

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Klára Komárková

**Slackline jako terapeutická možnost
ovlivnění posturální stability**

bakalářská práce

Praha 2013

Autor práce: **Klára Komárková**

Vedoucí práce: **Mgr. Ondřej Čákr**

Oponent práce:

Datum obhajoby: **2013**

Bibliografický záznam

KOMÁRKOVÁ, Klára. *Slackline jako terapeutická možnost ovlivnění posturální stability*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2013. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Ondřej Čákr

Anotace

Cíl práce: Shrnout poznatky o mechanismech řízení posturální kontroly, balančním tréninku a možnostech testování posturálních schopností zejména pomocí stabilometrických plošin. Experimentální část ověřuje, zda trénink na slackline ovlivní výsledky vyšetření na stabilometrické plošině a budou zaznamenány rozdíly v kvantitativních parametrech stability ve skupině trénujících a kontrolní skupině netrénujících jedinců.

Hypotéza: Specifický trénink využívající slackline bude mít pozitivní vliv na zlepšení stability ve vybraných testech stabilometrického vyšetření u trénovaných osob.

Metodika: Po 4 týdenním tréninku s intenzitou 2 tréninky týdně jsme u testované skupiny (10 osob) a kontrolní skupiny (10 osob) testovali posturální kontrolu ve vybraných testech stability. Pro měření jsme použili stabilometrickou plošinu. Získaná data byla statisticky zpracována.

Výsledky: Měsíční trénink na slackline zlepšil posturální stabilitu, což bylo prokázáno v některých parametrech stabilometrického vyšetření. Statistická analýza ukázala, že výsledky jsou těsně pod hranicí statistické významnosti ($p > 0.05$).

Závěr: Získané výsledky dokazují, že trénink na slackline zlepšuje posturální stabilitu u zdravých jedinců. V námi vyšetřené skupině byly na hranici statistické významnosti.

Annotation

Objectives: To summarize knowledge about a control of posture, a balance training and a testing on balance platform. I investigate in experimental part of my thesis if slackline training will affect stabilography and differences in quantitative parameters will be found in a training group or a control group.

Hypothesis: A specific slackline training positively affects stability which was measured in posturographic selected tests done by the training group.

Methods: We test postural stability in control (10 persons) and training (10 persons) group in selected tests of stability. We used a balance platform for testing. The data were statistically analysed.

Results: 4 weeks of intense slackline training result in improvement of postural control. That is support by the data of stabilometric examination. The results were just below statistical significance ($p > 0.05$).

Conclusion: The results testify that slacklining can improve postural control in healthy subjects. The results were on the boundary of statistical significance in our intervention group.

Klíčová slova

slackline, posturální stabilita, posturální kontrola, balanční trénink, stabilometrická plošina, sportovní úrazy, poranění hlezna

Keywords

slackline, postural stability, postural control, balance training, balance platform, sports injuries, chronic ankle instability

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Ondřeje Čakrty, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze **19. 4. 2013**

Klára Komárková

Poděkování

Chtěla bych vyjádřit mé poděkování vedoucímu mé bakalářské práce Mgr. Ondřeji Čákrtovi za jeho odborné rady, cenné připomínky a čas, který mi věnoval při řešení dané problematiky. Dále bych také chtěla poděkovat všem, kteří se ochotně zúčastnili mého experimentu, za jejich trpělivost a odhodlanost.

OBSAH

| | |
|--|-----------|
| ÚVOD | 7 |
| 1 POSTURÁLNÍ KONTROLA | 8 |
| 1.1 Řízení posturální kontroly | 9 |
| 1.1.1 Role míchy | 10 |
| 1.1.2 Role supraspinálních center | 11 |
| 2 SPORTOVNÍ ÚRAZY | 15 |
| 2.1 Poranění měkkých tkání v oblasti hlezna | 16 |
| 3 BALANČNÍ TRÉNINK | 17 |
| 3.1 Adaptace spojené s balančním tréninkem | 18 |
| 3.1.1 Adaptace v oblasti míchy | 19 |
| 3.1.2 Adaptace vyšších motorických center..... | 19 |
| 3.2 Význam balančního tréninku | 20 |
| 4 SLACKLINE | 24 |
| 5 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST PRÁCE | 27 |
| 5.1 Cíle práce | 27 |
| 5.1.1 Hypotézy práce..... | 27 |
| 5.2 Metody výzkumu | 27 |
| 5.2.1 Skupina vyšetřených osob..... | 27 |
| 5.2.2 Tréninkový protokol..... | 28 |
| 5.2.3 Testování na stabilometrické plošině | 29 |
| 5.3 Výsledky | 29 |
| 5.4 Diskuze | 31 |
| ZÁVĚR | 34 |
| REFERENČNÍ SEZNAM | 35 |
| SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK | 42 |

ÚVOD

Téma bakalářské práce *Slackline jako terapeutická možnost ovlivnění posturální stability* jsem si vybrala na základě zájmu o tuto oblast. Jedná se o téma, jež přináší zcela nové poznatky, které ještě nebyly publikovány. Měření mohu srovnávat pouze s několika málo studiemi, které byly v souvislosti s tréninkem na slackline provedeny. Bohužel je nedostatek literatury o metodice tréninku na slackline, trénink si každý trénující sestavuje sám bez možnosti inspirace v odborné literatuře. Formou literární rešerše se snažíme shrnout několik málo dostupných informací a následně z nich sestavit co nejefektivnější trénink.

Práce se zabývá problematikou posturální kontroly a možnosti jejího ovlivnění balančním tréninkem. Srovnáváme různé typy balančního tréninku a hodnotíme jejich vliv na posturální kontrolu. Diskutujeme také dosavadní dostupné studie zabývající se slackline. Téma slackline je aktuální především pro popularitu, kterou si v poslední době získává mezi mladými lidmi a je čím dál častěji zařazována do tréninku profesionálních atletů.

Součástí naší práce je výzkum, který ověřuje, zda trénink má vliv na posturální stabilitu. Po 4 týdnech tréninku s frekvencí 2 tréninky týdně jsme měřili na stabilometrické plošině výchylky COP (Centre of pressure). Studie se zúčastnilo 20 mladých lidí, kteří byli rozděleni do trénující a kontrolní skupiny. Stabilometrická plošina se využívá pro analýzu poruch stability stoje. Pro náš experiment jsme vybrali 6 různých poloh (stoj, tandemový stoj, stoj na jedné dolní končetině, stoj na pěnové podložce, stoj v tandemovém stoju na pěnové podložce). Všechny polohy jsme testovali se zavřenými i otevřenými očima. Hledali jsme rozdíly v kvantitativních parametrech stability ve skupině trénujících a kontrolní skupině netrénujících jedinců.

