et al., 2013; Paoletti et Mahadevan, 2012; Teplá et al., 2016). Autoři předpokládají, že zvýšený pohyb trupu zajišťuje zrychlený přísun propioceptivních informací do centrální nervové soustavy, čímž tyto rychlé propioceptivní signály především z lumbosakrálních a krčních kloubů pomáhají zastabilizovat hlavu a pánev vůči trupu (Honegger et al., 2013; Teplá et al., 2016; Honegger et al., 2013). Až tréninkem postupně dochází k redukci výchytek, čímž dojde i k postupnému zlepšení posturální kontroly (Pfusterschmied et al., 2013a; Thomas et Kalicinski, 2016; Jäger et al., 2017). Dále je také popisováno, že tento pohyb

je zodpovědný za efektivnější využití opěrné báze pro rozložení posturálních výchylek, což je zajišťováno právě rychlým přísunem proprioceptivních informací do centrální nervové soustavy. Nejpřesněji je dle autorů schopen na výchylky těla reagovat vestibulární aparát a má tak dle dosavadních zjištění s největší pravděpodobností hlavní podíl v řízení rychlé adekvátní odpovědi těla na rotační a translační podněty, které se nejvíce uplatňují jako kompenzační pohyby při tandemové chůzi na slackline. Naproti tomu Hüfner et al. (2011) popsali, že za hlavní přísun aferentních informací z horizontální roviny, do níž můžeme situovat hlavní balanční aktivitu, je zodpovědný vizuální systém a pozoroval u slacklinerů zvýšenou aktivitu mozku ve vizuální oblasti v závislosti na počtu odtrénovaných roků. To by mohla způsobovat nezbytná vizuální fixace pevného bodu při balancování na slackline (Teplá et al., 2016). Výsledky studie Vaugoyeau et al. (2008) ukazují, že stabilizace hlavy v prostoru podléhá volní kontrole, zhoršuje se při mentálních požadavcích a cíleným tréninkem doplněným vizuální fixací pevného bodu ji lze výrazně zlepšit právě za ztížených balančních podmínek.

2.2.7 Úrazy

Při chůzi na slackline může snadno dojít k úrazu způsobenému buďto samotným pádem nebo v důsledku selhání vybavení či lidského faktoru. Při pádech často vznikají výrony, odřeniny, pohmožděniny, ale ve vážnějších případech může dojít i ke zlomeninám nebo otřesům mozku (Volery et Rank, 2012).

2.3 Možnosti využití slackline ve fyzioterapii

Chůze a balancování na slackline klade vyšší nároky na řízení posturální kontroly než cvičení využívající doposud běžné balanční pomůcky, proto se slackline nabízí jako vhodná aktivita senzomotorického tréninku doplňující rehabilitační terapii. Díky umístění balanční plochy v prostoru zajišťuje rozmanitost pohybu a zároveň i přísun informací ze všech senzorických systémů způsobujících automatické zaujetí vzpřímeného držení těla (Teplá et al., 2016). Autoři uvádějí, že právě díky možnosti nastavení délky nebo napětí nosného popruhu, jehož délka se většinou při klasickém přecházení (případně balančním tréninku majícím využití v rehabilitaci) pohybuje od 6 do 20m, lze snadno nastavit a modifikovat frekvenci a amplitudu posturálních výchylek. Tím lze korigovat i náročnost tréninku (Pfusterschmied et al., 2013a; Volery et al., 2012). Pfusterschmied et al. (2013a) porovnávali trénink chůze na slackline s ostatními balančními pomůckami, z nichž největší efektivitu pro stabilizaci hlezenního

a kolenního kloubu vykazovala kulovitá úseč umožňující pohyb do všech anatomických rovin. Oproti tomu dle Teplé et al. (2016) klade slackline ještě vyšší nároky na posturální stabilitu, a to především ve frontální rovině, v níž je rozsah pohybu po nataženém popruhu oproti jiným balančním pomůckám až dvakrát větší. Pokud zvýšíme proprioceptivní vstupy u jednotlivých kloubů pomocí cílené balanční terapie, dosáhneme tak i zvýšení jejich stability (Gabel et al., 2015; Teplá et al., 2016). Díky tomu, že balancování na slackline upevňuje především kyčelní a kolenní strategii pohybu, může být vhodnou pomůckou pro prevenci zranění těchto kloubů. Narušení dynamické stabilizace kolenního kloubu bývá spojováno s poraněním měkkých tkání a je nutná obnova rozložení stabilizace v postero-anteriorním a v medio-laterálním směru při doskoku, korekci silových momentů nebo ve stejné fázi krokového cyklu (Mayer et Smékal, 2004; Teplá et al., 2016). Gabel et al., (2015) popisují možnost využití slackline na konci v akutní fázi po úrazu měkkých struktur kolenního kloubu, jako jsou například ruptura předního zkříženého vazů, dysfunkce patelofemorálního skloubení, subluxace pately nebo při osteoartritidě. V porovnání s klasickými rehabilitačními cviky zaznamenali autoři ve studii měřením elektromyografické aktivity významně vyšší zapojení m. quadriceps femoris bez zvýšené volní kontroly při nástupu dolní končetiny na slacklinový popruh. Ke shodnému výsledku došli i Pfusterschmied et al. (2013b), kteří po čtyřtýdenním tréninku na slackline naměřili u probandů zvýšenou aktivitu m. rectus femoris a popsali i pozitivní vliv na koaktivaci s m. biceps femoris ještě před započítáním samotného pohybu. Zároveň došlo k pozitivní posturální adaptaci snížením jak maximální, tak průměrné rychlosti posturální výchylky. Autoři se také shodují na faktu, že se právě tato reakční svalová preaktivace m. quadriceps femoris na slackline podílí na stabilitě kolenního kloubu.

2.3.1 Využití slackline u dětí

Vývoj koordinačních schopností úzce souvisí s procesy zrání centrální nervové soustavy a také s dozráváním všech složek řízení posturálního systému, s jejich integrací a také s vývojem rovnovážných a koordinačních schopností (Teplá et al., 2016; Kohoutek, 2005). Kohoutek (2005) rozděluje ontogenezi koordinačních schopností u dětí na jednotlivá období a zmiňuje, že se koordinace poprvé výrazně vyvíjí mezi 4. až 6. rokem, kdy jsou děti poprvé schopné zvládnout i koordinačně náročné činnosti na rovnováhu bez pomoci. Svého vrcholu však dosahují později, a to v období mladšího školního věku (6 až 12 let). Toto období nazývá „zlatým věkem motorického učení“.

V tomto období dochází ke zrání centrálního nervového systému, ke zvyšování funkce všech analyzátorů a děti se snadno učí novým pohybům i díky zlepšujícím se schopnostem koncentrace. Jistotu pohybu, rovnováhu a stabilitu zvyšuje i nižší poloha těžiště. Ze složek řízení posturálního systému dozrává nejprve propiocepce (kolem 3 až 4 let). Vizuální a vestibulární systém až kolem 15 – 16 let. Přibližně v tomto věku také nastává dle Kohoutka (2005) druhý vrchol koordinačního rozvoje. Dle Schärli et al. (2013) je kromě nedokonalé integrace tří sensorických systémů v dětském věku za nedokonalou posturální stabilizaci zodpovědná i nedostatečná intersegmentální koordinace a stabilizace hlavy, která způsobuje větší rotace a translace hlavy, a proto nejsou děti schopné udržet horizontální osu pohledu a fixovat pevný bod, což se ukázalo při chůzi po slackline jako jeden z velice důležitých faktorů. Ve srovnání dospělých a osmiletých dětí ve studii Schärli et al. (2013) se první pokusy o stoj a udržení rovnováhy na slackline významně nelišily, změny nastaly až po několikáté intervenci, kdy dospělí byli schopni udržet stoj na slackline až šestkrát déle než probandi z řad dětí. To autoři vysvětlují jednak výše popisovanými vlivy na horší posturální stabilitu dětí, stejně tak jako pozdními a nedostatečnými motorickými odpověďmi svalů a absencí anticipace pohybu. Z těchto důvodů děti nejsou schopné se dostatečně přizpůsobit pravidelně se opakujícím změnám. Právě proto, že slackline klade na děti větší nároky na řízení posturální kontroly, koordinaci, stabilizaci hlavy a současně působí jak na pohybový aparát, tak na psychickou koncentraci, je slackline vhodnou pohybovou aktivitou k rozvoji těchto jejich schopností (Schärli et al., 2013).

Dále by mohl mít slacklining využití u dětí s poruchami pozornosti s hyperaktivitou (ADHD), jejichž výskyt v současné době mezi školními dětmi stoupá. Disponují kombinací narušené koncentrace a motorické rozvahy ve spojení s výskytem specifických vývojových poruch učení (dyslexie, dysgrafie, dyskalkulie atd.). Další problém může představovat specifická vývojová porucha motorické funkce, eventuálně i řeči (Dudek, 2015). U dětí s ADHD se prokázal deficit ve vestibulárním zpracování i motorickém plánování, což by mohlo být způsobeno odpojením frontální motorické kůry. Dále byly zjištěny abnormality v bazálních gangliích a mozečku. Tyto poznatky odpovídají výsledkům studií, podle nichž děti s ADHD často mívají poruchy rovnováhy (Bledsoe et al., 2009; Ghanizadeh, 2011). Poruchy zpracování sensorických funkcí jsou typické také pro autismus (Cheung et Siu, 2009). Opakovaným stimulováním mozku při slackline dochází k dráždění vestibulárního a mozečkového aparátu v kombinaci

s drážděním zrakových center při současné fixaci zraku při chůzi na slackline, čímž dochází ke stimulaci různých okřsků mozkové kůry. To by mohlo mít pozitivní vliv u dětí s výskytem ADHD, stejně tak jako pozitivní vliv na další složky řízení posturální stability. Hüfner et al. (2011) zjistili, že slacklining vedl ke zvýšení strukturální a funkční plasticity hipokampu, což je oblast mozku odpovědná za navigaci a paměť. Slacklining lze u těchto dětí také použít jako nástroj k trénování lepší koncentrace. Díky tomu, že případný při chůzi po slackline je případný pád z malé výšky, je tato aktivita relativně bezpečná. Z výše popisovaných důvodů by mohla tato aktivita být zařazena do školních osnov tělesné výchovy, jak se tomu již stalo v některých australských a amerických školách.

2.3.2 Využití slackline u seniorů

Existuje mnoho studií, které podrobně popisují výhody balančního tréninku pro seniory s cílem snížit riziko pádu, protože je známo, že okolo 30% seniorů starších 65 let alespoň jednou za rok upadne a způsobí si tím zranění (Rubenstein, 2006). Ukázalo se, že mnoho intervenčních cvičení – např. rovnováhy, flexibility či vytrvalostní trénink – mohou být dobrou prevencí, jak pádům u seniorů předcházet a snížit jejich výskyt až o polovinu (Zhang et al., 2021). Donath et al. (2016) zkoumali vliv tréninku na slackline u seniorů. Po šestitýdenní intervenci, která probíhala třikrát týdně, došlo k významnému zlepšení v redukci posturálních vychylek ve stoji prokázaných i v dynamických testech a zároveň i ke snížení aktivity v oblasti trupu a dolních končetin. Výsledky dřívější studie třítýdenního intervenčního tréninku na slackline naznačují, že trénink slackline se jeví jako vhodný ke zlepšení rovnováhy u starších lidí, a to ve velmi krátké době (Seeber et Zalpour, 2012).



Obrázek č. 7: Slackline trénink u seniorů
(Donath et al., 2016).

2.3.3 Využití slackline u pacientů s neurologickým onemocněním

V poslední době vzniklo několik studií, které zkoumaly trénink balancování a chůze po slackline u neurologických pacientů (González et al., 2020; Rutz et Benninger, 2020; Santos et al., 2017; Gabel et al., 2016). González et al. (2020) hodnotili vliv slackline tréninku na zlepšení posturální kontroly u dětí a dospívajících se spastickým typem dětské mozkové obrny. Trénink probíhal týdně 30 minut po dobu 6 týdnů a bylo zapojeno 27 účastníků klasifikovaných dle Gross Motor Function Classification System Expanded and Revised (GMFCS - E&R) dle motorických dovedností do úrovně I a II (Morris, 2008). Děti klasifikované na úrovni I vykonávají stejné činnosti jako jejich vrstevníci, ale s určitou mírou obtížnosti a omezením rychlosti, rovnováhy a koordinace. Děti klasifikované do úrovně GMFCS II. mají mírné potíže s hrubou motorikou. Při chůzi po schodech se přidržují zábradlí. Mohou mít potíže s chůzí na dlouhé vzdálenosti či s chůzí na nerovném terénu a při chůzi mohou potřebovat asistenci, na větší vzdálenosti mohou využít invalidní vozík. Děti mají jen minimální schopnost běhat a skákat (Reid et al., 2011). Probandi v této studii byli náhodně rozděleni do intervenční a kontrolní skupiny. Intervenční skupina prováděla na slackline prvky chůze vpřed a vzad, tandemový stoj, a to nejprve s podporou terapeuta a poté i samostatně. U intervenční skupiny se oproti skupině kontrolní zvýšila posturální kontrola a motorické dovednosti a dětmi byla aktivita vnímána jako neunavující a zábavná. Tato zjištění zvýrazňují potenciál slacklinového tréninku jako jednoduchého a levného intervenčního nástroje a vhodného doplňku terapie této skupiny pacientů (González et al., 2020).

Jako vhodnou inovativní pomůcku označili slackline Rutz a Benninger (2020), kteří vyhodnotili pozitivní účinky slackline na freezing při chůzi u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Terapie s využitím slackline vyústila ve významnou redukci freezingu chůze a byl také prokázán pozitivní vliv na rovnováhu pacientů. K podobnému výsledku došli i u experimentální skupiny pacientů s Parkinsonovou nemocí. Zde bylo také prokázáno významné zlepšení a pozitivní vliv na chůzi i snížení četnosti pádů. Autoři však nezaznamenali žádné významnější rozdíly v udržování COP. Samotní pacienti nepociťovali únavu v hlavních kloubech a svalech DKK, stejně tak ani v oblasti trupu. Tyto poznatky naznačují, že slackline je jednoduchá, bezpečná a motivační pomůcka i pro trénink a rehabilitaci pacientů s Parkinsonovou nemocí a může být zahrnuta do běžných terapeutických aktivit pro snížení rizika pádů a zlepšení sebevědomí (Santos et al., 2017). Gabel et al. (2016) zjišťovali efektivitu slackline jako doplňkové terapie

pro starší pacienty po CMP, kteří se funkčně nezlepšují. Součástí studie bylo podrobné 18 měsíční pozorování 87 leté pacientky po prodělané CMP s pravostranným postižením, s výrazným deficitem postury a oslabenou funkcí svalů DKK. Terapie s využitím slackline byla zahájena rok od prodělané příhody a obsahovala nácvik nástupu na slackline natažené ve výšce 20 cm nad zemí s postupným snižováním opory terapeuta a prodlužováním doby stoje na nataženém popruhu. Slackline trénink byl primárně zařazen za účelem specifické aktivace m. quadriceps femoris a aktivace HSS. Vliv měl ale také na zlepšení posturální stability. Sama pacientka zaznamenala a nahlásila po dvouměsíční intenzivní intervenci významnou funkční progresi, kterou se podařilo udržet a nadále zvyšovat díky rozvíjejícím a doplňkovým aktivitám na slackline. Tyto slacklinové rozvíjející a doplňkové aktivity k nastavenému rehabilitačnímu programu pokračovaly i po ukončení intervence dvakrát týdně s dalšími malými progresemi. Výsledky studie naznačují, že začlenění slackline do rehabilitačních programů po cévní mozkové příhodě může poskytnout měřitelná funkční zlepšení.



Obrázek č. 8: Pacientka po cévní mozkové příhodě účastní se tréninku rovnováhy s využitím aktivity slackline, vlevo s asistencí terapeuta, vpravo pouze s pohotovostní asistencí terapeuta (Gabel et al., 2016).

2.3.4 Slackline jako kompenzační aktivita a prevence úrazů u sportovců

V neposlední řadě může slackline nalézt využití u sportovců nejrůznějších sportovních odvětví. Výsledky studií ukazují, že deficit v posturální stabilitě u sportovců je jeden z nejčastějších faktorů mající vliv na vznik jejich poranění (Teplá et al., 2016; Pfusterschmied et al., 2013a). Trénink na slackline může hrát významnou roli

v prevenci vzniku poranění a také má prokazatelný pozitivní vliv na posturální kontrolu a neuromuskulární koordinaci, což je důležité pro dosažení vrcholových výkonů (Teplá et al., 2016; Pfusterschmied et al., 2013a; Jäger et al., 2017). V roce 2010 zveřejnil *International Journal of Sports Medicine* studii (Granacher et al., 2010) zkoumající účinek slackline tréninku na podporu rovnováhy a síly. Autoři uvedli, že se po 4 týdenním tréninku na slackline u probandů zvýšila rychlost rozvoje svalové kontrakce. Jinými slovy, dané silové úkoly dokázali účastníci tréninku slackline plnit v porovnání s kontrolní skupinou výrazně rychleji než tomu bylo před intervencí. K obdobným výsledkům došli i autoři švýcarské studie (Keller et al., 2012), v níž bylo zjištěno, že účastníkům tréninku na slackline se významně zlepšila posturální kontrola, a to díky pozitivnímu ovlivnění komunikace mezi senzory a CNS. Dalším důvodem pro zapojení balančního tréninku je významný pozitivní vliv na propriocepci (Verhagen et al., 2004). Zhoršená propriocepce i neuromuskulární kontrola vedou k chronické nestabilitě kotníku a opakovaným úrazům inverzního charakteru a mají negativní vliv i na statickou a dynamickou rovnováhu (Alghadir et al., 2020). Autoři objasnili několikanásobné úrazy kotníku, které měly spojitost právě s ovlivněním propriocepce, při jejíž dysfunkci se zvyšuje pravděpodobnost opakovaných poranění. K tomu předložili výsledky čtyřtýdenního tréninkového programu, který byl účinným prostředkem ke zlepšení propriocepce.