Cílem experimentální části práce je zjistit změny v posturální stabilitě po 4 týdnech tréninku na slackline posturografickým měřením. V teoretické části shrnuji dosavadní poznatky o tomto specifickém druhu tréninku, ale i o balančním tréninku obecně, řízení posturální kontroly a popisují možnosti testování zejména na stabilometrických plošinách.

1 POSTURÁLNÍ KONTROLA

Známe dva typy motorických schopností, které doprovází každý pohyb. První je samotná volní motorika, která nám umožní provést cílený pohyb. Druhá zahrnuje posturální kontrolu. Posturální kontrola je základem pro jakýkoliv vůlí ovládaný pohyb. Téměř každý typ lokomoce se skládá z obou těchto typů, posturální kontrola stabilizuje tělo během pohybu a pohybové komponenty, které jsou prostředkem volné motoriky, pohyb provádí. Stále neexistuje definice, která by vysvětlovala, co je posturální kontrola a není ani jasné, jakými mechanismy je řízena (Bronstein, 1996).

Posturální kontrola dnes už není uvažována jako jeden systém nebo soubor vzpřimovacích a rovnovážných reakcí. Dnes ji bereme jako komplexní motorickou schopnost vznikající interakcí více sensomotorických procesů. Mezi její hlavní funkce patří posturální orientace a rovnováha. Posturální orientací rozumíme aktivní vyrovnávání tělních segmentů a nastavení tonusu vzhledem ke gravitaci, opěrné bázi, vizuálním a informacím z vnitřního prostředí. Tato orientace vychází z informací ze sensorických receptorů, vestibulárního aparátu a zraku. Rovnováha vyrovnává polohu těžiště (Centre of mass - COM) po narušení vnějším nebo vnitřním podnětem (Horak, 2006).

Nutné prostředky pro udržení posturální stability a orientace jsou biomechanické parametry (stupně volnosti, síla, limity stability), pohybové strategie (přípravné, reaktivní, volní), sensorické strategie (integrace informací, kontrola pohybu), prostorová orientace (percepce, gravitace, povrch, pohled), dynamická kontrola (chůze) a kognitivní procesy (soustředění, učení). Porucha v jakékoliv z těchto funkcí vyvolá poruchu rovnováhy v celém systému a zvýší počet pádů (Horak, 1989).

Mezi biomechanická omezení řadíme velikost a kvalitu opěrné báze. Nejdůležitějším biomechanickým parametrem posturální kontroly je řízení polohy těžiště vzhledem k opěrné bázi. Rovnováha není určitá poloha, ale prostor limotovaný velikostí opěrné báze (noha ve stoji) a omezeními v kloubním rozsahu, svalové síle, sensorických informacích. Tento prostor tvaru kuželu je uložen v CNS, která jím řídí udržení rovnováhy. U mnoha starých lidí s poruchami rovnováhy je tento kužel značně zmenšený a jeho prezentace v mozku je narušena (Bronstein, 1996).

Existují 3 hlavní typy pohybových strategií, které mohou být využity pro navrácení člověka z nerovnovážné polohy do vzpřímeného stoje: u dvou strategií zůstává noha na zemi, třetí strategie mění opěrnou bázi úkroky. Hlezenní mechanismus, kdy se celé tělo pohybuje pouze v kotníku, se používá pro vyrovnávání malých výchylek

při stoji na stabilní ploše. Kyčelní mechanismus využíváme při stoji na nestabilních plochách, kde nestačí pohyb těla v kotnících, nebo je nutná rychlá změna polohy COM. K úkroku dochází při velké vychylující síle. Starší lidé často používají tento mechanismus, pokud hrozí riziko pádu. (Horak, 1987).

Informace ze zraku, vestibulárního aparátu a somatosenzorického systému jsou integrovány a interpretovány jako komplexní senzory prostředí. O tom, že se tyto systémy podílí na řízení posturální kontroly, mluví mnoho autorů, není ale jasné z jak velké části. Zdravé osoby stojící na pevné zemi s otevřenými očima, využívají somatosenzorické (70%), vestibulární (20%) a zrakové (10%) informace. Pokud stojí na nestabilních plochách, více využívají propriorecpci, než vstupy z vestibulárního aparátu a zraku (Peterka, 2002).

Zdraví jedinci jsou schopni určit vertikálu ve tmě s přesností na půl stupně. Kontrola rovnováhy během chůze a změny polohy do jiné vyžaduje komplexní kontrolu nad změnami polohy těžiště. U zdravého jedince se těžiště během chůze nenachází v opěrné bázi a je úkolem posturální kontroly řídit jeho výchylky během lokomoce. Vyšší polohy vyžadují dobré kognitivní schopnosti: čím vyšší poloha, tím složitější kognitivní proces (Horak, 2006).

Posturální kontrola a její přizpůsobení se prostředí je umožněno díky posturálnímu tonu, posturálním reflexům nebo reakcím, které pochází ze vstupů z oka, vestibulárního aparátu a somatosenzorického systému. Aby tělo mohlo vzdorovat gravitační síle, centrální nervový systém (CNS) musí nejprve zapojit extensory. Poté posturální kontrola vyrovnává polohu těžiště vůči zemi (Magnus 1924).

Nejdůležitější je funkce posturálních svalů na pánvi, extensorech krční páteře a m. masseter, který elevuje mandibulu. Tyto svaly působí proti gravitační síle během vzpřímeného stoje. Posturální tonus závisí na dobré funkci myotatických reflexů. Pokud je posturální tonus řízen těmito reflexy, jednou z možností pro udržení vzpřímeného stoje je napínací reflex, který dokáže vzdorovat výchylce z vertikály (Broinsein, 1996).