V roce 2006 společný kanadsko-australský tým zjistil, že trénink rovnováhy a skoku zvýšil vertikální výšku skoku účastníků o 9% a vedl k 33% nárůstu vzorců svalové aktivity při doskocích v rámci dané testované skupiny (Kean et al., 2006). Během doskoku klouby dolních končetin absorbují potenciálně velké síly a jsou to právě svaly kolenního kloubu, které se zapojují tak, aby zajistily správné rozložení těchto sil a předešlo se tak zranění. Čím lépe tedy dojde k aktivaci těchto svalů, tím menší je pravděpodobnost poranění kloubů. Jinými slovy, trénink rovnováhy a výskoku může mít za následek snížení pravděpodobnosti zranění. Mnohostranné intervenční studie, které zahrnovaly trénink rovnováhy spolu se skoky, doskoky a cvičením na hbitost, vedly k významnému snížení poranění kotníku nebo kolen u týmových sportů, a to především u házenkářů, volejbalistů, ale i rekreačních sportovců (Hrysomallis, 2007). Ukázalo se, že při zásahu se tréninkem rovnováhy významně snížilo opakování poranění vazy kotníku u fotbalistů, volejbalistů i rekreačních sportovců (Hrysomallis, 2007; James et al., 2014; Petersen et al., 2005; Pfusterschmied et al., 2013b). Studie zaměřené na tréninkové programy aplikované u sportovců prokázaly pozitivní vliv

tréninku na slackline, a to jak na posturální kontrolu a výkonnost skoků u judistů (Santos et al., 2014) a basketbalistek (Santos et al., 2016), tak na senzomotorickou kontrolu u mladých fotbalistů (Jäger et al., 2017). Ke shodným závěrům došli také Fernández-Rio et al. (2019), kteří sledovali vliv tréninku slackline na rychlost, hbitost, výkon ve skoku a posturální stabilitu u mladých fotbalistů na profesionální úrovni. Program zahrnoval jednoduché úkoly, které lze snadno integrovat do každodenního tréninkového režimu hráčů. Trenéři by mohli zahrnout podobné tréninkové protokoly slackline do svých postupů a ve prospěch svých hráčů. Hráči popisovali, že nejvíce namáhanými svaly při tomto tréninku byly m. quadriceps femoris, m. gastrocnemius a m. tibialis anterior. Dále také uváděli, že se se nejednalo o namáhavé cvičení, naopak jej považovali za příjemnou, zajímavou a motivující aktivitu a příjemné zpestření únavných stereotypních tréninků, které absolvují během sezóny. Na tomto se shodli také sportovci z výše popisovaných studií, a proto je nepochybně možné zapojit slackline trénink také v rámci týmových sportů.

Souhrnem lze říci, že díky výše popisovaným studiím z posledních let, je terapeutické využití slackline aktivity ve fyzioterapii i komplexní rehabilitaci velmi vhodné. Tato aktivita může být vhodným doplňkem prevence úrazů u pádů jak u seniorů (Pfusterschmied et al., 2013), tak i součástí komplexního sportovního tréninku u sportovců juda (Santos et al., 2014), basketbalu (Donath et al., 2017), badmintonu a házené (Ringhof et al., 2019) či fotbalu (Jäger et al., 2017). Využití by tato aktivita na základě pozitivních výsledků uvedených studií mohla najít také v ortopedii (Gabel et al., 2013) a neurologii (Gabel et al., 2016).

Z výše uvedeného je patrné rozmanité využití slackline aktivity napříč všemi věkovými kategoriemi. Cílem této práce je objektivně posoudit vliv pravidelného provádění této sportovní aktivity na dynamickou posturální stabilitu v dlouhodobém měřítku, neboť dosavadní výzkum hodnotil převážně krátkodobý vliv po prováděných intervencích u jedinců bez předchozí zkušenosti s tímto sportem (Keller et al., 2012; Schärli et al., 2013; Pfusterschmied et al., 2013b; Fernández-Rio et al., 2019; González et al., 2020; Volery et al., 2017; Donath et al., 2017; Donath et al., 2013; Donath et al., 2016). Hlavní motivací této práce pro mě byla nejen otázka, zda má slackline objektivní vliv na posturální stabilitu, ale také zda slackline popruh a provádění slackline aktivity mohou mít reálné využití ve fyzioterapii. Tato práce by mohla mimo jiné přispět k dalšímu rozšíření povědomí o slackline – jako relativně mladém, avšak rozvíjejícím se sportu, který má navíc, dle mého názoru, nemalý terapeutický potenciál.

3 CÍL, VÝZKUMNÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce je vyhodnocení dynamické posturální stability u definované skupiny slacklinerů a objektivní zhodnocení vlivu dlouhodobého a pravidelného provádění sportovní aktivity slackline na dynamickou posturální stabilitu v porovnání s nově vytvořenou normou označovanou jako „Athles Norm 20-30“ (dále jen. „Norm AN“) pro sportující populaci ve věku 20 až 30 let.

3.2 Úkoly práce

1. Na základě vyhledání a uceleného prostudování odborné literatury zpracovat poznatky související s tématem diplomové práce.
2. Analyzovat odborné studie zabývající se tématem slackline a jejího vlivu na posturální stabilitu.
3. Zajištění technického a materiálního vybavení pro experiment.
4. Výběr vhodných probandů k testování.
5. Seznámení probandů s průběhem měření a jeho možnými riziky.
6. Měření dynamické posturální stability experimentální skupiny s využitím přístroje NeuroCom Smart Equi Test.
7. Analýza a vyhodnocení naměřených dat experimentální skupiny.
8. Vzájemné porovnání dynamické posturální stability slacklinerů s normou pro sportující populaci ve věku 20 až 30 let a v případě Head Shake-SOT s kontrolní skupinou bez předchozí historie tréninku slackline sportu.
9. Závěr a konfrontace dosažených výsledků se stanovenými hypotézami.

3.3 Výzkumné otázky

Jaký vliv má provozování slackline sportu u sportovců zabývajících se dlouhodobě tímto sportem na výsledné hodnoty jednotlivých parametrů testů hodnotících dynamickou posturální stabilitu v porovnání s normou „Norm AN“ vytvořenou pro sportující populaci?

3.4 Hypotézy

H1: Předpokládám, že průměrné hodnoty alespoň jednoho parametru Sensory Organization Test (SOT) výzkumné skupiny slacklinerů se budou statisticky významně odlišovat od hodnot Norm AN.

H2: Předpokládám, že parametr Mean COG Sway Velocity u testu Unilateral Stance (US) při otevřených očích u skupiny slacklinerů alespoň jedné DK se bude statisticky významně lišit od Norm AN .

H3: Předpokládám, že naměřené hodnoty Equilibrium Score v Head-Shake SOT v jednotlivých testovaných rovinách budou u skupiny slacklinerů statisticky významně odlišné od hodnot naměřených u kontrolní skupiny bez historie tréninku tohoto sportu.

H4: Předpokládám, že korelační koeficient mezi Stork Standing Balance Test a Unilateral Stance bude vyšší než 0,7.

H5: Předpokládám, že korelační koeficient mezi Stork Standing Balance Test v modifikaci pro slackline a počtem aktivních let probanda bude vyšší než 0,7.

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Výzkumný soubor

Do měření se zapojilo celkem 10 sportovců aktivně provozujících slackline sport. Způsob výběru probandů do výzkumné skupiny byl záměrný. Všichni zúčastnění byli vybráni na základě předem stanovených požadavků. Před zahájením výzkumu byl rozeslán dotazník, který vyplnilo 25 dobrovolníků, kritéria výběru splnilo 10 z nich a tito byli zahrnuti do výzkumu. Do výzkumné skupiny byli tedy zařazeni aktivní sportovci ve věku 20 až 30 let věnující se chůzi po slackline 3 a více let s pravidelnými tréninky v sezóně alespoň 1-2x týdně. Referenčním prvkem pro zařazení do skupiny bylo zvládnutí minimální ujité vzdálenosti 20m na slackline. Všichni zúčastnění byli zdraví jedinci. Kontraindikacemi pro účast ve výzkumu byly akutní zranění pohybového aparátu, stavy akutní infekce nebo zánětu, onemocnění s poruchami propriocepce, nekompensované poruchy zraku, poruchy vnitřního ucha, vertigo, akutní stavy po úrazech hlavy a páteře, nekompensované kardiologické onemocnění, neurologické onemocnění, whiplash syndrom, mozečkový syndrom a jiné mozečkové poruchy, stejně tak jako závažnější ortopedické patologie nebo úraz v anamnéze v posledních šesti měsících. U všech probandů byla testována dynamická posturální stabilita v různých variacích za využití přístroje NeuroCom Smart Equi Test.

Kontrolní skupinu pro Head-Shake SOT tvořilo 10 probandů bez předchozí historie tréninku slackline sportu. Skupina byla vybrána ze zástupců zdravé populace.

Pro zařazení do studie museli probandi splňovat následující kritéria:

Výzkumná skupina

- V sezónně pravidelný trénink chůze po slackline po dobu alespoň 3 roky
- Vzdálenost ujitá na slackline alespoň 20m, zvládnutí modifikovaného Stork Standing Balance Testu na slackline
- Věk 20-30 let
- Vyloučení poranění mozku, vestibulárního aparátu, vyloučení poranění vazivového aparátu v oblasti hlezenních, kolenních a kyčelních kloubů v přecházejících 6 měsících

	mean \pm SD	(min-max); MED
věk [roky]	24,70 \pm 3,63	(20,00-29,00); 24,50
váha [kg]	70,00 \pm 13,62	(50,00-88,00); 70,00
výška [cm]	175,30 \pm 7,20	(165,00-184,00); 173,50
BMI [kg.m-2]	22,55 \pm 2,85	(17,72-26,57); 23,11

Tabulka č. 1: Popisná charakteristika skupiny probandů provozujících slackline: mean – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, min – minimální hodnota; max – maximální hodnota; MED – medián.

Kontrolní skupina pro Head Shake-Test

- Z důvodu absence dat Norm AN u tohoto testu byla v práci zahrnuta kontrolní skupina z již vzniklé studie (Šalbabová, 2019). Ta nahradila omezené možnosti získat potřebná data kontrolní skupiny v době probíhající epidemie covid-19.
- Probandi bez předchozí zkušenosti a historie tréninku chůze po slackline
- Věk 20-30 let
- Vyloučení poranění mozku, vestibulárního aparátu, vyloučení poranění vazivového aparátu v oblasti hlezenních, kolenních a kyčelních kloubů v přecházejících 6 měsících
- Probandi byli v rámci skupiny pro účel tohoto testu evidováni od č. 1 a dále vzestupně až po č. 10 (kontrolní skupina: NSP1 – NSP10; slacklineři: SP1 – SP10).

	mean \pm SD	(min-max); MED
věk [roky]	26,20 \pm 2,09	(23,00-29,00); 27,00
váha [kg]	68,54 \pm 23,45	(54,3-80,90); 65,90
výška [cm]	171,00 \pm 6,03	(158,00-180,00); 170,00
BMI [kg.m-2]	24,455 \pm 2,57	(20,41-28,66); 22,87

Tabulka č. 2: Popisná charakteristika kontrolní skupiny probandů (Šalbabová, 2019): mean – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; min – minimální hodnota; max – maximální hodnota; MED – medián.

4.2 Evidence probandů

Byla zaznamenávána evidence o jednotlivých probandech, všichni byli označeni shodným kódem. Každý účastník byl povinen seznámit se a následně podepsat „informovaný souhlas“ (viz příloha č. 2), který byl schválen Etickou komisí FTVS UK pod jednacím číslem 185/2020 ze dne 5. 11. 2020. Originál vyjádření Etické komise se nachází v příloze č. 1. V Informovaném souhlasu bylo uvedeno jméno a příjmení účastníka, který svým podpisem stvrdil, že je starší 18 let a byl dostatečně a srozumitelně seznámen se všemi náležitostmi a postupem testování. Dále souhlasil, že se výzkumu účastní dobrovolně na základně svobodného rozhodnutí a byl srozuměn s možností kdykoliv od testování odstoupit. Veškeré získané údaje z experimentu jsou zveřejněny anonymně a identifikační údaje probandů jsou považovány za citlivé. Tyto osobní údaje byly shromážděny a zpracovávány v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů.

4.3 Použité metody

Pro účel testování bylo využito následujícího přístroje a metod:

- NeuroCom Smart Equi Test
 - o Dynamic Conditions
 - Sensory Organization Test (SOT)
 - Motor Control Test (MCT)
 - Head Shake – Sensory Organization Test (HS-SOT)
- Stork Standing Balance Test

4.4 Sběr dat a průběh experimentu

Teoretická část byla sepsána na základě dostupných informací z tištěných i elektronických zdrojů české a zejména zahraniční literatury ve formě vědeckých článků, učebnic a monografií, online výukových webových stránek doporučených pro studenty FTVS UK a slackline příruček. Vyhledávání odborné literatury probíhalo

zejména skrze databáze PubMed, Research Gate, Medline, Elsevier, Pedro, a další. Všechny citace byly vytvořeny dle citační normy ČSN ISO 690. Výzkum trval od listopadu 2020 do února 2021 na Katedře fyzioterapie FTVS, UK a byl, bohužel, značně ovlivněn právě probíhající pandemií covid-19. Všichni probandi ve výzkumných dnech podstoupili stejný protokol měření dynamické posturální stability. Celé měření jednoho probanda trvalo přibližně 60 – 70 minut. V laboratoři byl přítomen vždy pouze jeden proband a supervizor zajišťující testování pro garanci stejných podmínek při každém měření. Testování pak probíhalo za dodržení protiepidemiologických opatření po předchozí instrukci probanda a podepsání zmíněného informovaného souhlasu. Probandi byli požádáni, aby si svlékli boty a ponožky, nejprve byli podrobena měření Stork Standing Balance Test na zemi a v modifikaci na slackline a následně byli oblečeni do jistícího bezpečnostního postroje, kterým byli následně jištěni pomocí karabin a bezpečnostních popruhů k měřicímu přístroji. Aby mohl proband vstoupit na měřicí plošinu zařízení NeuroCom Smart Equi Test, byla do systému nejprve zadána potřebná data ke kalibraci přístroje. Pozice chodidel byla upravena dle manuálu. Po splnění všech bezpečnostních opatření mohlo být přikročeno k samotnému měření. Pro testování byly využity testové baterie přístroje NeuroCom Smart Equi Test.

Před každým jednotlivým testem byl proband slovně instruován o jeho průběhu. Testování probíhalo vždy v následujícím pořadí:

Stork Standing Balance Test

Tento test měří statickou rovnováhu a není k němu potřeba žádný speciální přístroj ani pomůcky. Lacy (2010) definuje tento test jako nástroj pro vyhodnocení schopnosti balancovat ve vertikální nehybné pozici s malou opěrnou bází. Proband měl nejprve možnost vyzkoušet si tento test nanečisto. Následovaly 3 pokusy, z nichž se započítal ten nejúspěšnější (Lacy, 2010; Formanová, 2020).

Provedení testu:

1. Testovaný stojí na obou nohou s rukama v bok.
2. Následně zvedne jednu dolní končetinu a položí ji chodidlem na koleno druhé dolní končetiny ze strany.

3. Na výzvu testujícího zvedne proband patu stejné dolní končetiny a stojí na špičce. V tuto chvíli testující zapne stopky a začíná sledovat čas, po který se proband snaží v této pozici udržet co nejdéle.

V tabulce jsou zaznamenány normativní hodnoty testu Stork Standing Balance Test pro muže a ženy starší 19 let – naměřené časy, po které by měl proband vydržet v předepsané poloze.

	Vynikající	Nadprůměrný	Průměrný	Podprůměrný	Slabý
Muži	>50s	37-50s	15-36s	5-14s	<5s
Ženy	>27s	23-27s	8-22s	3-7s	<3s

Tabulka č. 3: Normativní hodnoty testu Stork Standing Balance Test (Schell et Leelarthae-pin, 1994).

Z hodnocení dle Schell et Leelarthae-pin (1994) je zřejmá souvislost mezi stabilitou těla probanda a dobou, po kterou proband dokáže stát v testované poloze. Čím delší dobu je proband schopen stát v testované poloze, tím se jeho tělo méně vychyluje nad opěrnou bázi a tím je stabilnější (Lacy, 2010).

Hodnota reliability dle Johnson et Nelson (1986) je u tohoto testu 0,87 %.



Obrázek č. 9: Postoj při Stork Standing Balance Test (Schell et Leelarthae-pin, 1994).

Testující přestane počítat ve chvíli, kdy proband odlepí chodidlo netestované končetiny od kolene testované končetiny. Dále také ve chvíli, kdy proband sundá ruce z boků, nebo se patou testované končetiny dotkne země (Lacy, 2010; Formanová, 2020).

Bylo provedeno a zaznamenáno měření pro obě dvě dolní končetiny se zrakovou kontrolou, dále modifikace bez zrakové kontroly a modifikace na slackline s možností využití HKK. Modifikovaný Stork Standing Balance Test byl proveden na konstrukci Slack Rack 300 Gibbon u všech probandů shodným způsobem pro obě dvě dolní končetiny.



Obrázek č. 10: Stork Standing Balance Test – modifikace na slackline (zdroj: vlastní foto).

Dynamic conditions

- 1. Sensory Organization Test, podmínka 1 – 6
- 2. Unilateral Stance

Poté proběhla kalibrace hlavového senzoru, kterou přístroj vyžaduje před zahájením testování v dané rovině. V každé rovině bylo provedeno 6 měření pro každou z podmínek.

- 3. Head Shake-SOT Horizontal za podmínky SOT 2
- 4. Head Shake-SOT Horizontal za podmínky SOT 5
- 5. Head Shake-SOT Vertical za podmínky SOT 2
- 6. Head Shake-SOT Vertical za podmínky SOT 5
- 7. Head Shake-SOT Roll za podmínky SOT 2
- 8. Head Shake-SOT Roll za podmínky SOT 5

Mezi jednotlivými měřeními měl testující čas na odpočinek. Pokud to však bylo možné, měření probíhalo bez přestávek.

4.4.1 Popis použitých vyšetřovacích protokolů

Pro tento výzkum byly vybrány a použity tyto testy: Sensory Organization Test, Unilateral Stance Test, Head-Shake Organization Test.

Sensory Organization Test

Test objektivně vyhodnocuje schopnost probanda využít abnormality jednotlivých systémů zajišťujících posturální kontrolu – somatosenzorický, zrakový a vestibulární systém. V silové plošině se díky 5 zabudovaným systémům zaznamenávají změny COP (vertikální reakční složka vypočítaná jako vážený průměr ze všech tlaků působících na podložku) v průběhu měření. Změny v oblasti COP (předozadní titubace), ke kterým dochází během testování u vyšetřovaného jedince, jsou analyzovány při 6 různých podmínkách, v nichž dochází k různým kombinacím pohybů plošiny a kabiny (viz Obrázek 11). Měření jednotlivé fáze trvá 20s a každá naměřená hodnota představuje celkovou koordinaci jednotlivých systémů, které zabezpečují posturální stabilizaci (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014). Parametr Equilibrium Score (ES) značí míru schopnosti testovaného zachovat klidný stoj během testování. Přístroj jej vypočítá pro každou fázi měření, a to porovnáním úhlového rozdílu mezi maximální a minimální výchylkou COP v sagitální rovině, přičemž hranice pro posun těžiště v anterioposteriorním směru byla stanovena na 12,5°. ES je udáváno v procentech 0 až 100 (100% značí dokonalou stabilitu COP a 0% indikuje pád nebo změnu probandovy oporné báze – BS).

Dalšími výstupy SOT jsou Equilibrium Composite Score, Sensory Analysis, Strategy Analysis a COG Alignment (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014; Šalbabová, 2019; Vomáčková, 2020).

- *Equilibrium Composite Score* – vážený průměr ES z celé testové baterie SOT (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014)
- *Strategy Analysis* – popisuje, jakou segmentovou strategii proband využil v jednotlivých testech (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014). Jde o číselné vyjádření míry využití kotníkové či kyčelní strategie k udržení rovnováhy. Nízké hodnoty blíží se k nule poukazují na používání kyčelní strategie – zaznamenávají výchylky COG o frekvenci 1 Hz a více. Naproti tomu vyšší hodnoty či blíží se ke 100 poukazují na převahu strategie kotníkové –

















záznam výchylek COG o frekvenci nižší než 0,5 Hz . Strategy Analysis je bezrozměrné skóre (Vomáčková, 2020).




- *Sensory Analysis* – popisuje schopnost probanda využít jednotlivé složky posturální kontroly k zachování rovnováhy (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014). Jde o vyjádření poměrů (ratio-RAT) využití *vizuálních* (VIZ), *vestibulárních* (VEST) a *somatosenzorických* (SOM) informací při snaze o zachování posturální stability. Dílčí parametr *preference* (PREF) navíc vyjadřuje míru závislosti na potřebných vizuálních informacích k řízení posturální kontroly (Vomáčková, 2020).
- *COG Alignment* – klientovo postavení vůči střední čáře posturální desky (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

Software na základě zadané probandovy výšky, váhy a věku promítá do pozadí výsledků normativní hodnoty zdravých jedinců. Díky tomu je možné okamžité srovnání, jestli se klient pohybuje v průměrných, nadprůměrných či patologických hodnotách (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

Piktogramy ve sloupci Sensory Systems podávají zpětnou vazbu ukazující, které ze tří hlavních složek posturální kontroly (vizuální, vestibulární, somatosenzorická složka) jsou dostupné. V případě, že piktogram určité složky není zobrazen, je složka při daném testu vyřazena z funkce. Pokud je složka zobrazena červenou barvou, znamená to, že na danou složku působí rušivé vlivy. Ty mohou být dvojího charakteru. Pro modulaci zrakových vjemů je využito pohyblivého vizuálního prostředí (podmínka SOT 3 a SOT 6). Pro modulaci somatosenzorických informací je využito pohyblivé stojné plošiny (podmínka SOT 4 a SOT 5). Za všech podmínek SOT zůstává vestibulární složka intaktní (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014). Výsledky senzorní analýzy ukazují schopnost probanda využít jednotlivé složky posturální kontroly k zachování rovnováhy. V položce SOM jsou porovnávány výsledky SOT 2 se základními daty o posturální stabilitě získané testem SOT 1. To vypovídá o schopnosti probanda využít informace ze somatosenzorického systému. V položce VIS jsou porovnávány výsledky SOT 4 se základními daty o posturální stabilitě, které byly naměřené testem SOT 1 a vypovídají o schopnosti probanda využít informace z vizuálního systému. Výsledky VEST porovnávají dosažené skóre z testu SOT 4 s výsledky testu SOT 1 a vypovídají o schopnosti probanda využít informace z vestibulárního systému (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014; Šalbabová, 2019; Vomáčková, 2020).

SENSORY ORGANIZATION TEST (SOT)-SIX CONDITIONS

	Condition	Sensory Systems
1.	Normal Vision	
	Fixed Support	 
2.	Absent Vision	
	Fixed Support	
3.	Sway-Referenced Vision	
	Fixed Support	 
4.	Normal Vision	
	Sway-Referenced Support	 
5.	Absent Vision	
	Sway-Referenced Support	
6.	Sway-Referenced Vision	
	Sway-Referenced Support	 

	<p>VISUAL INPUT RED denotes 'sway-referenced' input. Visual surround follows subject's body sway, providing orientationally inaccurate information.</p>		<p>VESTIBULAR INPUT</p>		<p>SOMATOSENSORY INPUT RED denotes 'sway-referenced' input. Support surface follows subject's body sway, providing orientationally inaccurate information.</p>
---	--	---	--------------------------------	---	---

Obrázek č. 11: Jednotlivé podmínky měření – SOT 1 až SOT 6 (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

Unilateral Stance

Tento test vyhodnocuje polohu COG a zároveň také rychlost posturálních výchylek při stožení na jedné dolní končetině za stanovených podmínek. Třikrát po sobě po dobu 10s se testují obě dolní končetiny, a to nejprve se zrakovou kontrolou a následně s jejím vyloučením. V průběhu měření má proband obě ruce v bok a nestojná dolní končetina setrvává v 90° flexi v kyčelním a kolenním kloubu před tělem (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

Sledovanými parametry jsou:

- COG Sway Velocity – jde o poměr výchylky těla za jednotku času, výsledek je vyjádřen ve stupních za sekundu (°/s), nižší hodnota značí lepší stabilitu
- Mean COG Sway Velocity – průměr ze všech 3 pokusů

Head Shake – Sensory Organization Test

Tento test je rozšiřující test výše popsaného testu SOT přístroje NeuroCom Smart Equi Test. Jde o ještě podrobnější otestování posturální stability. Head Shake – Sensory Organization Test (HS-SOT) se uplatňuje u pacientů, kteří mají dobré výsledky v SOT, ale přetrvávají u nich symptomy posturální nejistoty. Zároveň se také využívá u sportující populace. V tomto případě se hodnotí efektivita vestibulárního systému pro zachování rovnováhy při současném pohybu hlavy (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014; Šalbabová, 2019).

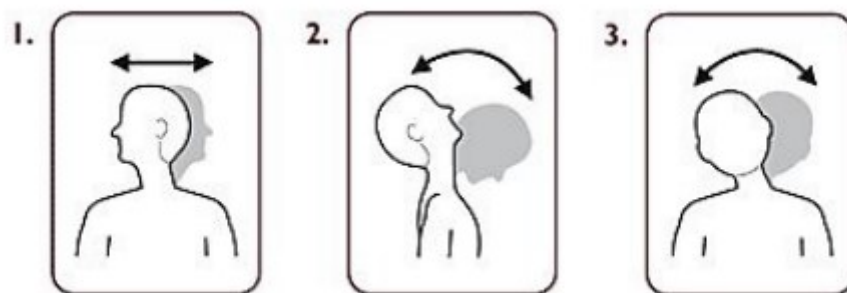
U HS-SOT je měřen dynamický pohyb hlavou, a to v rozsahu 20° od střední roviny ve třech rovinách kombinovaný s podmínkami 2 a 5 testu SOT. Směry pohybu hlavy odpovídají těm nejčastěji vykonávaným v běžných denních činnostech. Ve směru horizontálním je rychlost rotací hlavy softwarem přístroje stanovena na 85°/s, ve směru vertikálním a laterálním na 60°/s.

Podmínka SOT 2 zaznamenává posturální stabilitu při zavřených očích na nepohyblivé stojné desce a podmínka SOT 5 při zavřených očích na pohybující se stojné desce. Tím se snaží zprostředkovat v laboratorních podmínkách informace o funkci vestibulárního

systemu v situacích, které vyžadují vyšší nároky na posturální kontrolu (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

Zmiňované tři roviny jsou:

- HS-SOT Horizontal – pohyb hlavy horizontálním směrem („ne“)
- HS-SOT Vertical – pohyb hlavy vertikálním směrem („ano“)
- HS-SOT Roll – pohyb hlavy laterálním směrem („úklony“)



Obrázek č. 12: Roviny Head Shake SOT – 1. Horizontal; 2. Vertical; 3. Roll (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

Pro testování HS-SOT se probandovi nasadí na hlavu hlavový gyroskopický senzor sledující rychlost a amplitudu pohybu prováděného v dané frekvenci na zvukovou signalizaci (jeden pohyb za sekundu). V jedné rovině je provedeno šest měření pro podmínky SOT 2 i 5. Program následně vyhodnotí vychýlení Equilibria za současných pohybů hlavy v testované rovině. Výsledkem je číselné skóre podobně jako v testu SOT (NeuroCom® Clinical Operations Guide, 2014).

4.5 Analýza a zpracování dat

Naměřené hodnoty byly zaznamenány pomocí softwaru NeuroCom Smart Equi Test Analyzer Software verze 9.3 a následně byly převedeny, sjednoceny a upraveny pro další analýzu v programu Microsoft Excel.

Athles Norm 20-30

Naměřené hodnoty skupiny slacklinerů byly porovnávány s nově vytvořenou normou pro sportovce označovanou jako Athles Norm 20-30 (dále jen „Norm AN“). Jde

o normované hodnoty pro sportující populaci ve věku 20-30 let s možností integrace do vyhodnocovacího softwaru samotného SMEQ přístroje (Vomáčková, 2020).

Norm AN byla dle autorky (Vomáčková, 2020) vytvořena na základě sběru dat výzkumné skupiny, do níž bylo záměrně vybráno na základě předem stanovených požadavků 245 mladých zdravých probandů, z toho 107 mužů a 138 žen. Do výzkumného souboru byli zařazeni sportovci z těchto sportovních odvětví: tenis, volejbal, basketbal, florbal, ragby, fotbal, házená, sportovní lezení na obtížnost, moderní tanec, šerm, taekwondo, akrobacie, kanoistika, irský tanec, plavání, sportovní gymnastika, MMA.

Autorka ve své práci použila pro výpočet predikovaných hodnot nově stanovené normy pro sportující populaci lineární smíšený model – LME s náhodným absolutním členem. V tomto modelu se pevné i náhodné efekty vyskytují v lineárním tvaru. Byl předpokládán náhodný efekt jedince, který byl interpretovatelný jako přirozená schopnost být dobrý/špatný v pozorovaném měření. Tato norma také respektuje počet opakování, zvyšující se náročnost, měnící se rychlost a časový sled specifických posturálních úloh, jež jsou dány designem jednotlivých testovacích protokolů (Vomáčková, 2020).

Na základě předcházejících studií v Kineziologické laboratoři nebylo předpokládáno normální rozdělení všech získaných dat, proto byl pro porovnání statistického rozdílu použit Welchův test, který se využívá pro vyhodnocení dat s nestejnými rozptyly. Hladina významnosti, v práci popsána jako p-hodnota, byla stanovena na $p = 0,05$.

Stanovení korelačního koeficientu pro hypotézy H4 a H5 bylo provedeno pomocí Pearsonova korelačního testu. Dále byly stanoveny hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu $[r]$, který by měl dosahovat hodnot mezi $-1 \leq r \leq 1$. Vyhodnocení korelačního vztahu bylo provedeno na základě míry asociace velikosti korelačního koeficientu dle Hendla (2006). Silný korelační vztah měl dosahovat hodnot vyšších než 0,7.

Asociace mezi testem Stork Standing Balance Test a Unilateral Stance

Míra asociace mezi klinickým testem Stork Standing Balance Test a přístrojovým vyšetřením testem Unilateral Stance byla hodnocena na základě velikosti korelačního koeficientu [r] dle Hendla (2006):

Korelační koeficient r	Míra asociace
0,1-0,3	Malá
0,3-0,7	Střední
0,7-1,0	Velká

Tabulka č. 4: Míra asociace podle korelačního koeficientu dle Hendla (Hendl, 2006).

5 VÝSLEDKY

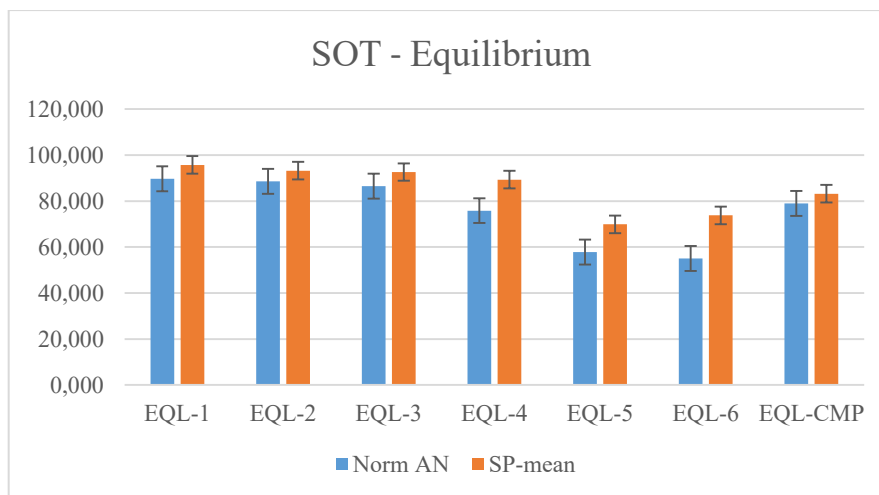
V této kapitole jsou zaznamenány výsledky jednotlivých měření zpracovaných do tabulek a grafů. Porovnávají, jak se liší naměřené hodnoty výzkumné skupiny a norma AN vytvořená pro sportovní populaci 20-30 let. Dále v testu HS-test je vyhodnocen rozdíl hodnot mezi výzkumnou a kontrolní skupinou. V tomto srovnání je pak skupina sportovců provozujících slackline označena jako SP a probandi kontrolní skupiny jako NSP.

5.1 Sensory Organization Test

Tabulka č. 5 popisuje srovnání normy AN s průměrnými hodnotami naměřenými u skupiny slacklinerů v parametru Equilibrium (EQL), kdy byly současně aplikované rušivé elementy na jednotlivé systémy podílející se na zajištění či řízení posturální stability. V podmínce SOT 1 byly probandovi při testování k dispozici všechny smysly. V podmínce SOT 2 byla vyřazena zraková složka, v podmínce SOT 3 byl na zrakový systém aplikován rušivý element. V podmínce SOT 4 byl rušivý element aplikován na systém somatosenzorický, stejně tak v podmínce SOT 5, přičemž byla při tomto testu ještě vyřazena také složka zraková. V podmínce SOT 6 byl rušivý element aplikován na zrakový a somatosenzorický systém současně. Slacklineři dosáhli oproti Norm AN lepších výsledků ve všech parametrech EQL, p-hodnota však dosáhla na hladinu statistické významnosti pouze v případě SOT1 a SOT4.