1.1 Řízení posturální kontroly

Předtím, než provedeme pohyb, musí být náš organismus schopen:

- nastavit výchozí posturu vhodnou pro nastartování pohybu
- zahájit a ukončit pohyb ve správný okamžik
- koordinovaně zapojit vzory pro svaly končetin a trupu, aby bylo dosaženo požadovaného směru

- udržovat dynamickou stabilitu pohybujícího se těla a působit tak proti gravitačním a jiným silám (očekávaným i neočekávaným)
- přizpůsobovat pohybové vzory pro změnu rychlosti pohybu, směru pohybu, překonání překážek, dobré nastavení nohy, adaptaci na různé typy terénu
- vést pohyb k cílům, i když nejsou zpočátku viditelné
- užívat co nejmenšího úsilí pro dosažení síle
- zajistit stabilitu lokomočního aparátu pro eliminaci případných přestávek během pohybu (Patla, 1996).

Abychom mohli vyhodnotit stabilitu stoje je třeba rozumět sensorickým a motorickým procesům, které řídí posturální kontrolu. Motorické schopnosti koordinují pohyby hrudníku a končetin, aby výchylky těžiště byly co nejmenší. Sensorické informace z mnoha vstupů vyhodnotí orientaci těla a dle toho se nastaví jeho postura. Nejvíce užívanou informací je proprioreceptivní (Shumway-Cook, Horak, 1986).

1.1.1 Role míchy

Mícha zaujímá velkou část CNS a je vývojově nižší než jiné části CNS. Její role není jen pouhý přenos informací z supraspinálních center, ale podílí se velkou měrou na vzniku a kontrole postury (Patla, 1996).

Mícha zajistí změnu reflexní odpovědi a současně provede jinou stereotypní reakci. Pokud tedy mícha v odpovědi na neočekávaný podnět aktivuje takové koordinované pohybové vzory končetin, můžeme se domnívat, že existuje centrální generátor vzorů (central pattern generator, CPG), který kontroluje lokomoci. Struktury v diencephalonu, středním mozku, mostu Varolovým dále přes retikulární formaci aktivují CPG v míše. CPG pak provede kontrétní pohyb. Sensorické informace jsou zpětnou vazbou, která CPG umožňuje pohyb neustále kontrolovat a odpovídat na vnější podněty (Grillner et al., 1998).

CPG má dvě funkce, první je načasování pohybu a druhá, důležitější, se týká specifických forem aktivace jednotlivých svalů. CPG je výhodné popsat pro správné pochopení motoriky na míšní úrovni, pro vysvětlení kódování a provádění komplexních rytmických pohybů (Patla, 1996).

Není jasné, zda CPG existuje pro každou končetinu, kloub, zvlášť. Jelikož většina zvířat je schopná chůze vpřed i vzad, což vyžaduje zvláštní nastavení v každém kloubu, je možné, že CPG existuje pro každý jednotlivý kloub. Ale je více

pravděpodobné, že stejný spinální okruh může být nastaven supraspinálními vstupy pro různé typy lokomoce (Duysens, 1988).

Studie ukázaly, že CPG není tvořeno ze stejných typů neuronů, ale obsahuje neurony, které jsou morfologicky a fyziologicky odlišné a reagují ve zcela unikátních odpovědích, což je dáno jejich stavbou (Grillner et al., 1998). Jsou uloženy v různých částech CNS (Duysens, Crommert, 1998).

1.1.2 Role supraspinálních center

Mozkový kmen tvoří prodloužená mícha, most Varolův a střední mozek. Všechny části mozkového kmene a k nim přidružená jádra hrají důležitou roli v kontrole a řízení motoriky (Patla, 1996). Na začátku každého pohybu je nejdříve nutné nastavit správnou posturální polohu, nejčasteji vzpřímený stoj. Taková podpora a iniciace pohybu vychází z posturálního tonu hlavně v extensorech (antigravitačních svalech). Dvě struktury, které jsou zodpovědné za nastavení napětí v extensorech jsou uloženy v mozkovém kmeni (Mori et al., 1999).

Retikulární formace je spojka mezi excitačními signály z vyšších částí mozku a míchou jako CPG. Polysynaptické spojení s pontomedulární retikulární formací řídí intenzitu a rychlost pohybu (Patla, 1996).

Mezi sestupné dráhy, které nastavují míšní reflexní okruh, patří vestibulospinální, rubrospinální, reticulospinální a tectospinální. Fáziká aktivace těchto drah znamená, že jsou postupně aktivovány v jednotlivých částech kroku, reticulospinální a rubrospinální během švihové fáze, vestibulospinální během stojné. Tectospinální se projeví při novém podnětu aktivací kontra a ipsilaterálních končetin (Orlovsky, 1991).

Colliculus superior, který je součástí středního mozku, je zapojený do vizuální kontroly a orientace (Stein, Meredith, 1993).

Mozeček hraje hlavní roli v obratnosti pohybu. Dvě hlavní funkce jsou modifikování vestibulookulárního reflexu a tak udržování stability během změn polohy hlavy a postupná aktivace sestupných drah, což zajistí krok po kroku řízení lokomočních vzorů (Orlovsky, 1991).

Vestibulookulární reflex řídí pohyby očí během pohybů hlavy a ustaluje obraz na sítnici (Acklery, Barnes, 1993).

Mozeček dostává informace z míchy, z ventrální části spinocerebelární a spinoretikulocerebelární dráhy, informace o pohybu z dorzální spinocerebelární dráhy

a výstupy z oka a vestibula. Zpětně pak řídí motoriku nastavováním aktivity ve všech descendentních drahách (kortikospinální, vestibulospinální, retikulospinální a rubrospinální). Tyto dráhy ovlivňují spíše tonus, než fázičnou hybnost, vyjímaje kortikospinální (Orlovsky, 1991). Poruchy mozečku vyústí v nepravidelný a přerušovaný krok prostorově i časově a špatnou rovnováhu (Patla, 1996).

Premotorická kůra připravuje pohyb, což je řízeno vnitřními vstupy. Bazální ganglia spouští pohyb zevnitř. Nepodléhají vnějším vlivům díky spojení s kůrou a kmenem (Garcia, 1986).

Kortikospinální dráha se stará o hladký průběh pohybu, vyhýbání se překážkám, změnu rychlosti. Při vyhýbání se překážce je dráha zodpovědná za zvednutí končetiny a její zpětné položení na podložku (Patla, 1996).

Kinestetický systém má receptory rozmístěné v kůži, kloubech a svalech, které reagují na pohyb a polohu těla. Informace z těchto receptorů jsou přenášeny zadní částí míchy do somatosenzorické kůry mozku a umožní vnímání pohybu a polohy končetin (Gandevia, Burke, 1992).