Data set	Designation	Norm AN	SP-mean	SD	Welchův t-test	P-value
SOT 1	EQL-1	89,734	95,700	0,909	-5,021	0,0001
SOT 2	EQL-2	88,582	93,167	0,997	-1,409	0,1807
SOT 3	EQL-3	86,489	92,600	2,619	-1,255	0,2380
SOT 4	EQL-4	75,825	89,267	4,881	-2,475	0,0328
SOT 5	EQL-5	57,858	69,900	6,519	-0,211	0,8379
SOT 6	EQL-6	55,032	73,767	8,910	-1,593	0,1456
SOT	EQL-CMP	78,938	83,200	3,967	0,397	0,7006

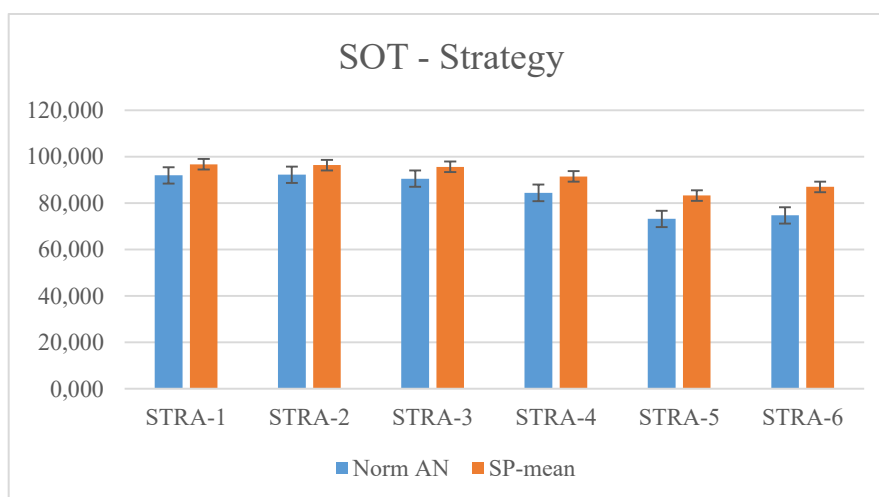
Tabulka č. 5: Srovnání dat skupiny slacklinerů s normou AN parametru Equilibrium: Data set – testovací protokol; Designation – označení parametru; Norm AN – norma pro sportovce 20-30; Mean-SP – průměrná hodnota skupiny slacklinerů; SD – směrodatná odchylka; Welchův t-test – hodnota testové statistiky Welchova t-testu; P-value – p-hodnota; zeleně je označena signifikantní hodnota rozdílu při zvolené $\alpha < 0,05$.



Graf č. 1: Vyhodnocení SOT (EQL): Norm AN – norma pro sportující populaci 20-30 let; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [rovnovážné skóre 0-100%].

Data set	Designation	Norm AN	SP-mean	SD	Welchův t-test	P-value
SOT 1	STRA-1	91,955	96,733	1,075	-1,853	0,0866
SOT 2	STRA-2	92,219	96,400	1,350	-1,627	0,1349
SOT 3	STRA-3	90,522	95,633	1,242	-1,908	0,0805
SOT 4	STRA-4	84,412	91,467	1,976	-2,016	0,0688
SOT 5	STRA-5	73,220	83,300	6,017	-0,729	0,4845
SOT 6	STRA-6	74,727	87,033	5,385	-1,976	0,0796

Tabulka č. 6: Srovnání dat skupiny slacklinerů s normou AN parametru Strategy: Data set – testovací protokol; Designation – označení parametru; Norm AN – norma pro sportovce 20-30; SP-mean – průměrná hodnota skupiny slacklinerů; SD – směrodatná odchylka; Welchův t-test – hodnota testové statistiky Welchova t-testu; P-value – p-hodnota; zeleně by byla označena signifikantní hodnota rozdílu při zvolené $\alpha < 0,05$.

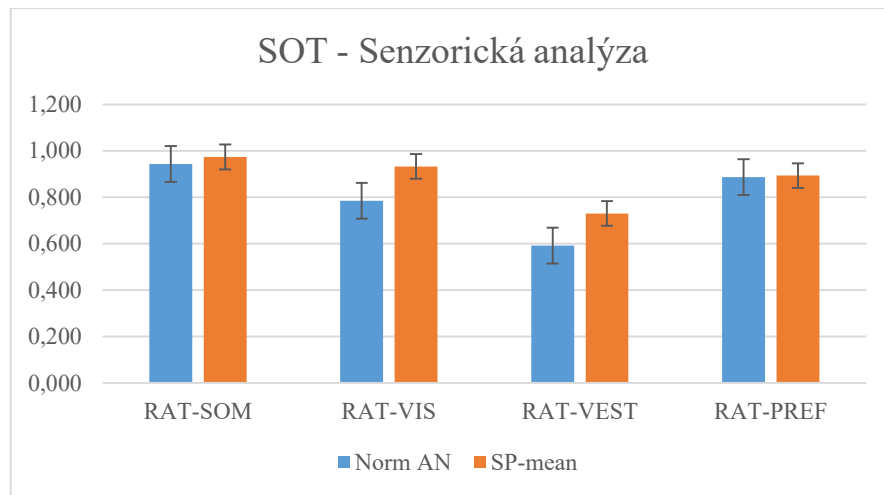


Graf č. 2: Vyhodnocení SOT(STRA): Norm AN – norma pro sportující populaci 20-30 let; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [bezrozměrné skóre].

Tabulka č. 6 popisuje srovnání normy AN s naměřenými hodnotami u skupiny slacklinerů v parametrem Strategy (STRA). V tabulce č. 7 jsou popsány jednotlivé složky senzoričké analýzy testu Sensory Organization Test, jejich zastoupení u skupiny slacklinerů a srovnání se zastoupením jednotlivých složek u sportovní populace. Somatosensory ratio (RAT-SOM) udává Vomáčková (2020) jako hodnotu Equilibrium Score SOT2 a SOT1 (SOT2/SOT1). Popisuje, že k udržení stability využívá jedinec informace ze somatosenzoričkého (proprioceptivního) aparátu. Hodnota visual ratio (RAT-VIZ) porovnává dle Vomáčkové (2020) mezi sebou hodnotu Equilibrium Score SOT4 a SOT1 (SOT4/SOT1). Tím je možné určit rozsah ztráty stability při aplikaci rušivého elementu na somatosenzoričkový vstup informací za současných pohybů plošiny a při otevřených očích. K udržení stability je zapotřebí využít informace ze zrakového aparátu. Vestibular ratio (RAT-VES) popisuje Vomáčková (2020) jako poměr hodnot Equilibrium Score SOT5 a SOT2 (SOT5/SOT2). Údaj popisuje relativní snížení stability při absenci vizuálních podnětů při zavřených očích a nepřesných somatosenzoričkových vstupů, ke kterým dochází při pohybu plošiny. Proband se v tomto případě musí nejvíce spoléhat na vestibulární systém. RAT-PREF hodnotí vizuální preferenci probanda a porovnává mezi sebou hodnotu Equilibrium Score SOT3 a SOT 6 (SOT3/SOT6) popisující poměr stability, přičemž proband absolvuje měření s otevřenými očima na nestabilní plošině, tedy identifikuje neschopnost probanda potlačit při udržení stabilního stoje nepřesný vizuální podnět (Vomáčková, 2020; Tsang et al., 2004). Zde byla vyhodnocena jako signifikantní hodnota u skupiny slacklinerů složka somatosenzoričká, čímž byla také potvrzena hypotéza H1.

Data set	Designation	Norm AN	SP-mean	SD	Welchův t-test	P-value
SOT	RAT-SOM	0,943	0,974	0,012	2,949	0,0122
SOT	RAT-VIS	0,785	0,933	0,048	-1,583	0,1445
SOT	RAT-VEST	0,591	0,730	0,067	0,380	0,7121
SOT	RAT-PREF	0,887	0,893	0,041	7,299	0,0000

Tabulka č. 7: Srovnání dat senzoričké analýzy skupiny slacklinerů s normou AN: Data set – testovací protokol; Designation – označení parametru; Norm AN – norma pro sportovce 20-30; SP-mean – průměrná hodnota skupiny slacklinerů; SD – směrodatná odchylka; Welchův t-test – hodnota testové statistiky Welchova t-testu; P-value – p-hodnota; zeleně je označena signifikantní hodnota rozdílu při zvolené $\alpha < 0,05$.



Graf č. 3: Vyhodnocení SOT – Senzorická analýza: Norm AN – norma pro sportující populaci 20-30 let; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [bezrozměrné skóre].

5.2 Unilateral Stance Test

V tomto testu byl hodnocen parametr Mean COG Sway Velocity, neboli průměr ze všech 3 pokusů. V tabulce č. 8 jsou zaznamenány naměřené hodnoty tohoto testu pro obě dolní končetiny, přičemž proband po dobu testování měl otevřené oči.

Data set	Designation	Norm AN	Mean-SP	SD	Welchův t-test	P-value
UNI	LSV-EO	0,762	0,563	0,210	-0,151	0,8831
UNI	RSV-EO	0,791	0,550	0,131	0,717	0,4914

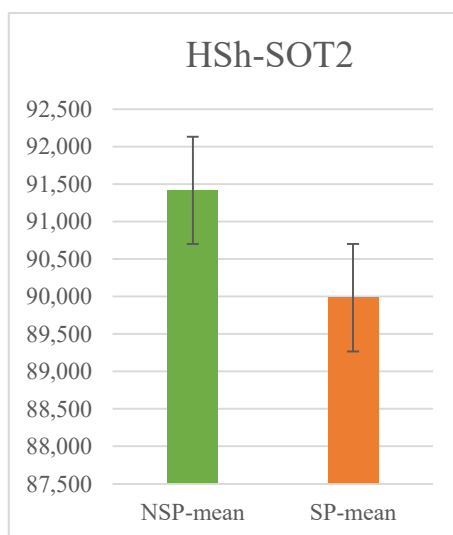
Tabulka č. 8: Vyhodnocení parametru Mean COG Sway Velocity testu Unilateral Stance: Data set – testovací protokol; Designation – označení parametru; Norm AN – norma pro sportovce 20-30; Mean-SP – průměrná hodnota skupiny slacklinerů; SD – směrodatná odchylka; Welchův t-test – hodnota testové statistiky Welchova t-testu; P-value – p-hodnota; zeleně by byla označena signifikantní hodnota rozdílu při zvolené $\alpha < 0,05$.

5.3 Head-Shake SOT

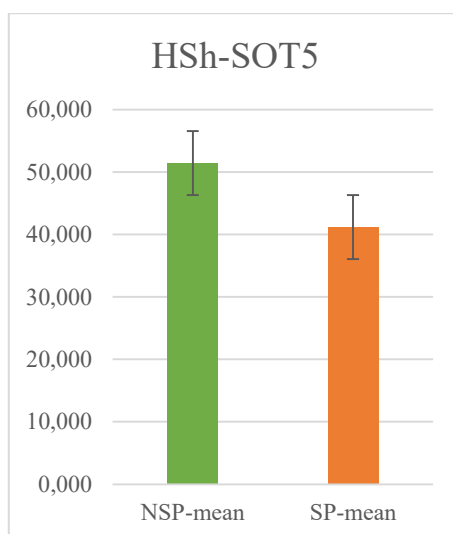
V tomto testu byl hodnocen vestibulární aparát, který se podílí na zajištění posturální stability, a jeho schopnost podávat relevantní informace v jednotlivých rovinách za současného vyřazení zrakové složky (HS-SOT 2) a modifikace somatosenzorických vjemů (HS-SOT 5). V tabulce č. 9 jsou systematicky zobrazeny výsledky kontrolní skupiny a skupiny slacklinerů pro horizontální rovinu, v tabulce č. 10 pro vertikální a v tabulce č. 11 pro rovinu roll.

Data set	Designation	NSP-mean	NSP-SD	SP-mean	SP-SD	Welchův t-test	P-value
HSh-SOT2	EQL	91,417	0,385	89,983	2,859	1,571	0,1506
HSh-SOT5	EQL	51,433	11,255	41,200	17,427	1,560	0,1396

Tabulka č. 9: Vyhodnocení dat pro HS-Test v horizontální rovině: Data set – testovací protokol; Designation – označení parametru; NSP-mean – průměrná hodnota kontrolní skupiny; NSP-SD – směrodatná odchylka kontrolní skupiny; SP mean – průměrná hodnota skupiny slacklinerů; SP-SD – směrodatná odchylka skupiny slacklinerů; Welchův t-test – hodnota testové statistiky Welchova t-testu; P-value – p-hodnota; zeleně by byla označena signifikantní hodnota rozdílu při zvolené $\alpha < 0,05$.



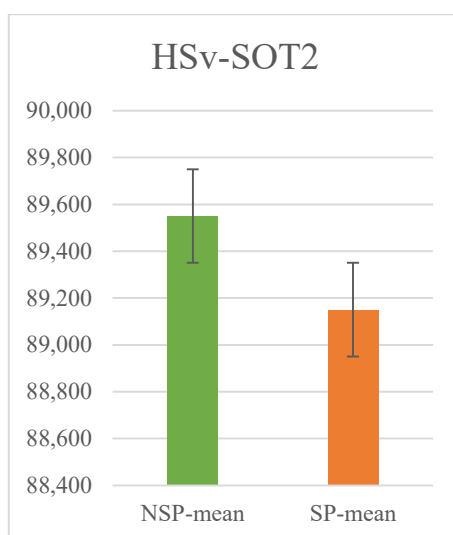
Graf č. 4: Vyhodnocení Head Shake-SOT 2 pro horizontální rovinu: NSP-mean – průměrné hodnoty kontrolní skupiny; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [%].



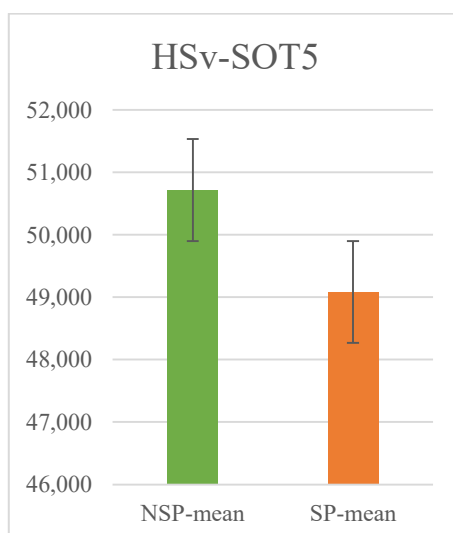
Graf č. 5: Vyhodnocení Head Shake-SOT 5 pro horizontální rovinu: NSP-mean – průměrné hodnoty kontrolní skupiny; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [%].

Data set	Designation	NSP-mean	NSP-SD	SP-mean	SP-SD	Welchův t-test	P-value
HSv-SOT2	EQL	89,550	1,716	89,150	1,754	0,515	0,6129
HSv-SOT5	EQL	50,717	9,005	49,083	11,772	0,348	0,7320

Tabulka č. 10: Vyhodnocení dat pro HS-Test ve vertikální rovině: Data set – testovací protokol; Designation – označení parametru; NSP-mean – průměrná hodnota kontrolní skupiny; NSP-SD – směrodatná odchylka kontrolní skupiny; SP mean – průměrná hodnota skupiny slacklinerů; SP-SD – směrodatná odchylka skupiny slacklinerů; Welchův t-test – hodnota testové statistiky Welchova t-testu; P-value – p-hodnota; zeleně by byla označena signifikantní hodnota rozdílu při zvolené $\alpha < 0,05$.



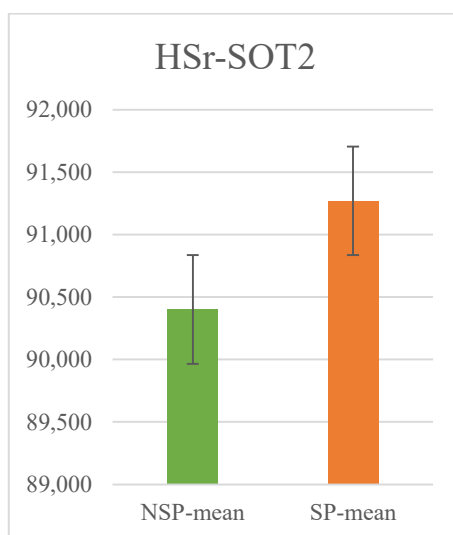
Graf č. 6: Vyhodnocení Head Shake-SOT 2 pro vertikální rovinu: NSP-mean – průměrné hodnoty kontrolní skupiny; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [%].



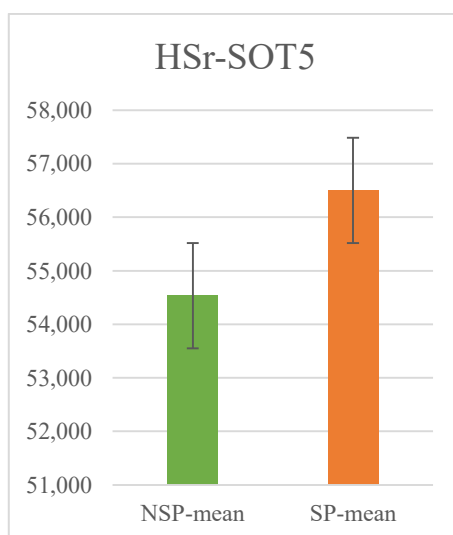
Graf č. 7: Vyhodnocení Head Shake-SOT 5 pro vertikální rovinu: NSP-mean – průměrné hodnoty kontrolní skupiny; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [%].

Data set	Designation	NSP-mean	NSP-SD	SP-mean	SP-SD	Welchův t-test	P-value
HSr-SOT2	EQL	90,400	1,966	91,270	2,358	-0,896	0,3827
HSr-SOT5	EQL	54,533	8,413	56,500	9,231	-0,498	0,6249

Tabulka č. 11: Vyhodnocení dat pro HS-Test v roll rovině: Data set – testovací protokol; Designation – označení parametru; NSP-mean – průměrná hodnota kontrolní skupiny; NSP-SD – směrodatná odchylka kontrolní skupiny; SP mean – průměrná hodnota skupiny slacklinerů; SP-SD – směrodatná odchylka skupiny slacklinerů; Welchův t-test – hodnota testové statistiky Welchova t-testu; P-value – p-hodnota; zeleně by byla označena signifikantní hodnota rozdílu při zvolené $\alpha < 0,05$.



Graf č. 8: Vyhodnocení Head Shake-SOT 2 pro roll rovinu: NSP-mean – průměrné hodnoty kontrolní skupiny; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [%].



Graf č. 9: Vyhodnocení Head Shake-SOT 5 pro roll rovinu: NSP-mean – průměrné hodnoty kontrolní skupiny; SP-mean – průměrné hodnoty skupiny slacklinerů; [%].

5.4 Korelace Stork Standing Balance Test a Unilateral Test

Stanovení korelačního koeficientu bylo provedeno pomocí Pearsonova korelačního testu. Dále byly stanoveny hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu $[r]$, který by měl dosahovat hodnot mezi $-1 \leq r \leq 1$. Vyhodnocení korelačního vztahu bylo provedeno na základě míry asociace velikosti korelačního koeficientu dle Hendla (2006). Silný korelační vztah měl dosahovat hodnot vyšších než 0,7.

Tabulka č. 12 popisuje charakteristiku skupiny probandů provozující slackline a výsledky naměřených hodnot testu Unilateral Stance této skupiny. Tento test byl prováděn se zrakovou kontrolou i s jejím vyloučením pro obě dolní končetiny. V tabulce č. 13 jsou zaznamenány naměřené hodnoty testu Stork Standing Balance Test skupiny sportovců provozujících slackline, u které byl tento test prováděn standardizovaným způsobem i v modifikaci – se zrakovou kontrolou i s jejím vyloučením pro obě dolní končetiny.

Unilateral Stance					
Označení	Pohlaví	MSVL-EO	MSVL-EC	MSVR-EO	MSVR-EC
PS1	žena	0,40	1,40	0,37	1,70
PS2	muž	0,40	2,40	0,47	2,37
PS3	muž	0,63	3,37	0,57	1,63
PS4	muž	0,87	1,83	0,63	1,30
PS5	muž	0,47	1,43	0,63	1,30
PS6	muž	0,63	2,50	0,47	1,97
PS7	žena	0,53	1,10	0,50	1,47
PS8	žena	0,43	1,73	0,43	1,43
PS9	žena	0,37	0,83	0,43	1,00
PS10	žena	0,60	1,37	0,70	2,13

Tabulka č. 12: Unilateral Stance Test: MSVL-EO – mean sway velocity [%/s] pro LDK při otevřených očích; MSVL-EC – mean sway velocity [%/s] pro LDK při zavřených očích; MSVR-EO – mean sway velocity [%/s] pro PDK při otevřených očích; MSVR-EC – mean sway velocity [%/s] pro PDK při zavřených očích.

Stork Standing Balance Test					
Označení	Pohlaví	SBT-LEO	SBT-LEC	SBT-PEO	SBT-PEC
PS1	žena	5,20	2,70	7,85	3,02
PS2	muž	5,57	2,34	17,54	2,84
PS3	muž	5,14	2,45	7,22	2,49
PS4	muž	3,66	1,78	6,67	2,65
PS5	muž	21,99	6,45	45,81	4,02
PS6	muž	30,75	4,86	12,38	1,85
PS7	žena	11,79	2,85	20,12	4,08
PS8	žena	7,45	1,45	14,32	2,52
PS9	žena	38,30	3,36	37,16	3,21
PS10	žena	41,28	3,04	47,30	2,20

Tabulka č. 13: Stork Standing Balance Test: SBT-LEO – Stork Standing Balance Test pro LDK při otevřených očích [s]; SBT-LEC – Stork Standing Balance Test pro LDK při zavřených očích [s]; SBT-PEO – Stork Standing Balance Test pro PDK při otevřených očích [s]; SBT-PEC – Stork Standing Balance Test pro PDK při zavřených očích [s].

	MSV-LEO	SBT-LEO	MSV-LEC	SBT-LEC	MSV-REO	SBT-REO	MSV-REC	SBT-REC
	0,40	5,20	1,40	2,70	0,37	7,85	1,70	3,02
	0,40	5,57	2,40	2,34	0,47	17,54	2,37	2,84
	0,63	5,14	3,37	2,45	0,57	7,22	1,63	2,49
	0,87	3,66	1,83	1,78	0,63	6,67	1,30	2,65
	0,47	21,99	1,43	6,45	0,63	45,81	1,30	4,02
	0,63	30,75	2,50	4,86	0,47	12,38	1,97	1,85
	0,53	11,79	1,10	2,85	0,50	20,12	1,47	4,08
	0,43	7,45	1,73	1,45	0,43	14,32	1,43	2,52
	0,37	38,30	0,83	3,36	0,43	37,16	1,00	3,21
	0,60	41,28	1,37	3,04	0,70	47,30	2,13	2,20
r	-0,1206		-0,1265		0,4630		-0,4894	

Tabulka č. 14: Hodnota vypočteného korelačního koeficientu r testu Stork Standing Balance Test a Unilateral Stance.

Tabulka č. 14 popisuje výslednou hodnotu korelačního koeficientu po provedení Pearsonova korelačního testu pro testy Unilateral Stance a Stork Standing Balance Test pro pravou i levou dolní končetinu se zrakovou kontrolou i bez ní. Dle Hendla (2006) můžeme určit střední míru asociace pro testy Unilateral Stance a Stork Standing Balance Test pro pravou končetinu. Tyto hodnoty jsou uvedeny v tabulce č. 15:

Pozice při testu	Korelační koeficient	Míra asociace
LDK-EO	-0,1206	malá
LDK-EC	-0,1265	malá
PDK-EO	0,4630	střední
PDK-EC	-0,4894	střední

Tabulka č. 15: Vyhodnocení míry asociace podle korelačního koeficientu dle Hendla (Hendl, 2006).

5.5 Závislost odtřenovaných let vůči Stork Standing Balance Test

V tabulce č. 16 jsou zaznamenány naměřené hodnoty skupiny slacklinerů pro Stork Standing Balance Test pro obě dolní končetiny prováděný v modifikaci na slackline se zrakovou kontrolou.

Proband	Modifikace testu na slackline		Doba tréninku
	LDK [s]	PDK [s]	[roky]
SP1	3,38	10,71	3
SP2	7,78	41,45	6
SP3	4,75	13,94	3
SP4	8,3	11,93	3
SP5	34,24	41,74	9
SP6	24,08	14,45	4
SP7	9,51	14,86	4
SP8	13,56	16,62	4
SP9	20,69	18,37	5
SP10	43,22	21,56	4,5

Tabulka č. 16: Modifikace testu Stork Standing Balance Test na slackline pro LDK a PDK [s]

Tabulka č. 16 hodnotí vztah závislosti naměřených hodnot modifikovaného testu Stork Standing Balance Test provedeného na slackline na době aktivního provozování slackline sportu.

V tabulce č. 17 jsou zaznamenány hodnoty korelačního koeficientu testu pro obě dolní končetiny při otevřených očích. Míru asociace při stoji na LDK můžeme dle Hendla (2006) popsat jako střední. Závislost na počtu odtřenovaných let se ukázala jako signifikantní při provádění testu na PDK.

Výchozí poloha testu pro DK	L-EO	R-EO
r	0,5408	0,9015

Tabulka č. 157: Hodnota korelačního koeficientu pro dolní končetiny: L-EO – hodnota korelačního koeficientu r pro LDK v závislosti na počtu aktivních let na slackline; R-EO hodnota korelačního koeficientu pro PDK v závislosti na počtu aktivních let.

6 DISKUSE

Jednotlivé sporty kladou na sportovce zvýšené specifické nároky na využívání posturálních strategií, které jsou ovlivněny právě typem a úrovní sportovní aktivity a nebývají přenositelné do běžných denních aktivit.

Doposud prováděné studie se převážně zabývaly vlivem slackline u různých skupin probandů, kteří se dříve slackline nevěnovali a po provedené intervenci několika týdenního tréninku u nich byl zjišťován vliv na posturální stabilitu a porovnání s kontrolní skupinou bez intervence (Keller et al., 2012; Schärli et al., 2013; Pfusterschmied et al., 2013b; Fernández-Rio et al., 2019; González et al., 2020; Volery et al., 2017; Donath et al., 2017; Donath et al., 2013; Donath et al., 2016).

Tato práce si vzala za cíl zhodnotit vliv pravidelného provozování této aktivity na dynamickou posturální stabilitu u slacklinerů, kteří se sportu již dlouhodobě aktivně věnují. Z testové baterie přístrojové dynamické posturografie NeuroCom Smart Equi Test System byl vybrán test Sensory Organization Test vyhodnocující zastoupení jednotlivých složek majících vliv na řízení rovnováhy, které jsou specifické právě pro tuto sportovní aktivitu. Test Unilateral Stance hodnotí polohu těžiště slacklinera a zároveň také rychlost jeho posturálních výchylek při stoji na jedné dolní končetině, jako je tomu při stoji na napnutém popruhu, který se slackliner snaží přejít. Výsledky skupiny slacklinerů byly porovnávány se záměrně vytvořenou Normou AN pro sportující populaci 20-30 let. Slacklineři byli také otestováni testem Stork Standing Balance Test, který připomíná přístrojové vyšetření testem Unilateral Stance Test a je hojně využíván v klinické praxi (Schell et Leelarthae-pin, 1994; Lacy, 2010; Makhlof et al., 2018; Hammami et al., 2016; Latorre-Román et al., 2021; Daneshjoo et al., 2012). Dále pak byl vybrán Head-Shake Sensory Organization Test, který se úžeji zaměřuje na testování vestibulárního systému. Skupina slacklinerů byla v tomto testu porovnávána s kontrolní skupinou lidí bez historie tohoto sportu.

6.1 Diskuse k hypotéze H1

Hypotéza H1: „*Předpokládám, že průměrné hodnoty alespoň jednoho parametru Sensory Organization Test (SOT) výzkumné skupiny slacklinerů se budou statisticky významně odlišovat od hodnot Norm AN:*“ byla v této práci potvrzena. Statisticky významně odlišné výsledky se ukázaly v podmínce SOT 1 a SOT 4. Pokud měli

v podmínce SOT 1 slacklineři k dispozici všechny smysly, docházelo u nich ve srovnání se sportovní populací k menším posturálním výchylkám. V podmínce SOT 4 byl pak rušivý element aplikován na systém somatosenzorický. V ostatních případech, kdy byl rušivý element aplikován na systém zrakový či vestibulární, ke statisticky významně odlišným výsledkům nedošlo.

Při aplikaci rušivých elementů na jednotlivé senzorní systémy dle celkových výsledků v porovnání se sportující populací dosáhli slacklineři lepších výsledků ve všech testovaných parametrech, nicméně ke statisticky významně relevantním výsledkům došlo pouze v případě aplikace rušivých elementů na systém somatosenzorický a u složky Visual Preference vyjadřující míru závislosti na vizuálních informacích.

Tyto poznatky se shodují s předchozím tvrzením popisujícím využívané pohybové strategie při klidném stoji i se studii zmiňujícími principy chůze po slackline. Paoletti a Mahadevan (2012) popisují, že aby na napnutém popruhu při chůzi po slackline mohlo dojít k postupnému přenášení váhy z jedné končetiny na druhou, musí nejprve dojít k dostatečné stabilizaci svalových skupin hlezna a následně ostatních svalů dolních končetin se současnou aktivací schopnosti stabilizace trupového svalstva s dostatečným zapojením hlubokého stabilizačního systému. Honegger et al. (2013) ve své studii popisují důležitost rychlého přísunu proprioceptivní informace do centrální nervové soustavy, díky čemuž je umožněno větší využití opěrné báze pro rozložení posturálních výchylek těla. Peterka (2018) také podtrhuje důležitost aktivity proprioceptorů vyhodnocujících orientaci v kloubech při klidném stoji i pohybové aktivitě.

Pozitivní vliv balančního tréninku na propriocepci byl popsán v mnohých studiích, stejně tak jako pozitivní vliv provozování slackline aktivity na posturální stabilitu (Granacher et al., 2010; Keller et al., 2012; Donath et al., 2017; Pfusterschmied et al., 2013a; Malliou et al., 2004). Gabel et al. (2015) popsali vliv slackline při rehabilitaci dolních končetin a také ji vyhodnotili jako vhodnou aktivitu k prevenci úrazů u sportovců. Dle autorů a výsledků této studie je možné zvýšit stabilitu celkovou i jednotlivých kloubů zvýšením proprioceptivních výstupů u jednotlivých kloubů pomocí cílené balanční terapie (Gabel et al., 2015). Taube et al. (2008) popisují jako zásadní rozdíl mezi slackline aktivitou a klasickým balančním tréninkem vysoce pohyblivou opěrnou bází, která je pro slackline sport charakteristická. Bylo dokázáno,

že na rozdíl od klasického balančního tréninku právě slackline klade náročnější požadavky na posturální stabilitu (Pfusterschmied et al., 2013a).

Naproti tomu Granacher et al. (2010) nepozorovali ve své studii statisticky významný rozdíl u výzkumné skupiny v porovnání s kontrolní skupinou, přestože se při měření na balanční plošině snížení výchylek COP u výzkumné skupiny po několikátýdenním tréninku v dynamických podmínkách také prokázalo. Studie v podstatě ukázala, že trénink slackline sice vyvolal zlepšení rovnováhy specifické pro daný úkol, avšak neprokázal se pozitivní vliv na celkovou posturální stabilitu.

Přestože naměřená průměrná hodnota také všech ostatních podmínek SOT v parametru Equilibrium Score byla vyšší než Norm AN, nelze ji považovat za statisticky signifikantní. Je velmi důležité zdůraznit, že výše popisované signifikantní výsledky v parametrech SOT1 a SOT4 včetně celkové analýzy s výslednou preferencí somatosenzorického systému byly v obou případech naměřeny se zrakovou kontrolou.

Zraková kontrola je důležitým faktorem a hraje významnou roli i v procesu učení slackline aktivity. Stejně tak Keller et al. (2012) doporučují pro lepší udržení stability na napnutém popruhu při chůzi využít zrakovou fixaci pevného bodu, a to na konci slackline ve výši očí slacklinera. Dle metodické příručky výuky na slackline, kterou vypracovala Kuchařová (2015) jako svou závěrečnou práci pro získání licence tohoto sportu, je vizuální fixace jedním z hlavních doporučení pro začátečníky při učení se této aktivitě. Tato závislost je také patrná ve výsledcích této práce. V případě vyřazení zrakové kontroly výsledky testů SOT vykazovaly vyšší p-hodnotu (SOT 5 = 0,8379; SOT 2 = 0,1807). V případě aplikace rušivého elementu na zrakový systém dosahovaly výsledky SOT 3 = 0,2380, SOT 6 = 0,1456. Tyto výsledky lze chápat tak, že skupina slacklinerů vykazuje výrazně lepší posturální stabilitu při otevřených očích, což je v souladu s dosavadním výzkumem i zkušenostmi slacklinerů. Bylo dokázáno, že fyziologicky u každého jedince dochází vyloučením zrakové kontroly k většímu vychýlení COM, což má negativní dopad na udržování posturální stability (Massion et al., 1998). Měření na přístroji NeuroCom je prováděno v kabině s korekcí polohy hlavy, kdy proband sleduje obrazovku umístěnou před sebou. Tato skutečnost je shodná s výše popisovanou vizuální fixací bodu ve výši slacklinerových očí, který si však na rozdíl od laboratorních podmínek každý slackliner pomyslně umísťuje individuálně, avšak do větší vzdálenosti od něj.

Existují ovšem sportovní odvětví, u nichž má dlouhodobý trénink na sportovce pozitivní vliv na tento fenomén. Vuillerme et al. (2001) došli ve své práci k závěru, že gymnasté jsou méně závislí na zrakové kontrole a při jejím odebrání prokazovali větší posturální stabilitu v různě posturálně náročných pozicích než například hráči kolektivních sportů. Autoři dále uvádějí, že se tato schopnost více zvýrazní při ztěžujících se podmínkách, kdy jsou gymnasté změnou méně ovlivněni a dokáží více využít ostatních sensorických systémů k zachování rovnováhy.

Další autoři jsou toho názoru, že čím je závislost motorického učení na zraku větší, tím jsou daná sportovní aktivita a sportovec, který jí provozuje, ovlivněni odebráním zrakové kontroly (Keller et al., 2012; Muelas et al., 2014). A přesně k tomu dochází v případě provozování slackline aktivity.

6.2 Diskuse k hypotéze H2

Hypotéza H2: „*Předpokládám, že parametr Mean COG Sway Velocity u testu Unilateral Stance (US) při otevřených očích bude u skupiny slacklinerů alespoň jedné DK statisticky významně odlišný než je norma AN:*“ se v mé práci nepotvrdila, přestože stabilní stoj na jedné dolní končetině je předpokladem pro chůzi po slackline (Kodama, 2016).

Na rozdíl od zde dosažených výsledků autoři studie ve své práci vyhodnotili posturografickým přístrojem výsledky čtyřtýdenního tréninku na slackline, který u probandů zlepšil posturální stabilitu ve stoji na jedné noze (Pfusterschmied et al., 2013b). Santos et al. (2016) ve své studii zkoumali vliv slackline u 25 basketbalistek. Po 6 týdenním slackline tréninku, který absolvovala polovina z nich, došlo ke zlepšení stability stoje na nedominantní dolní končetině. Také Schärli (2013), Serrien et al. (2015) a Kodama (2016) u probandů zaznamenali prodloužení času stoje na jedné dolní končetině po absolvovaném slackline tréninku. Naproti tomu Donath (2015) popsal snížení svalové EMG aktivity dolních končetin po 6 týdenním tréninku na slackline.