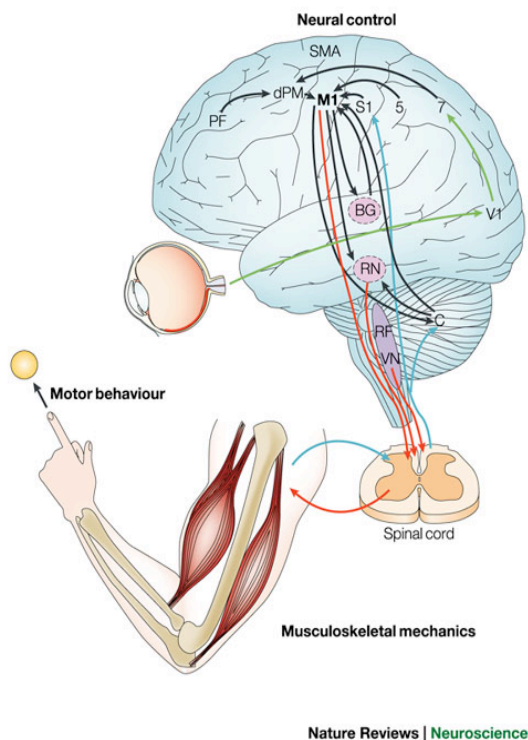
Spinální reflexní okruh má mono- i polysynaptická spojení mezi receptory ve svalech, kloubech, kůži a motoneurony. Tato spojení zajišťují první linii obrany proti neočekávanému vnějšímu podnětu. Mícha je schopná nastavit citlivost těchto reflexů pro to, aby mohla provést specifickou odpověď na narušení rovnováhy. Ukázalo se, že citlivost H-reflexu (elektrická analogie k monosynaptickému reflexu) je neustále modulována během kroku. Citlivost je malá na začátku stojné a švihové fáze a postupně se zvyšuje. Pokud by byl na začátcích fází zvýšen, mohl by narušit iniciaci kroku i jeho švihovou fázi a krok by byl špatně kontrolovatelný. Naproti tomu během pozdní stojné fáze pomáhá odrazu palce. Aby mohla být zajištěna správná odpověď, musí být přicházející proprioreceptivní informace řízena supraspinálními mechanismy (Patla, 1996).

Vestibulární aparát se skládá z polokruhovitých chodeb a otolitových orgánů, které zaznamenávají úhlové a lineární zrychlení, rychlost pohybů hlavy. Narozdíl od kinestetického a vizuálního systému vestibulární aferentní vstupy nejsou reflexně specificky přizpůsobitelné (Barnes, 1993).

Bylo prokázáno zapojení vestibulárního aparátu při aktivaci extensorů a nastavování posturálního tonu. Stimulace během lokomoce nevyvolá odpověď ve vestibulospinálních neuronech (Patla, 1996).

Všechny úrovně řízení motoriky od míchy k mozkové kůře jsou zapojeny do řízení a regulace lokomočního projevu. Sensorické vstupy jsou zapojeny pro funkční přizpůsobení pohybových vzorů na specifickém podkladě. Nervový systém využívá eferentní spoje, aby zajistil relativně jednoduchou, ale účinnou kontrolu. Tato práce neobsáhla veškeré informace o strukturách a funkcích motorické kontroly. Snažila jsem se zpracovat aktuální poznatky o řízení pohybu a popsat to nejdůležitější.

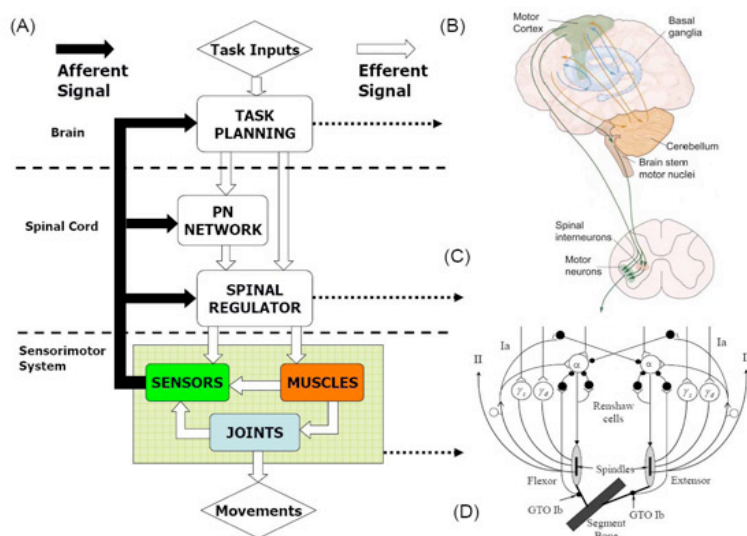
Obr. č. 1 Neurologický základ volní motoriky, zpětná vazba (Scott, 2004)



SMA - suplementární motorická kůra, PF - prefrontální kůra, dPM - dorsální premotorická kůra, M1 - primární motorická kůra, S1 - somatosenzorická kůra, 5 - parietální kůra, 7 - posteriorní parietální kůra, V1 - primární zraková kůra, RD - červené jádro (red nucleus), RF - retikulární formace, VN - vestibulární jádra, C – cerebellum, BG - bazální ganglia

CNS je schematicky uspořádán do 3 částí - mícha, mozkový kmen a kůra. Mícha, nejnižší část, zajišťuje společný motorický výstup pro veškeré motorické vstupy a zároveň přes interneurony přináší zpětnou vazbu z kůže, svalů, kloubů a porovává je s informacemi z vyšších center. Tato úroveň motoriky zajišťuje vzájemnou reflexní koordinaci kloubů a končetin a základní motorické vzory. RF a VN obohacují motoriku a míšní reflexní okruh o řízení rychlosti a oscilací kloubů, tedy posturální kontrolu. Větší centrum pro tuto kontrolu je cerebellární kůra. Plánování pohybu a zraková kontrola je zajištěna parietálními a premotorickými částmi kůry. M1 obsahuje nejvíce axonů náležící kortikospinální dráze a dostává vstupy z SMA, 5 a 7, které plánují pohyb. Somatosenzorická informace je zajištěna S1, 5, 7 a C. BG a C jsou důležité pro pohyb zároveň s výstupy z M1, RN, V1, 7, dPM, SMA, PF.