Stoj na jedné končetině na slackline a stoj na měřicí plošině NeuroCom Equi Test se však liší v jednom důležitém faktoru, kterým je postavení horních končetin po dobu stoje na jedné končetině. Při stoji na měřicí plošině je předepsaný standardizovaný způsob držení horních končetin – horní končetiny proband po dobu měření drží v bok. Při pohledu na zkušené slacklinery je však zřejmé, že horní končetiny udržují vysoko

a současně je využívají k regulaci COM nad slackline. Hypotézy k balancování při chůzi po slackline či stojí na jedné končetině na slackline za současných medio-laterálních výkyvů nataženého popruhu a důležitost postavení horních končetin popsal ve své práci Kodama (2016). Autor popisuje, že jsou to právě horní končetiny, které jsou obě umístěné vysoko a jdou na opačnou stranu než je aktuální poloha COM. Díky nim může slackliner kompenzovat medio-laterální výkyvy popruhu a polohu COM, čímž získá vybalancování rovnováhy. Kodama (2016) dále popisuje, že slacklineři s bohatou historií tréninků používají tzv. bimanuální koordinaci, při níž se horní končetiny pohybují nezávisle na sobě. Spolu s udržováním vzpřímeného držení zad je při udržování stoje na jedné dolní končetině na natažené slackline důležitý dle autora také pružně flektovaný kolenní kloub. Ten slouží k vyrovnávání oscilací popruhu ve vertikálním směru. Udržováním rovných zad a mírně flektovaného kolene se docílí průmětu COG nad plošku stojné nohy. Kuchařová (2015) v již zmíněné Metodické příručce navíc uvádí doporučení začátečníkům nezačínat nacvičování nástupu či stání na slackline, nýbrž nacvičovat ihned přímo samotnou chůzi. Tu by měl začátečník zprvu zkusit s pevnou oporou ruky, kterou postupem času případně ponechá pouze pro nástup. Při chůzi s pevnou oporou horní končetiny se slackliner-začátečník dle Kuchařové (2015) naučí především vizuální fixaci, správnému držení těla a v neposlední řadě také správnému pokládání chodidel a uvolnění dolních končetin, které jsou pro stabilní stoj i chůzi také důležité. Kuchařová (2015) shodně jako Kodama (2016) vyzdvihuje také důležitost polohy horních končetin, v tomto případě podpůrné horní končetiny, která by měla být dle ní tak vysoko, aby byl slackliner-začátečník nucen zvednout paže nad rovinu ramen.

Důležitým faktorem při učení se chůzi na slackline je naučit se také správné držení těla, kdy trup je vzpřímený, slackliner má rovná záda se současným rozšířením ramen, volným hrudníkem, zapojenými mezilopatkovými svaly a zdviženými horními končetinami. Hlava musí být v rovině páteře (Kuchařová, 2015). Autorka dále popisuje nutnost uvolnění dolních končetin, aby mohly všechny klouby mírně pružit a slackliner nebyl ve strnulé, ztuhlé pozici, kvůli níž nedokáže vybalancovat jemné vibrace natažené slackline, které se pak v trupu násobí a vytvoří neovladatelný třes.

Naproti tomu při našem měření na přístroji NeuroCom bylo v naší práci v laboratorních podmínkách pohyblivé vizuální okolí zprostředkované kabinou, která obklopila probanda ze tří stran a neposkytla slacklinerům vhodné prostředí. To jim znemožnilo

přizpůsobit se dynamickým podmínkám způsobem, kterým jsou zvyklí reagovat na možné výchyly. Pro zajištění bezpečí testovaného a dodržení standardizovaného přístupu při měření je navíc také nutné probanda zajistit celotělovým úvazkem z plochých lan a karabin k přístrojové konstrukci, čímž mu mohla být také znemožněna příčinná volnost v pohybu a očekávaných posturálních reakcích.

Také vizuální fixace pevného bodu v dáli před sebou, která je (jak již bylo popsáno u diskuse k hypotéze H1) důležitou podmínkou chůze a stoje na slackline, byla při našem měření probandovi vzhledem k podmínkám laboratorního měření znemožněna. Toto zaměření se na konkrétní bod pomáhá posturálnímu systému kompenzovat titubace i během klidného stoje. Pro slacklinery je však důležité, jak daleko se fixní bod nachází (Ashburn, 2013). Slackliner se nedívá na své nohy ani na popruh pod sebou, který je v neustálém pohybu a funkci fixního bodu nemůže plnit. Fixní bod může být pro slacklinery konec popruhu (lajny), strom či jiný pevný bod v dálce v závislosti na tom, jak dlouhou slackline právě přechází (Ashburn, 2013; Kuchařová, 2015).

Je dále také možné, že při měření na plošině museli slacklineři zapojit jiné pohybové strategie než jsou zvyklí z tréninků. Studie zabývající se pohybovými strategiemi popisují jako hlavní pohybovou strategii během tandemového stoje v antero-posteriorním směru strategii kyčelní a v medio-laterálním směru boční pohyb pánve vyžadující addukci jedné dolní končetiny za současné abdukce té druhé (Winter, 1996; Shumway-Cook et Woollacott, 2001). Tato pohybová strategie je slacklinerům vlastní a využívají ji při chůzi po slackline. Chodidla se kladou při chůzi po slackline za sebe a využívá se tak převážně chůze či stoje tandemového (Honegger et al., 2013).

Paoletti a Mahadevan (2012) považují stoj na jedné dolní končetině na slackline za náročnější aktivitu než stoj tandemový. S tím však nesouhlasí Gabel et al. (2013), kteří předložili návrh stádií obtížnosti aktivit na slackline a stoj na jedné končetině uvedli jako jeden ze základních prvků, zatímco stoj tandemový zařadili až do střední úrovně obtížnosti. Také Kuchařová (2015) ve shodě s výše popsáním tvrzením autorů Paolettiho a Mahadevana (2012) doporučuje vytvořit si návyk držení obou dolních končetin na popruhu a nesnažit se o stoj na jedné končetině a případné výchyly vyvažovat druhou končetinou.

Při měření naopak museli slacklineři opět stát v předepsané standardizované poloze a držet druhostrannou dolní končetinu, na níž nestáli, v 90 stupňové flexi v kolenním

kloubu před tělem. Tím u nich docházelo k výraznému zmenšení šířky opěrné báze a k titubacím, které nemohli ovlivňovat za pomoci paží ani druhé dolní končetiny. Dále zde docházelo k výraznějšímu zapojení svalů převážně v oblasti hlezenního kloubu. Že při balanční strategii po úvodním pohybu hlavou se aktivuje nejprve kyčelní mechanismus a až po té mechanismus hlezenní, popsal Shumway-Cook et Woollacott (2001), stejně tak jako pohyb v kyčelních a hlezenních kloubech je zpravidla proveden v opačném směru, než byl úvodní pohyb hlavou. Honegger et al. (2013) ve svých studiích předkládají názor, že centrální nervový systém používá posturální výchylky jako průzkumné mechanismy k zajištění optimálních dynamických rozsahů různých senzorických systémů a tyto změny rychlostí trupových pertubací využívají například provazochodci k prozkoumání limitů opěrné báze. Autoři zjistili, že také u provazochodců dochází zároveň ke snížení pohybů pánve a hlavy vzhledem k trupu.

6.3 Diskuse k hypotéze H3

Hypotéza H3: „*Předpokládám, že naměřené hodnoty v Equilibrium Score v Head-Shake SOT v jednotlivých testovaných rovinách budou u skupiny slacklinerů statisticky významně odlišné od hodnot naměřených u kontrolní skupiny bez historie tréninku tohoto sportu.*“ se ani v jednom testovaném případě nepotvrdila.

Testová baterie HS-SOT sleduje schopnost vestibulárního aparátu informovat centrální nervový systém o vzpřímené poloze těla v gravitačním poli i v případě, že je vestibulární aparát významně zatížen, a to především u podmínky HS-SOT 5. Testovaný stojí na pohybuující se tenzometrické plošině přístroje a má za úkol pohybovat hlavou v určité rovině. Peterka (2018) i Paoletti a Mahadevan (2012) se shodují v tvrzení, že vestibulární zpětná vazba na rozdíl od proprioceptorů podává informace především při rychlých aktivitách a na pohybuujících se podložkách, zatímco proprioceptory a vizuální systém podávají informace především během klidného stoje. Dle Teplé et al. (2016) má mít hlavní podíl v řízení rychlé odpovědi těla přesnými reakcemi na výchylky a na rotační a translační podněty právě vestibulární systém, který by dle autorů měl hrát klíčovou úlohu pro řízení stability také na slackline. Toto tvrzení se však neshoduje s výsledky této práce. Průměrné výsledky testů HS-SOT 2 i HS-SOT 5, který se provádí bez zrakové kontroly, byly u skupiny slacklinerů horší než u kontrolní skupiny probandů bez historie tohoto sportu, a to v rovině horizontální

i vertikální. Pouze v rovině roll dosahovali slacklineři oproti kontrolní skupině nepatrně vyšších průměrných hodnot, přesto ale tyto výsledky nemůžeme považovat za statisticky významné. Proto hypotéza v tomto případě nebyla potvrzena.

Dynamická funkce vestibulárního systému následuje rotaci hlavy a je také důležitá pro kontrolu očních pohybů, zatímco statická funkce vestibulárního systému je důležitým faktorem v posturální kontrole (Cheng, 2003). V dynamických úkonech hraje důležitou roli stabilizace hlavy v prostoru, stejně tak jako vestibulární aparát pro obraz zorného pole. Toto propojení zrakového a vestibulárního systému prostřednictvím stabilního držení hlavy může mít u slacklinerů klíčový vliv na posturální stabilitu více než u ostatních sportů, protože nestabilní držení hlavy může vést ke zhoršené funkci zrakového a vestibulárního systému (Schärli et al., 2013). Tvzení vycházející ze studie těchto autorů by mohly vysvětlit výsledky, ke kterým jsme došli i v této práci. Dordevic et al. (2017) došli ve své práci k tomu, že pouze měsíční trénink na slackline stačil k tomu, aby měl u skupiny probandů na vestibulární systém pozitivní vliv.

6.4 Diskuse k hypotéze H4

Hypotéza H4: „*Předpokládám, že korelační koeficient mezi Stork Standing Balance Test a Unilateral Stance bude vyšší než 0,7.*“ se nepotvrdila.

Naměřené hodnoty testu Stork Standing Balance Test u skupiny sportovců provozujících slackline, u které byl tento test prováděn standardizovaným způsobem i v modifikaci (se zrakovou kontrolou i s jejím vyloučením pro obě dolní končetiny), nebyly v korelaci s testem Unilateral Stance. Stork Standing Balance Test je v klinické praxi hojně využíván v různých studiích sledující posturální stabilitu. Ferri-Marini et al. (2020) zkoumali vliv tréninku na slackline u dětí. Vliv na stabilizaci a rovnováhu hodnotili pomocí Stork Standing Balance testu – s otevřenými i zavřenými očima i modifikací při změně povrchu. Další studie hodnotily vliv statických, dynamických a také plyometrických cvičení pomocí Stork Standing Balance testu u hráčů fotbalu a házenkářů (Daneshjoo et al., 2012; Hammami et al., 2016; Makhlouf et al., 2018; Hammami et al., 2020). V další studii byly hodnoceny vliv cvičení s therabandem a overballem na stabilizaci a rovnováhu (Aksen-Cengizhan et al., 2018). Vliv 7 týdenního tréninku házené na rovnováhu a sílu dolních končetin popsal Hammami et al. (2020).

V naší práci jsme zkoumali korelaci tohoto klinického testu s testem Unilateral Stance, který je součástí testové baterie přístroje NeuroCom Smart Equi Test za účelem možnosti jejich vzájemné zaměnitelnosti. V případě dosažení definované hladiny statistické vzájemnosti bychom mohli uvažovat o míře či úplné vzájemné zaměnitelnosti obou těchto testů. Korelace testů však v naší práci nebyla potvrzena, přestože bylo zjištěno, že tyto testy mohou poskytovat relevantní informace o probandově schopnosti udržovat posturální stabilitu stoje na jedné dolní končetině, a to při otevřených i zavřených očích.

Zdánlivě shodné provedení těchto testů se totiž liší v následujících detailech: u testu Unilateral Stance je výchozí poloha stanovena jako stoj na jedné končetině, přičemž druhostranná končetina je v 90 stupňové flexi před tělem a poloha probandových horních končetin po dobu měření vyžaduje ruce v bok. Oproti tomu u testu Standing Stork Balance Test stojí proband sice také po dobu měření na jedné dolní končetině, ale druhostrannou končetinu položí chodidlem na koleno ze strany stejné končetiny a provede výpon na špičce stejné nohy. V obou těchto případech zůstává shodná poloha horních končetin. Z důvodu popsaného rozdílu v poloze druhostranné dolní končetiny oproti končetině stejné tedy není obtížnost a proveditelnost těchto dvou testů srovnatelná. U testu Stork Standing Balance Test dojde ke zvýšení těžiště, které se zároveň posune laterálně a výponem na špičce se ještě zmenší plocha opěrné báze. Definovaná poloha horních končetin znemožní probandovi vyrovnávat titubace trupu, které se automaticky zvýší se zmenšením plochy opěrné báze při výponu na špičce.

6.5 Diskuse k hypotéze H5

Hypotéza H5: „*Předpokládám, že korelační koeficient mezi Stork Standing Balance Test v modifikaci pro slackline a počtem aktivních let probanda bude vyšší než 0,7.*“ se v této práci potvrdila.

Doposud publikované studie zkoumaly vliv slackline aktivity u různých skupin probandů, kteří se dříve slackline nevěnovali a nyní u nich byl proveden experiment několikátýdenního tréninku této dovednosti. Po dané intervenci vědci zjišťovali vliv slackline tréninku na jejich posturální stabilitu a porovnávali ji s kontrolními skupinami (Granacher et al., 2010; Keller et al., 2012; Schärli et al., 2013; Pfusterschmied et al., 2013a; 2013b; Donath et al., 2013; 2016; 2017; Fernández-Rio et al., 2019; Volery et al., 2017).

Na rozdíl od těchto výzkumů sledovala tato práce i vliv vztahu dlouhodobého a aktivního provozování slackline aktivity na výsledky měření Standing Stork Balance Testu modifikovaného pro účely této práce a skupinu slacklinerů. Test byl proveden v laboratorních podmínkách na slackline konstrukci Slack Rack 300 Gibbon bez výponu na špičce a probandům bylo také umožněno zapojit do pokusu o udržení stabilního stoje v této poloze horní končetiny. Stejně jako ve standardizované verzi tohoto testu byla měřena doba, po kterou proband udržel stabilní stoj. Byla prokázána pozitivní korelace mezi naměřenými výsledky a počtem odtrenovaných let probanda. Důvodem vlivu dlouhodobého tréninku na posturální stabilitu může být nejen schopnost adaptace a motorického učení, ale také zvýšení aktivity jednotlivých mozkových center podílejících se na udržování posturální stability. Toto tvrzení potvrdili Hüfner et al. (2011), když ve své studii zaznamenali u slacklinerů pozitivní korelační vztah mezi počtem odtrenovaných let a aktivací zrakové oblasti centrálního nervového systému. Na počtu odtrenovaných let u slacklinerů také závisí pozorovaná schopnost bimanuální koordinace přispívající k celotělovému udržování rovnováhy na nestabilním popruhu, stejně tak jako jistota k přejití delších vzdáleností. Kodama (2016) popisuje jako klíčový mechanismus při balancování na slackline pohyb paží. Autor zároveň popisuje nezastupitelnost využívání bimanuální na sobě závislé koordinace a polohy horních končetin, bez nichž nemůže být vychylující se pozice COM slacklinera kompenzována a rovnováha na slackline s jistotou udržována.

6.6 Limity práce

Výsledky této práce mohly být ovlivněny několika faktory. Jedním z nich je jistě předepsaná poloha horních končetin, které museli mít slacklineři po dobu měření buďto podél těla nebo v bok. Naproti tomu při provozování slackline sportu je klíčové umístění horních končetin nad hlavou, což sportovci usnadňuje udržování rovnováhy. Dalším limitem práce majícím vliv na výsledky mohla být výchozí testovací poloha klidného stoje. Oproti tomu slacklineři při provozování slackline aktivity kladou chodidla za sebe a provádějí tak většinu času tandemovou chůzi. Tenzometrická plošina přístroje také nedokáže nasimulovat rozkmitání popruhu v medio-laterálním směru, které je pro chůzi po slackline typické. Slackliner pracuje s těmito oscilacemi a snižuje je proslápnutím popruhu. Tento jev byl také v našich laboratorních podmínkách při měření na přístroji NeuroCom Smart Equi Test nepřenositelný. Přenos dovedností

na slackline se tedy při testování na tenzometrické plošině přístroje neprojevil natolik, jak jsme předpokládali.

Výsledky měření jsou také ovlivněny tím, že samotné testování trvalo více než 45 minut a téměř všechny testy vyžadovaly několikanásobné opakování. Proband byl nucen dlouho stát v pro něj nepřírozené a nepohodlné rigidní poloze, ve většině případů se do určité míry dostavila únava. Navíc nebylo lehké po celou dobu měření udržet koncentraci.

V neposlední řadě zůstává limitem práce malý vzorek probandů (výsledný počet byl 10). Pro relevantní výsledky by bylo zapotřebí mnohem většího populačního vzorku této skupiny sportovců. Tato skutečnost byla do jisté míry ovlivněna i komplikovanou epidemickou situací vyvolanou pandemií covid-19.

7 ZÁVĚR

Doposud byly převážně prováděny studie zabývající se krátkodobým několikatydenním prováděním slackline aktivity u probandů-začátečnicků bez předchozí zkušenosti s tímto sportem. Cílem této práce bylo objektivně zhodnotit vliv slackline u dlouhodobého tréninku tohoto sportu na dynamickou posturální stabilitu pomocí přístroje NeuroCom Smart Equi Test v porovnání s normou vytvořenou pro sportující populaci 20-30 let Norm AN.