Obr. č. 2. Popis posturální kontroly (Kandel, 2006)



Hierarchické uspořádání posturální kontroly (A). Kontrola je složena ze supraspinalních center (B), intermediálního reflexního míšního okruhu (C) a nižšího sensomotorického aparátu (C).

2 SPORTOVNÍ ÚRAZY

I když pozitivní účinky pohybové aktivity, především pohybové aktivity jako prevence civilizačních onemocnění, byly mnohokrát prokázány, často odrazuje četností úrazů, které ji doprovází (Granacher et al., 2010).

Dle německé studie 5.6% dospělých, kteří se pravidelně věnují sportu na rekreační úrovni, byli léčeni z důvodu lehkých zranění během uplynulého roku (Schneider et al., 2007). Sportovní zranění byla zjištěna u 3,1% dospělých a reprezentují druhou nejčastější příčinu úrazů po příčině, kdy k úrazu došlo v domácnosti (3,7%) spolu s pracovními úrazy (3,1%). Po nich následují dopravní nehody a úrazy chodců. Asi 62% všech sportovních úrazů vedlo k pracovní neschopnosti, která nebyla delší než dva týdny a je méně častá než u úrazů z domácností, práce a dopravy. Šest z deseti poranění jsou dislokace, distorze a ruptury ligament. Druhým nejčastějším zraněním jsou zlomeniny (18%) především na dolní končetině. Kloubní poranění a poranění ligamentózního aparátu se zdají být jako nejčastější sportovní úrazy vůbec. Kontuze, otevřené rány a povrchová poranění jsou typické spíše pro úrazy, které zaznáváme z domácností. Jako nejrizikovější skupina se ukázali být mladí muži pod 30 let (Schneider, 2006).

Etiologie úrazů se různí. Zahrnuje vnější faktory (vliv počasí, vybavení..) a faktory vnitřní spojené s osobou, která se účastní pohybové aktivity (Meuwisse,

1994). Mezi tyto faktory patří špatná posturální kontrola, svalová nerovnováha nebo slabost (Willems et al., 2002). Narušená posturální kontrola se projeví v opožděné reakci svalů cože? Něco chybí.. dolní končetiny během chůze po nerovném terénu (Granacher et al., 2010). Slabost svalů způsobuje nerovnováhu ve svalové ko-kontrakci svalů okolo kotníku nebo kolenního kloubu, a může tak dojít ke ztuhnutí kloubu během dynamické pohybové aktivity (Kaminski, Hatsell, 2002).

2.1 Poranění měkkých tkání v oblasti hlezna

Nejčastějším poraněním vůbec je distorze kotníku, zvláště mezi sportovci. Poranění laterálního ligamentózního aparátu kotníku vedou k opakovanému vyřazení ze sportovní aktivity, a to častěji než jiné sportovní úrazy (Granacher et al., 2010). Nejčastější predisponující faktor poranění měkkých tkání okolo kotníku je distorze kotníku v anamnéze (Bahr I. A., Bahr R., 1997). Pocit "giving away" kotníku po počáteční distorzi a neustále se opakující projevy nestability způsobující podvrtnutí kotníku byly nazvány jako chronická nestabilita kotníku (CAI - chronic ankle instability) (Hertel, 2002).

CAI bývá způsobená buď mechanickou nestabilitou, funkční nebo obojím. Funkční nestabilita je definována jako pohyb vůlí kontrolovaný ale v nefyziologickém rozsahu. Mechanickou nestabilitu nejčastěji způsobuje laxicita vaziva. (Tropp, 1986). Přestože byly provedeny mnohé studie, nebyl nalezen primární mechanismus, který CAI způsobuje. Mezi identifikovatelné faktory patří laxicita vaziva (Lentell et al., 1995), subtalární nestabilita (Clanton, 1989), kostní deformity (Larsen, Angermann, 1990), poruchy propriorecepce (Gribble et al., 2004) nebo svalová slabost (Tropp, 1986).

Pohyby v kotníku a noze se dějí v mnoha kloubech, talokrurálním, subtalárním a transversálním talárním skloubení. Svaly, které provádějí pohyby v těchto kloubech, také mění osy pohybů, které jsou spojené s biomechanikou této oblasti. Proto omezení v jednom z těchto kloubů může významně změnit funkci okolních struktur. Změna v dynamické stabilizaci a její přispění k CAI může vést až úplnému znehybnění. Dynamická stabilizace kloubu je (způsobena) zprostředkována ko-kontrakcí svalů okolo něj.

Během aktivit, které zatežují DK, jako je běh a skok, spoléhá atlet na svalovou souhru, která minimalizuje síly mezi povrchem a kotníkem. U atletů, kterým tato svalová souhra chybí, jsou častější úrazy. Obrovský tlak na okolní tkáně při dopadu predisponuje atleta k úrazu (Kaminski, 2003).

Po distorzi je běžná slabost peroneálních svalů a potřeba jejich posílení. Síla m. peroneus longus a brevis je důležitá pro eliminování tlaku při dopadu a poskytnutí opory laterálnímu ligamentóznímu aparátu. Více bývá používán balanční trénink (BT) pro léčbu CAI. Zlepšení dorzální flexe a everze po 6 týdnech BT způsobuje lepší funkce svalového vřetýnka (McKeon, 2008).

Efekt silového a BT popsali Kaminski. 34 osob bylo rozděleno do 4 skupin (silový trénink, BT, silový kombinovaný s BT a kontrolní). Ve skupině s oběma typy tréninku se zlepšila everze i inverze u osob s CAI (Kaminski, 2002).

Po distorzi kotníků se často shledáváme s chronickou bolestí, slabostí svalů, přetrvávajícím otokem, opakující se distorzi. Incidence perzistujících symptomů po počátečním zranění, jako bolest, otok, "giving away" fenomén, se pohybuje od 10 do 60% (McKeon, 2008).

Pro rehabilitaci po úrazech měkkých tkání v oblasti hlezna neexistuje specifický trénink, slackline by mohla být jednou z možností. Současné studie ukazují a rozšiřují poznatky o senzomotorickém tréninku. Takový trénink se ukazuje jako účinná prevence úrazů kotníků a kolenních kloubů. Dále studie rozšiřují vliv balančního tréninku na posturální stabilitu, zvýšení svalové síly a to jak u dospělých, tak dětí, seniorů nebo špičkových atletů. BT také zrychluje aktivizaci svalů dolní končetiny, aniž by byly zařazeny cviky zaměřující se přímo na tuto oblast (Willems, 2002).