Výsledky této práce se do značné míry shodují s již dříve publikovanými poznatky, které popisují jak vliv provozování slackline aktivity na posturální stabilitu, tak závislost slacklinerů především na zrakové kontrole a rychlém přísunu proprioceptivní informace. Přestože slacklineři dosáhli oproti normě pro sportující populaci v parametru EQL lepších výsledků při aplikaci rušivých elementů téměř ve všech případech, statisticky signifikantní výsledky byly potvrzeny pouze v parametrech SOT 1, SOT 4 a také v parametru Sensory Analysis u složek Somatosensory Ratio a Visual Preference.

Zraková kontrola hraje nejen významnou roli v procesu učení se této aktivitě u začátečnicků, ale dle výsledků této práce má značný vliv i u sportovců, kteří v ní mají již několik let odtrénováno. Slackline patří mezi sportovní aktivity, u nichž se projevuje závislost motorického učení na zrakové kontrole, která čím je větší, tím je sportovec více ovlivněn jejím odebráním. Totéž probíhá u zdokonalování schopnosti adaptace. Pro získání dalších relevantních dat o vlivu zrakové kontroly by bylo zajímavé rozšířit tuto práci o větší populační vzorek dlouhodobě trénujících slacklinerů a zařazení testů vyšetřujících zrakovou ostrost, případně podrobné optometrické vyšetření u specialisty.

Oproti dalším dříve publikovaným studiím se nepotvrdila signifikantní závislost slacklinerů na vestibulární složce, která by dle nich měla mít hlavní podíl v řízení rychlé odpovědi na rotační a translační podněty při udržování stability na slackline. V testu Head Shake-SOT zaměřeném právě na vestibulární systém slacklineři dokonce vykazovali ve dvou ze tří rovin horší výsledky než kontrolní skupina probandů bez historie tréninku tohoto sportu. Velký podíl na tom mohlo mít opět odebrání zmíněné zrakové kontroly, která v podmínkách těchto testů není umožněna.

Ve stoji na jedné dolní končetině se signifikantně lepší výsledky neprokázaly ani při jednom způsobu měření. To může poukazovat na důležitost polohy horních končetin při

provozování této aktivity, neboť ani při měření testem Unilateral Stance na přístroji NeuroCom, ani pomocí klinického Stork Standing Balance Testu nebylo pro sportovce držení horních končetin přirozené a charakteristické při provozování slackline aktivity. Hypotéza o korelaci těchto dvou testů tedy také nebyla potvrzena.

Naproti tomu ale byla potvrzena hypotéza o počtu odtrénovaných let majících vliv na udržování stabilní polohy v modifikovaném Stork Standing Balance Testu na slackline. Můžeme tedy říci, že dlouhodobý trénink zde může mít také pozitivní vliv na udržování posturální stability.

V rámci realizace této studie vyvstala řada limitů, které by jednak mohly být v budoucím výzkumu eliminovány, ale které by také zároveň mohly být pro autory přínosem. Pro porovnávání s ostatními sportovními disciplínami by bylo vhodné vytvořit a dodržovat randomizované pořadí jednotlivých testovacích parametrů. Pro budoucí práce by bylo zajímavé u jednotlivých odvětví porovnat výsledky měření v předepsaných standardizovaných výchozích polohách horních končetin (s rukama v bok) a současně také s testováním v poloze, na kterou jsou sportovci daného sportu zvyklí.

V rámci výzkumu vlivu slackline sportu by bylo vhodné případně zařadit i další motorické testy, kineziologické vyšetření se zaměřením na rozsah ramenních kloubů, extenčních schopností hrudníku a držení těla. V neposlední řadě by bylo vhodné zařadit testování stability chůze a tandemového stoje na chodníku NeuroCom. Dále by bylo vhodné zařadit testy měřící zrakovou ostrost. Pro zjištění adekvátního počtu probandů k objektivnímu vyhodnocení dat by mohl být například využit volně přístupný statistický program G-power.

Souhrnem lze říci, že slackline může mít pozitivní vliv na posturální stabilitu a lze tedy využít tuto aktivitu jako vhodné doplnění tréninku nejen profesionálních sportovců. V poslední době se začíná využívat v rámci balančního tréninku při rehabilitaci neurologických pacientů, dětí i seniorů. Poznatky současných studií naznačují, že slackline je jednoduchá, bezpečná a motivační pomůcka pro sportovní trénink a může být také zahrnuta do fyzioterapeutických intervencí pro snížení rizika pádů a prevenci úrazů. Tímto byly také zodpovězeny otázky využitelnosti slackline ve fyzioterapii a jejího vlivu na posturální stabilitu, které společně tvořily motivaci této méj práce.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ALGHADIR, A. et al. Effect of chronic ankle sprain on pain, range of motion, proprioception, and balance among athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2020, 17(15), 1–11. DOI:10.3390/ijerph17155318. ISSN 16604601.
2. ASHBURN, H. *How to Slackline!* Rowman and Littlefield, 2013. ISBN: 987 – 07622784997.
3. ASHBURN, Hayley. *Modern slacklining: A Comprehensive Guide to Buying, Rigging and Walking on Today's Equipment*. USA: Falcon Guides, 2011, 120 s. ISBN 978-0-615-50890-0.
4. BALKOVÁ, H. Posturografia – literárny prehľad o možnostiach počítačového vyhodnotenia pre potreby rehabilitácie. *Rehabilitácia*. 2005, 42(4), 202-212. ISSN 0375-0922.
5. BIZOVSKÁ, L. et al. *Rovnováha a možnosti jejého hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2017. ISBN 978-80-244-5259-3.
6. BLEDSOE, J. et al. A Magnetic Resonance Imaging Study of the Cerebellar Vermis in Chronically Treated and Treatment-Naïve Children with Attention-Deficit/Hyperactivity. *Biol. Psychiatry*. 2009, 65(7), 620–624. DOI:10.1016/j.biopsych.2008.11.030. ISSN 0006-3223.
7. CARPENTER MG, A. et al. Vestibular influences on human postural control in combinations of pitch and roll planes reveal differences in spatiotemporal processing. *Exp Brain Res*. 2001, 140(1), 95-111. DOI: 10.1007/s002210100802. PMID: 11500802.
8. CONCORDIA UNIVERSITY. NeuroCom SMART Equi Test Computerized Dynamic Posturography (CDP). Concordia University PERFORM Centre [online]. 2015, 3rd ed. revised, s. 1-24. [cit. 2021-03-20]. Dostupné z: https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V03_NEUROCOM.pdf
9. DANESHJOO, A. et al. The Effects of Comprehensive Warm-Up Programs on Proprioception, Static and Dynamic Balance on Male Soccer Players. *PLoS ONE* [online]. 2012, 7(12) [cit. 2021-6-20]. DOI:10.1371/journal.pone.0051568. ISSN 1932-6203.
10. DISPENZA, F. et DE STEFANO, A. *Textbook of vertigo: diagnosis and management*. 1. ed. New Delhi: Jaypee brothers medical publishers, 2014. ISBN 978-93-5090-672-9.
11. DONATH, L et al. Effects of Slackline Training on Balance, Jump Performance & Muscle Activity in Young Children. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2013, 34(12), 1093-1098 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1055/s-0033-1337949. ISSN 0172-4622.
12. DONATH, L. et al. Slackline Training (Balancing Over Narrow Nylon Ribbons) and Balance Performance: A Meta-Analytical Review. *Sports Medicine*. 2017. 47(6), 1075–1086. DOI:10.1007/s40279-016-0631-9. ISSN 11792035.

13. DONATH, L. et al. Slackline training and neuromuscular performance in seniors: A randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2016, 26(3), 275-283 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1111/sms.12423. ISSN 09057188.
14. DORDEVIC, M. et al. Improvements in Orientation and Balancing Abilities in Response to One Month of Intensive Slackline-Training. A Randomized Controlled Feasibility Study. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2017, 11(2),1-12 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.3389/fnhum.2017.00055. ISSN 1662-5161.
15. FERNÁNDEZ-RIO, J. et al. Effects of Slackline Training on Acceleration, Agility, Jump Performance and Postural Control in Youth Soccer Players. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2019, 67(1), 235-245 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.2478/hukin-2018-0078. ISSN 1899-7562.
16. FERRI-MARINI, C. et al. The effect of slackline training on balance performance in healthy male children. *Journal of Human Sport and Exercise* [online]. 2020, 15(2), 411–418. DOI: 10.14198/jhse.2020.152.15. ISSN 1988-5202.
17. FORMANOVÁ, K. *Vliv cvičení „brain gym“ na posturální stabilitu u hráčů tenisu*. Praha, 2020. Diplomová práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Fyzioterapie. Vedoucí práce Vomáčková, Helena.
18. GABEL, C. P. et al. Slacklining and stroke: A rehabilitation case study considering balance and lower limb weakness. *World Journal of Orthopedics* [online]. 2016, 7(8) [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.5312/wjo.v7.i8.513. ISSN 2218-5836.
19. GABEL, C. P. et al. Slacklining for Lower Extremity Rehabilitation and Injury Prevention. *International Journal of Athletic Therapy and Training* [online]. 2013, 18(4), 14-19 [cit. 2020-08-04]. DOI: 10.1123/ijatt.18.4.14. ISSN 2157-7277.
20. GABEL, C. P. et al. The influence of ‘Slacklining’ on quadriceps rehabilitation, activation and intensity. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2015, 18(1), 62-66 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1016/j.jsams.2013.11.007. ISSN 14402440.
21. GHANIZADEH, A. Sensory Processing Problems in Children with ADHD, a Systematic Review [online]. *Psychiatry Investig.* 2011, 8(2), 89-94. DOI:10.4306/pi.2011.8.2.89. ISSN 21852983.
22. GIBOIN, L-S. et al. Cortical, subcortical and spinal neural correlates of slackline training-induced balance performance improvements. *NeuroImage* [online]. 2019, 15 (11), 202 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2019.116061. ISSN 10538119. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811919306433>
23. GONZÁLEZ, L. et al. Slackline training in children with spastic cerebral palsy: A randomized clinical trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 2020, 17(22), 1–10. DOI:10.3390/ijerph17228649. ISSN 16604601.
24. GRANACHER, U. et al. Slackline Training for Balance and Strength Promotion. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2010, 31(10), 717-723 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1055/s-0030-1261936. ISSN 0172-4622.

25. GUSKIEWICZ, K. M. and PERRIN, D. H. Research and Clinical Applications of Assessing Balance. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1996, 5(1), 45-63. DOI: 10.1123/jsr.5.1.45. ISSN 1056-6716.
26. HAMMAMI, M. et al. Sequencing Effects of Balance and Plyometric Training on Physical Performance in Youth Soccer Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2016, 30(12), 3278-3289 [cit. 2021-6-20]. DOI:10.1519/JSC.0000000000001425. ISSN 1064-8011.
27. HAMMAMI, M. et al. The effect of a sand surface on physical performance responses of junior male handball players to plyometric training. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. 2020, 12(1) [cit. 2021-6-3]. DOI: 10.1186/s13102-020-00176-x. ISSN 2052-1847.
28. HANUŠ KUCHARŮVÁ, A. Od slackline k tiché radosti. Brno: Jota, 2020. ISBN 9788075656544.
29. HENDL, J. Přehled statistických metod zpracování dat: analýza a metaanalýza dat. 2. vyd. Praha: Portál. 2006. ISBN 80-7367-123-9.
30. HONEGGER, F. et al. Movement strategies and sensory reweighting in tandem stance: differences between trained tightrope walkers and untrained subjects. *Neuroscience* [online]. 2013, 285–300 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2013.09.041. ISSN 0306-4522.
31. HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, 35(2), 7–11. DOI:10.1093/ageing/af1077. ISSN 00020729.
32. HRYSOMALLIS, C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine* [online]. 2007, 37(6), 547–556 [cit. 2021-06-16]. DOI: 10.2165/00007256-200737060-00007. ISSN 01121642.
33. HÜFNER, K. et al. Structural and functional plasticity of the hippocampal formation in professional dancers and slackliners. *Hippocampus* [online]. 2010, 21(8), 855-865 [cit. 2021-06-14]. DOI: 10.1002/hipo.20801. ISSN 10509631.
34. CHENG, H. S. et al. Preliminary results of dancing exercise on postural stability in adolescent females. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*. 2011, 27(12), 566-572. DOI: 10.1016/j.kjms.2011.06.032. ISSN 1607551X.
35. CHEUNG, P. et al. A comparison of patterns of sensory processing in children with and without developmental disabilities. *Res Dev Disabil*. 2009, 30(2), 1468–1480. DOI:10.1016/j.ridd.2009.07.009. ISSN 0375-0922.
36. JÄGER, T. et al. Could Slackline Training Complement the FIFA 11+ Programme Regarding Training of Neuromuscular Control? *European Journal of Sport Science* [online]. 2017, 17(8), 1021–1028 [cit. 2021-06-16]. DOI: 10.1080/17461391.2017.1347204. ISSN 15367290.
37. JAMES, L. et al. Injury risk management plan for volleyball athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* [online]. 2014, 44(9), 1185–1195 [cit. 2021-06-16]. DOI: 10.1007/s40279-014-0203-9. ISSN 11792035.

38. JOHNSON, L. B. et. NELSON, J. K. Practical Measurements for Evaluation in Physical education. 3. ed. New Delhi: Surjeet Publications, 1986. ISBN 978- 0023611216.
39. KEAN B. et al. Fixed foot balance training increases rectus femoris activation during landing and jump height in recreationally active women. *Sports Sci Med*. 2006 5(1), 138-148. PMID: PMC3818666.
Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3818666/>
40. KELLER, M. et al. Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2012, 22(4), 471-477 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2010.01268.x. ISSN 09057188.
41. KLEINDL, R. *Slackline – die Kunst des modernen Seiltanzens [für Anfänger und Fortgeschrittene]*. 2. Aufl. Aachen: Meyer, 2010. ISBN 978-389-8995-658.
42. KODAMA K. et al. Bimanual Coordination in a Whole-Body Dynamic Balance Sport, Slacklining: A Comparison of Novice and Expert. *Motor Control*. 2021, 25(3), 462-474, DOI: 10.1123/mc.2020-0113. ISSN: 1543-2696.
43. KODAMA, K. et al. Relation between bimanual coordination and whole-body balancing on a slackline. 2016, 794–799. ISSN: 16485624.
Dostupné z: <https://cogsci.mindmodeling.org/2016/papers/0147/paper0147.pdf>
44. KOHOUTEK, M. et al. P. *Koordinační schopnosti dětí*. 2. vydání. Praha: Univerzita Karlova, 2005. ISBN 80-86317-34-X.
45. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi: učebnice pro lékařské fakulty*. 2. vyd. Praha: Galén, 2012, ISBN 978-80-7262-657-1.
46. KUCHAROVÁ, A. *Lowline: metody učení, organizace prostoru- závěrečná práce*. Univerzita Karlova v Praze FTVS. 2015.
Dostupné z: <http://slacklineacademy.cz/uploads/2016/07/moteidka-vyuky-slackline-lowline.pdf>
47. KÜMMEL, J. et al. Specificity of Balance Training in Healthy Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine* [online]. 2016, 46(9), 1261-1271 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1007/s40279-016-0515-z. ISSN 0112-1642.
48. KVÁŠ, O. *Metodická příručka slackline* [online]. 2013 [cit. 2020-09-03].
Dostupné z: <http://lajny.cz/dokumenty/MEP1.pdf>
49. LATORRE-ROMÁN, P. et al. Analysis of dynamic balance in preschool children through the balance beam test: A cross-sectional study providing reference values. *Gait & Posture* [online]. 2021, 83, 294-299 [cit. 2021-6-20]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.11.004. ISSN 09666362.
50. MÁČEK, M. et Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-695-3.
51. MAKHLOUF, I. Combined Balance and Plyometric Training in Young Soccer Players. *Front Physiol* [online]. 2018, 13(9). DOI: 10.3389/fphys.2018.01611. ISSN 1664-042X.

52. MALLIOU, P. Proprioceptive Training for Learning Downhill Skiing. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 2004, 99(4) [cit. 2021-6-22]. DOI: 10.2466/PMS.99.4.149-154. ISSN 0031-5125.
53. MASSION, J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 1998, 22(4), 465-472 [cit. 2021-6-22]. DOI:10.1016/S0149-7634(97)00031-6. ISSN 01497634.
54. MILDREN, R. et al. Learning to balance on a slackline: Development of coordinated multi-joint synergies. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2018, 28(9), 1996-2008 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1111/sms.13208. ISSN 09057188.
55. MORRIS, C. Development of the gross motor function classification system (1997). *Developmental medicine and child neurology* [online]. 2008, 50(1), 5-5. DOI: 10.1111/j.1469-8749.2007.00005.x. ISSN 00121622.
56. MUELAS, P. R. et al. Visual availability, balance performance and movement complexity in dancers. *Gait&posture*. 2014, 40(4), 556-560. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.06.021. ISSN 09666362.
57. NeuroCom® Clinical Operations Guide [pdf]. Seattle, WA: Natus Medical Incorporated, 2014. [cit. 2021-03-20].
58. PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, I. *Funkce – diagnostika – terapie hlubokého stabilizačního systému*. Čelákovice: Rehaspring. 2010. ISBN 978-80-254- 7736-6.
59. PANJABI, M. The stabilizing System of the Spine, Part I, Function, Dysfunction, Adaptation and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 1992, 4, 383–389. ISSN 0895-0385.
60. PAOLETTI, P. et L. MAHADEVAN. Balancing on tightropes and slacklines. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 2012, 9(74), 2097-2108 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1098/rsif.2012.0077. ISSN 1742-5689.
61. PATEL, M. et al. Does outstretching the arms improve postural stability? *Neuroscience Letters* [online]. 2014, 579, 97-100 [cit. 2020-09-07]. DOI: 10.1016/j.neulet.2014.07.010. ISSN 03043940.
62. PETERKA, R. Sensory integration for human balance control. Balance, Gait, and Falls [online]. *Handbook of Clinical Neurology*. Elsevier, 2018, 27-42 [cit. 2021-3-22]. DOI:10.1016/B978-0-444-63916-5.00002-1. ISBN 9780444639165.
63. PETERSEN, W. et al. A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* [online]. 2005, 125(9), 614–621. DOI:10.1007/s00402-005-0793-7. ISSN 09368051.
64. PFUSTERSCHMIED, J. et al. Effect of Instability Training Equipment on Lower Limb Kinematics and Muscle Activity. *Sportverletzung – Sportschaden* [online]. 2013a, 27(1), 28-33 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1055/s-0032-1330725. ISSN 0932-0555.

65. PFUSTERSCHMIED, J. et al. Effects of 4-week slackline training on lower limb joint motion and muscle activation. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2013b, 16(6), 562-566 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1016/j.jsams.2012.12.006. ISSN 14402440.
66. REID S. et al. Using the Gross Motor Function Classification System to describe patterns of motor severity in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2011, 53(11), 1007-1012. DOI: 10.1111/j.1469-8749.2011.04044.x. ISSN 00121622.
67. RINGHOF, S. et al. Short-term slackline training improves task-specific but not general balance in female handball players. *European Journal of Sport Science* [online]. 2018, 19(5), 557-566 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1080/17461391.2018.1534992. ISSN 1746-1391.
68. ROKYTA, R. *Fyziologie*. 3. vyd. Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
69. RUBENSTEIN, L. Falls in older people: epidemiology, risk factors. *Age and Ageing* [online]. 2006, 35(2), 37-41. DOI: 10.1093/ageing/afl084. ISSN 1468-2834.
70. RUTZ, G. et D. BENNINGER. Physical Therapy for Freezing of Gait and Gait Impairments in Parkinson Disease: A Systematic Review. *PM&R* [online]. 2020, 12(11), 1140–1156 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1002/pmrj.12337. ISSN 1934-1482.
71. ŘASOVÁ, K. *Fyzioterapie u neurologicky nemocných (se zaměřením na roztroušenou sklerózu mozkomíšní)*. Praha: Ceros, 2007. ISBN 978-80-239-9300-4.
72. SANTOS, L. et al. Effects of Slackline Training on Postural Control, Jump Performance, and Myoelectrical Activity in Female Basketball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2016a, 30(3), 653-664 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001168. ISSN 1064-8011.
73. SANTOS, L. et al. Effects of supervised slackline training on postural instability, freezing of gait, and falls efficacy in people with Parkinson's disease. *Disability and Rehabilitation* [online]. 2016b, 39(16), 1573-1580 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1080/09638288.2016.1207104. ISSN 0963-8288.
74. SEEBER, G. et ZALPOUR, C. Auswirkungen des „Slack- linings“ auf die Gleichgewichts- fähigkeit von Senioren. *Prävention und Gesundheitsförderung* [online]. 2012, 7(1), 30–35. DOI:10.1007/s11553-011-0318-x. ISSN 1861-6755.
75. SHUMWAY-COOK, A. et M. WOOLLACOTT. *Motor control: theory and practical applications*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, 2001. ISBN 06- 833-0643-X.
76. SCHÄRLI, A. et al. Balancing on a slackline: 8-year-olds vs. adults. *Frontiers in Psychology* [online]. 2013, 22(4). DOI: 10.3389/fpsyg.2013.00208. ISSN 1664-1078.
77. SCHELL, J. et LEELARTHAEPIN, B. *Physical Fitness Assessment in Exercise and Sport Science*. 2nd ed. Matraville: Leelar Biomediscience Services, 1994. ISBN 9780958939768.

78. SLACKLINE GIBBON SLACK RACK CLASSIC, 2021 [online]. [cit. 2021-06-28]. Dostupné z <https://www.hudy.cz/slack-rack-classic>
79. SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, 13(3), 112-124. ISSN 1211-2658.
80. ŠAFÁŘOVÁ, M. Posturální stabilizace a sportovní zátěž. In: Máček, M., Radvanský, J. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. s. 177-188. ISBN 978-80-7262-695-3.
81. ŠALBABOVÁ, A. *Vliv akrobatických sportů na dynamickou posturální stabilitu*. 2019. Diplomová práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Fyzioterapie. Vedoucí práce Pánek, David.
82. TAUBE, W. et al. Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance. *Experimental Brain Research* [online]. 2008, 88(3), 353-361. DOI: 10.1007/s00221-008-1370-4. ISSN 0014-4819.
83. TEPLÁ, L. et al. Slackline a jeho možnosti využití v rehabilitační terapii. *Rehabilitácia*. 2016, 53(3), 163-173. ISSN 0375-0922.
84. THOMAS, M. et al. The Effects of Slackline Balance Training on Postural Control in Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity* [online]. 2016, 24(3), 393-398 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1123/japa.2015-0099. ISSN 1063-8652.
85. TRECROCI, A. et al. Effects of traditional balance and slackline training on physical performance and perceived enjoyment in young soccer players. *Research in Sports Medicine* [online]. 2018, 26(4), 450-461 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1080/15438627.2018.1492392. ISSN 1543-8627.
86. TSANG, W. W. et al. Tai Chi improves standing balance control under reduced or conflicting sensory conditions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, 85(1), 129-137 [cit. 2021-06-13]. DOI: 10.1016/j.apmr.2003.02.002. ISSN 00039993.
87. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. Část) – řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, 9(4), 122-129. ISSN 1211-2658.
88. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova, 1997. ISBN 80-7184-100-5.
89. VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie prodiagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
90. VÉLE, F. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: příručka pro terapeutu pracující v neurorehabilitaci*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-608-1.
91. VERHAGEN, E. et al. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: A prospective controlled trial. *American Journal of Sports Medicine* [online]. 2004, 32(6), 1385-1393. DOI: 10.1177/0363546503262177. ISSN 03635465.

92. VISSER, J. E., et al. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*. 2008, 119(11), 2424-2436. DOI: 10.1016/j.clinph.2008.07.220. ISSN 13882457.
93. VOLERY, S. et al. Traditional balance and slackline training are associated with task-specific adaptations as assessed with sensorimotor tests. *European Journal of Sport Science* [online]. 2017, 17(7), 838-846 [cit. 2020-08-03]. DOI: 10.1080/17461391.2017.1317833. ISSN 1746-1391.
94. VOLERY, S. *Lehrmittel – Slacklinien im Sportunterricht. Slackline-Pfosten*. 2012. Dostupné z: <https://slackivity.ch/slackline-lehrmittel/>
95. VOLERY, S. et T.RANK. *Slacklinien: Praxiswissen vom Profi zu Ausrüstung, Technik und Sicherheit*. Aktualisierte Neuaufl. München: Bruckmann, 2012. ISBN 978-376-5458-231.
96. VOMÁČKOVÁ, H. *Možnosti hodnocení vlivu výkonnosti zátěže na posturální funkce organismu - stanovení norem CDP pro sportující populaci*. Praha, 2020. Dizertační práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Fyzioterapie. Vedoucí práce Pavlů, Dagmar.
97. ZAK, H. *Slackline Das Praxisbuch*. München: BLV Buchverlag, 2011. ISBN 38-354-0798-8.
98. ZHANG, Q. et al. Exercise intervention for the risk of falls in older adults. *Medicine* [online]. 2021, 100(5) [cit. 2021-7-20]. DOI: 10.1097/MD.0000000000024548. ISSN 0025-7974.
99. ZUMANA, N. et al. Intra-rater and inter-rater reliability of six musculoskeletal preparticipatory screening tests. *South African Journal of Physiotherapy* [online]. 2019, 75(1) [cit. 2021-6-20]. DOI: 10.4102/sajp.v75i1.469. ISSN 2410-8219.

PŘÍLOHY

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 – Vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Příloha č. 5 – Seznam grafů

Příloha č. 1 – Vyjádření etické komise UK FTVS

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Hodnocení vlivu slackline na posturální stabilitu a využití slackline ve fyzioterapii

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: listopad 2020 – únor 2021

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Bc. Petra Žitná, UK FTVS katedra fyzioterapie

Hlavní řešitel: Bc. Petra Žitná, UK FTVS katedra fyzioterapie

Místo výzkumu (pracoviště): Kineziologická laboratoř katedra fyzioterapie FTVS UK

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Helena Vomáčková, Ph.D.

Popis projektu: V diplomové práci se budu zabývat vyhodnocením stavu dynamické posturální stability u sportovců provozujících slackline. Sportovce budu porovnávat s běžným vzorkem zdravé populace. Dynamickou posturální stabilitu každého probanda budu hodnotit na posturografickém přístroji NeuroCom Smart Equi Test pomocí testů: Sensory Organisation Test (SOT), Motor Control Test (MCT), Adaptation Test, Weight bearing/Squat, Unilateral Stance, Limits Of Stability, Rhythmic Weight Shift. Jako doplňující nástroj bude využito i dotazník. Jednorázové měření u každého probanda bude probíhat v laboratořích FTVS UK pod vedením Mgr. Heleny Vomáčkové, Ph.D. a výzkum potrvá od listopadu 2020 do února 2021. Veškerá získaná data a informace budou použity výhradně k akademickým účelům.

Charakteristika účastníků výzkumu: Výzkumu se zúčastní přibližně 20 dobrovolníků rozdělených na dvě skupiny ve věkovém rozmezí 18-30 let. Do výzkumné skupiny budou zařazeni probandi aktivně provozující sport slackline. Do kontrolní skupiny budou zařazeni lidé bez zkušenosti s tímto sportem. Důvodem pro vyřazení ze studie bude jakékoliv závažnější onemocnění nebo zranění ortopedického či neurologického charakteru v posledních 6 měsících a se stavy akutního zánětu nebo infekce. Každý účastník bude podroben odebrání anamnestických údajů. Na základě jejich vyhodnocení bude hlavním řešitelem ve spolupráci s vedoucí práce posouzena způsobilost k účasti ve výzkumu.

Zajištění bezpečnosti: Výzkum je neinvazivního charakteru. Probandi budou poučeni o rizicích a při testování na posturografu jim bude nasazen bezpečnostní postroj pro zamezení případného pádu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. V laboratoři budou zajištěny adekvátní podmínky pro ideální průběh vyšetření. Všichni vyšetřovaní probandi budou mít stejné podmínky. Na bezpečnost probandů v průběhu měření bude dohlížet odborný vyškolený personál na katedře fyzioterapie FTVS UK a bude zajištěna standardním způsobem.

Etické aspekty výzkumu: Účastníci budou zletilí.

Potenciální střet zájmů: Potvrzuji, že nejsem ve střetu zájmů, ani jakkoliv finančně zainvestována. Výzkum rovněž nevede k osobnímu prospěchu. Potvrzuji, že jakožto řešitel nemám pracovněprávní vztah s vynálezci přístroje NeuroCom Smart Equi Test nebo s FTVS UK, kde bude měření probíhat. Jde se o diplomovou práci, jejímž hlavním cílem je obohatit vědeckou sféru o nové poznatky a zároveň úspěšně obhájení práce mi umožní získat magisterský titul. Výsledky budou prezentovány v diplomové práci, případně ve vědeckém časopise.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: věk, pohlaví, váha, výška, data získaná z výše uvedených měření, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Požizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografie, audionahrávky ani videozáznamy.


V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu: příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 5.11.2020

Podpis předkladatele: 

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 1857/2020


dne: 10. 11. 2020

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

- 20 -


podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážená paní, vážený pane,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na katedře fyzioterapie FTVS UK v rámci diplomové práce s názvem „Hodnocení vlivu slackline na posturální stabilitu a využití slackline ve fyzioterapii“ prováděné na katedře fyzioterapie FTVS UK.

Období realizace: listopad 2020 – únor 2021

Cílem studie je zjistit stav stabilizačních schopností u sportovců provozující slackline v porovnání se zdravou populací, stejně tak jako zjistit vliv tohoto sportu na stabilitu.

K měření dynamické posturální stability bude využit přístroj Neurocom Smart Equi Test. Součástí měření jsou tyto testy: Sensory Organisation Test (SOT), Motor Control Test (MCT), Adaptation Test, Weight bearing/Squat, Unilateral Stance, Limits Of Stability, Rhythmic Weight Shift. Měřena bude schopnost stability stoje za různých podmínek – stoj s otevřenýma očima, stoj se zavřenýma očima, při pohybu podložky, při pohybu okolí sestávaného z desky přístroje NeuroCom Equi Test a kombinací předešlých.

Měření bude probíhat jednorázově po dobu cca 60 minut.

Výzkumu se nebudete moci zúčastnit, pokud máte akutní zranění pohybového aparátu, stavy akutní infekce nebo zánětu, onemocnění s poruchami propriocepce, nekompensované poruchy zraku, poruchy vnitřního ucha, vertigo, akutní stavy po úrazech hlavy a páteře, nekompensované kardiologické onemocnění, neurologické onemocnění, whiplash syndrom, mozečkový syndrom a jiné mozečkové poruchy, závažnější ortopedické patologie apod.

Jde o plně neinvazivní metodu. Budete poučeni o rizicích a při testování na posturografu Vám bude nasazen bezpečnostní postroj pro zamezení případného pádu.

Rizika prováděného testování nejsou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování. Na bezpečnost bude v průběhu měření dohlížet proškolený personál působící na katedře fyzioterapie UK FTVS a bude zajištěna standardním způsobem. Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se budete moci seznámit ve studentském informačním systému SIS v diplomové práci nebo v případě zájmu na e-mailové adrese: zitna.petra@seznam.cz

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje věk, pohlaví, váha, výška, data získaná z výše uvedených měření, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné fotografie, audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Petra Žitná

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Petra Žitná Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl a možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal a jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl a jsem poučen a o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:.....

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Obrázek č. 1: Schéma principu posturální kontroly (Bizovská et al., 2017)	10
Obrázek č. 2: Správné nastavení polohy nohou (Concordia University, 2015)	17
Obrázek č. 3: Popruh využívaný pro slackline sport (Kvaš, 2013)	21
Obrázek č. 4: Šekl tvaru omega (Kvaš, 2013)	22
Obrázek č. 5: Ráčna Mega pro popruhy šíře 50 mm (Kvaš, 2013)	23
Obrázek č. 6: Slackline Gibbon Slack Rack Classic, (Hudy.cz, 2021)	24
Obrázek č. 7: Slackline trénink u seniorů (Donath et al., 2016).....	30
Obrázek č. 8: Pacientka po CMP účastníci se tréninku rovnováhy (Gabel et al. 2016).	32
Obrázek č. 9: Postoj při Standing Stork Balance Test (Schell, Leelarthapin, 1994)	41
Obrázek č. 10: Stork Standing Balance Test – modifikace na slackline (vlastní)	42
Obrázek č. 11: Jednotlivé podmínky měření (NeuroCom® Clinical Operation Guide, 2014) .	45
Obrázek č. 12: Roviny Head Shake SOT (NeuroCom® Clinical Operation Guide, 2014).....	47

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Tabulka č. 1: Popisná charakteristika skupiny probandů provozující slackline	38
Tabulka č. 2: Popisná charakteristika kontrolní skupiny probandů (Šalbabová, 2019).....	38
Tabulka č. 3: Normativní hodnoty testu Standing Stork Test (Schell, Leelarthaepin, 1994)....	41
Tabulka č. 4: Míra asociace podle korelačního koeficientu dle Hendla (Hendl, 2006).....	49
Tabulka č. 5: Srovnání dat skupiny slacklinerů s normou AN parametru Equilibrium.....	50
Tabulka č. 6: Srovnání dat skupiny slacklinerů s normou AN parametru Strategy.....	51
Tabulka č. 7: Srovnání dat senzorické analýzy skupiny slacklinerů s normou AN.....	52
Tabulka č. 8: Vyhodnocení parametru Mean COG Sway Velocity testu Unilateral Stance	53
Tabulka č. 9: Vyhodnocení dat pro HS-Test v horizontální rovině.....	54
Tabulka č. 10: Vyhodnocení dat pro HS-Test ve vertikální rovině	55
Tabulka č. 11: Vyhodnocení dat pro HS-Test v roll rovině	56
Tabulka č. 12: Unilateral Stance Test.....	57
Tabulka č. 13: Stork Standing Balance Test.....	58
Tabulka č. 14: Hodnota vypočteného korelačního koeficientu testu Stork Standing Balance .	58
Tabulka č. 15: Vyhodnocení míry asociace podle korelačního koeficientu dle Hendla.....	59
Tabulka č. 16: Modifikace testu Stork Standing Balance Test na slackline.....	60
Tabulka č. 17: Hodnota korelačního koeficientu pro dolní končetiny	60

Příloha č. 5 – Seznam grafů

Graf č. 1: Vyhodnocení SOT (EQL).....	51
Graf č. 2: Vyhodnocení SOT(STRA)	51
Graf č. 3: Vyhodnocení SOT – Senzorická analýza	53
Graf č. 4: Vyhodnocení Head Shake-SOT 2 pro horizontální rovinu.....	54
Graf č. 5: Vyhodnocení Head Shake-SOT 5 pro horizontální rovinu.....	54
Graf č. 6: Vyhodnocení Head Shake-SOT 2 pro vertikální rovinu.....	55
Graf č. 7: Vyhodnocení Head Shake-SOT 5 pro vertikální rovinu.....	55
Graf č. 8: Vyhodnocení Head Shake-SOT 2 pro roll rovinu.....	56
Graf č. 9: Vyhodnocení Head Shake-SOT 5 pro roll rovinu.....	56