3 **BALANČNÍ TRÉNINK**

Poruchy rovnováhy a posturální kontroly způsobují úrazy nebo pády během sportu a jsou rozhodující součástí motorických schopností. Rovnováha je definována jako schopnost udržování těžiště v oblasti opěrné báze a můžeme ji dělit na dynamickou a statickou. Statická je schopnost udržet tělo ve statické rovnovážné poloze, dynamická je udržování rovnováhy během pohybu. Obě vyžadují dobrou integraci zrakových, vestibulárních a proprioreceptivních vstupů. Narušení v jakékoliv části může způsobit ztrátu rovnováhy a následné zranění. Distorze kotníku jsou způsobeny velmi často poruchami rovnováhy a mohou vysvětlit rozdíly ve stabilitě kotníku mezi lidmi s a bez funkční nestability kotníku (DiStefano et al., 2009).

Neexistuje ideální termín pro cvičení zaměřené na zlepšení posturální stability. Autoři používají BT (Heitkamp et al., 2001), sensomotorický (Banashewski et al., 2001), neuromuskulární (Paterno et al., 2004) nebo proprioreceptivní (Chong et al., 2001) trénink. Balanční se zdá být nejvhodnější. Popisuje zaměření na zlepšení

stability, nezahrnuje specifické struktury, které se při tréninku zapojují, ale ukazuje, že BT zlepšuje konkrétní dovednost (Taube et al., 2008).

Cvičení na labilních plochách, které též lze nazvat balanční, je vlastně rovnovážné cvičení, které lze využít u velkého množství diagnóz. Je vhodný pro zlepšení lokomoční funkce pohybového aparátu, kompenzaci statického přetěžování, nácvik koncentrace a koordinace (Jalovecká et al., 2010).

Zlepšování rovnováhy u zdravé populace má význam pro snížení výskytu zranění. BT snižuje počet zvrkнутých kotníků a stejně tak obecně zranění na dolní končetině (McGiune, 2006).

BT může být zaměřen na rozvoj statické i dynamické síly (reaktivní, vytrvalostní, rychlá) a rovnováhy či orientace v prostoru respektive kinesteticko-diferenciační schopnosti. Multifunkčnost balančních cvičení umožňuje současně s rozvojem koordinačních schopností zaměřit trénink na: synchronizaci svalů jádra, rozvoj vytrvalostních schopností, rozvoj flexibility, rozvoj silových schopností (Cacek et al., 2008).

BT je založen na seznámení se s mnoha pohybovými činnostmi. Přitom nejde o absolutní dokonalost v jejich zvládnutí, počítá se pouze s jistým stupněm automatizace. Jde zásadně nikoliv o vysokou kvantitu pohybů ale o jejich kvalitu. To ovlivňuje funkce, které jsou základem koordinačních schopností. V důsledku toho dochází k dokonalejšímu vnímání a čítí (propojení pohybového, zrakového, vestibulárního analyzátoru), formování různých vzorců řešení plasticity a rychlosti provedení, rovnováhy a orientace (Jalovecká et al., 2010).

3.1 **Adaptace spojené s balančním tréninkem**

Nejnovější studie zkoumají centrální řízení postury během balančních cvičení a adaptace na ně vznikající, aplikují neninvazivní elektrofyziologické a zobrazovací metody mozku a poznatky z těchto studií bych chtěla shrnout pro lepší představu o neurofyziologických adaptacích, které vznikají konkrétně po balančním tréninku. Využila jsem poznatky z německé studie, která shrnuje neurofyziologické adaptace, které způsobuje senzomotorický trénink a jejich vliv na motorické chování.

Adaptace probíhají ve všech sensorických systémech, které se účastní posturální kontroly, je to vestibulární aparát, zrak, somatosenzorický systém a motorický systém (Taube et al. 2008).

3.1.1 **Adaptace v oblasti míchy**

Největší roli při posturálních reakcích hraje spinální reflexní systém. Pro popis míšních adaptací se využívá H-reflex. Stimulací n. tibialis ve fossa poplitea vyvoláváme H-reflex m. soleus. N. tibialis obsahuje motorická i senzitivní vlákna, stimulace proto vyvolává reflexní odpověď a okamžitou motorickou odpověď. Tato odpověď je vedena myelinizovanými senzitivními aferentními Ia vlákny na alfa-motoneuron a na nervosvalovou ploténku. Intenzitu zvyšujeme až do vybavení reflexu, při malých intenzitách je reflex nevybavitelný (Taube et al., 2008).

Ukazuje se, že ke snížení H-reflexu dochází při posturálně náročnějších činnostech např. stoj na čočce a je opět facilitován při snížení posturálních požadavků (Llewellyn et al., 1990).

Pacienti, kteří neumí H-reflex inhibovat, mívají často problémy s rovnováhou a mají špatnou posturální kontrolu, jsou to například pacienti s ataxií nebo Parkinsonovou chorobou. Míšní reflex se tedy neustále přizpůsobuje vnějším podmínkám, jeho snížení vede také ke snížení oscilací kloubu a předání kontroly vyšším centrům. Po dlouhodobém balančním tréninku je možné se naučit přizpůsobovat reflexní míšní okruh konkrétním posturálním podmínkám (Taube et al., 2008). Například u baletek najdeme trvale snížený H-reflex (Nielsen et al., 1993). H-reflex je snížen zvýšením supraspinální presynaptické inhibice (Taube et al., 2006).

3.1.2 **Adaptace vyšších motorických center**

Vedle míšního systému se do posturální kontroly zapojuje mnoho struktur CNS - bazální ganglia, mozeček, mozkový kmen a také kůra mozková. Mozková kůra hraje velmi malou roli při posturální kontrole a hlavní roli tu naopak mají subkortikální struktury a mozeček (Taube et al., 2008). Nové studie ukazují, že i v kůře najdeme mnoho aktivních neuronů.

S využitím elektrofyziologických technologií jako TMS, PET, EEG, se ukazuje právě zapojení kůry do posturální kontroly (Jacobs, Horak, 2007). Například chůze je pro člověka plně automatizovaný stereotyp a CNS při ní je konfrontována s neustále se měnícím těžištěm, mnoha segmenty těla stojícími na malé opěrné bázi. Právě tyto automatizace vyžadují neustálou korovou aktivitu (Taube, 2008). Při balančním tréninku je ale potřeba dobrá a rychlá svalová koordinace, a proto se zde kůra zapojuje

hodně v začátku. Později je ale BT řízen míšními reflexy a subkortikálními strukturami (Doyon, 2005).

Do posturální kontroly je integrována informace z oka, vestibulárního aparátu, kůže a proprioreceptorů. Změny v délce svalu jsou zaznamenány svalovým vřetenkem a vedeny Ia a II aferentními vlákny ze svalu do míchy zadními míšními provazci. Tato informace je dále předána do mozkového kmene a bazálních ganglií. První odpověď je organizována na míšní úrovni. Po 90 - 100 ms je kontrola předána supraspinálním strukturám, např. kortikospinální dráze vedoucí z kůry. Ani mícha ani supraspinální centra nevytváří stereotypní odpověď, která by kompenzovala výchyly těžiště. Předpokládá se, že snížení míšního reflexu je zprostředkováno zvýšením supraspinální presynaptické inhibice. Při balančním tréninku se tedy nezapojují korová centra a předpokládá se, že rovnováha je při tomto cvičení udržována zejména subkortikálními strukturami (Taube et al, 2008).

3.2 Význam balančního tréninku

V této části práce shrnuji odpověď na tyto otázky:

- Zda může BT ovlivni statickou rovnováhu na stabilní plošině.
- Zda je možné balančním tréninkem ovlivnit statickou rovnováhu tréninkem na nestabilní plošině.
- Zda má BT dobrý vliv na dynamickou rovnováhu.

Pět z osmi studií, které vyhodnocovaly vliv tréninku na stabilní plošině na statickou rovnováhu (Balogun et al., 1992; Emery, 2005; Hoffman & Payne, 1995; Michell et al., 2006; Rothermel et al., 2004), zaznamenaly pozitivní výsledek, tři zbývající negativní (Cox, 1993; Kovacs, 2004; Puls, 2007). Ve studiích byly použity balanční sandály (Michell, 2006), elastické gumy (Puls, 2007), úseče (Bologun, 1992; Emery, 2005; Hoffman, 1995; Kovacs, 2004) a jiné nestabilní plochy (Cox et al., 1993; Kovacs et al., 2004; Rothermel et al., 2004). Největší zlepšení popisují během prvních čtyř týdnů tréninku, poté nastala u většiny fáze plateau. Ve studii Michell et al. byli účastníci rozděleni do dvou skupin, jedna absolvovala BT na balančních sandálech, druhá bez nich. U obou skupin se zlepšila posturální stabilita v ML (mediolaterálním) směru. Skupina, která trénovala se sandály se zlepšila na rozdíl od druhé i v AP (anteriorposteriorním) směru. Rothermel et al. měřil rychlost změny polohy COP při stožení na jedné dolní končetině. Trénink jedné skupiny obsahoval různé posturální pozice se změnami polohy dolní končetiny. Tato skupina měla lepší výsledky při stožení

na trénované noze. Kovacs et al. porovnával čtyři týdny BT a normálního tréninku, který neobsahoval balanční pozice. Mezi skupinami se neprojevyly větší rozdíly. Kovacs et al. vybral do své studie krasobruslaře a je pravděpodobné, že jejich rovnováha je již dokonalá a proto se neprojevilo žádné zlepšení. Cox et al. rozdělili účastníky do třech skupin: jedna netrénovala, další trénovala na tvrdé podložce a třetí na měkké podložce. Ani v jedné z trénujících skupin nebyly pozitivní výsledky. Důvodem byl pravděpodobně krátká doba tréninku (pět minut třikrát týdně po dobu čtyř týdnů). Ve všech úspěšných studiích trval trénink minimálně 4 týdny, třikrát týdně po deseti minutách.

8 studií se zabývá schopností zlepšit statickou posturální kontrolu během tréninku na nestabilní plošině (Emery, 2005; France et al., 1992; Gioftsidou et al., 2006; Holm et al., 2004; Kovacs et al., 2004; Paterno et al., 2004; Rozzi et al., 1999; Sforza et al., 2003). 7 studií prokázalo zlepšení ve svém měření, pouhá jedna (Holm, 2004) nebyla úspěšná. Krasobruslaři se v studii Kovacs et al. nezlepšili na stabilní plošině, ale po tréninku měli lepší rovnováhu na bruslích. Sforza et al. porovnával kontrolní skupinu, která netrénovala, se skupinou, která trénovala na sklopné plošině. Trénující skupina se zlepšila ve vzpřímeném postoji na obou dolních končetinách na této plošině. Emery et al. a Gioftsidou et al. trénovali stoj na jedné noze na balanční desce a podařilo se zlepšit posturální kontrolu trénujících při postoji na jedné noze na balanční desce. Účastníci ve studii France et al. balancovali na nafukovacích plošinách a prokázalo se zlepšení rovnovážných schopností. Rozzi et al. porovnávali trénink lidí se stabilním a nestabilním kontníkem na balančním systému Biodex. Potvrdilo se zlepšení rovnováhy v obou skupinách. Paterno et al. skombinovali balanční s plyometrickým (zaměřený na zvyšování tzv. výbušné dynamické síly) a odporovým tréninkem. Zlepšení se prokázalo v AP, avšak nikoli v ML směru. Holm et al. byla jediná neúspěšná studie ve zkoumání posturální kontroly fotbalistů při postoji na úseči. V této studii chybí kontrolní skupina, se kterou by se mohly výsledky trénující skupiny porovnávat. A zároveň stejně jako u studie Kovacs et al. mohl být chybou výběr špičkových sportovců, pro které mohl být trénink příliš snadný.

Dynamická balanční schopnost umožní udržení rovnováhy při změně ze statické polohy do dynamické, nebo udržování rovnováhy v průběhu pohybu (DiStefano et al., 2009). Čtyři studie se zaměřily na tuto dynamickou posturální kontrolu (Holm et al., 2004; Kovacs et al., 2004; Myer et al., 2006; Rasool & George, 2007). Testovali dopad po doskoku (Kovacs, 2004; Myer, 2006), pohyby kontralaterální končetinou během

stoje (Rasool, 2007) a pohybování nestabilní plošinou při stoji na jedné noze (Holm, 2004). Všechny čtyři studie zjistily významná zlepšení po takovém dynamickém tréninku. Myer et al. a Kovacs et al. pozorovali změny rovnováhy při skocích na jedné noze a vyhodnotili zlepšení při stoji na jedné noze s otevřenými očima. Myer et al. rozdělili trénink na plyometrický a balanční. BT obsahoval cviky na různých površích a cviky na jedné noze doprovázené pohyby těla. A obě skupiny projevily zlepšení v AP a ML směru. Holm et al. a Rasool a George se snažili zlepšit stoj na jedné noze při současném pohybu ipsi nebo kontralaterální horní končetinou. Zlepšení dynamické stability bylo vyhodnoceno při stoji na trénované končetině. Ač Holm et al. nenašel zlepšení ve statické posturální kontrole, v dynamické posturální kontrole fotbalistů prokázal zlepšení. Jako jediný užívá při tréninku nestabilní plošinu, narozdíl od ostatních, kteří využívají pohybů těla.

Celkově tedy bylo prokázáno zlepšení rovnováhy ve čtrnácti ze šestnácti studií. Dvě (Cox, 1993; Puls, 2007) neúspěšné studie neobsahují detailní popis tréninku a hodnotí statickou posturální kontrolu, což může být pro zdravé jedince příliš snadné. Výsledky také ukazují, že není tak důležité jaký typ tréninku zvolíme (na nestabilních plošinách, doprovázený pohyby končetin, plyometrický nebo balanční). Minimálně by měl BT trvat deset minut, třikrát týdně po dobu čtyř týdnů. Prokázalo se, že BT určitě nemá negativní dopad na rovnovážné schopnosti. BT může být použit v rehabilitačním programu pro zlepšení rovnováhy u zdravých lidí. Máme k dispozici mnoho typů tréninku, statická rovnováha na stabilních nebo nestabilních plochách či zlepšování dynamické rovnovážné schopnosti. Trénink bychom měli přizpůsobit rovnovážným schopnostem jedince a dle toho nastavovat jeho obtížnost. Tréninkové programy trvající 4 týdny s frekvencí třikrát týdně, které obsahují nějaký typ dynamického balančního cvičení, mají pravděpodobně nejlepší výsledky (DiStephano et al., 2009).

Obr. č. 3 Seznam a popis zmíněných studií (DiStefano et al., 2009)

TABLE 2. Overview of balance training interventions to improve balance.*

| Study [PEDro score] | Design | Population | Balance training | Progression | Duration |
|------------------------------|--------|---|---|---|--|
| Rasool and George (2007) [7] | RCT | Adult males | Static and dynamic exercises on floor or gym mat with different visual conditions (eyes open/closed) and contralateral limb and trunk motions | Surface, visual, and body conditions progressed | Session duration not provided; 5 d-wk ⁻¹ for 4 wks |
| Gioftsidou et al. (2006) [6] | RCT | Adolescent male soccer players | Balance boards, mini trampoline, instrumented platform | No | 20 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 12 wks |
| Kovacs et al. (2004) [7] | RCT | Adult female figure skaters (competitive) | Single-leg stance, wobble board, trampoline | Visual (eyes closed/open) and surface (floor, wobble board, waffle, mini trampoline) conditions progressed | 20–25 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 4 wks |
| Hoffman and Payne (1995) [5] | RCT | Adolescent males and females | Ankle disc | Ankle disc levels progressed | 10 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 10 wks |
| Emery et al. (2005) [6] | RCT | Adolescent males and females | Wobble board | Double-leg balance progressed to single-leg balance; increased duration of eyes closed exercises; increased level of wobble board instability after 4 weeks | 20 min-session ⁻¹ ; 7d-wk ⁻¹ for 6 wks |
| Storza et al. (2003) [6] | RCT | Adult males | Tilting platform | No | 15 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 4 wks |
| Cox et al. (1993) [5] | RCT | Adult males and females | Eyes closed, single-leg balance; group 1: hard surface; group 2: foam surface | Amount of knee flexion increased after week 2 | 5 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 4 wks |
| Puls and Gribble (2007) [3] | RCT | Adult males and females | Single-leg stance with elastic band kicks using nondominant leg | Eye condition and band resistance changed as weeks progressed | 14 min-session ⁻¹ ; group 1: 3 d-wk ⁻¹ ; group 2: 5 d-wk ⁻¹ for 6 wks |
| Balogun et al. (1992) [5] | RCT | Adult males | Wobble board ("back and forth") | Time for training sessions increased | 10–25 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 6 wks |
| France et al. (1992) [6] | RCT | Adults males and females | Instrumented inflated platform | Surface pressure level decreased | 10–15 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 6 wks |
| Rothermel et al. (2004) [5] | RCT | Adult males and females | Unstable surfaces (foam pads) in various visual conditions (eyes open/closed) and with different hand positions (arms out, on hips) | Surface and hand position progressed | 10 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 4 wks |

| | | | | | |
|---------------------------|----------------------------|--|--|---|---|
| Holm et al. (2004) [1] | One group pretest-posttest | Adult female handball athletes (competitive) | Wobble board, balance mat, floor exercises | Double-leg progressed to single-leg exercises and perturbations were added | 15 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 5–7 wks |
| Michell et al. (2006) [5] | RCT | Adult males and females | Achilles stretching, short foot contractions, high knee walking, lateral side steps, forward/backward walking, lunges, squats. Group 1 used exercise sandals (unstable surface) for all exercises; group 2 did not use sandals | No | Session duration not provided; 3 d-wk ⁻¹ for 8 wks |
| Myer et al. (2006) [4] | RCT | Adolescent females | Unstable surfaces, dynamic balance with trunk and lower extremity movement, resistance, agility, speed exercises. Control group: performed same exercises except no balance exercises | Exercise intensity progressed, single-limb exercises were added, exercises were made more complex, unstable surfaces and perturbations were added | 90 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 7 wks |
| Rozzi et al. (1999) [4] | One group pretest-posttest | Adult males and females | Single-leg stance, tilting, and circles on an unstable instrumented platform | No | Session duration not provided; 3 d-wk ⁻¹ for 4 wks |
| Paterno et al. (2004) [1] | One group pretest-posttest | Adolescent females | Dynamic balance exercises: stick landings after jumps, unstable surface balance | Duration, volume, and intensity of exercises increased; single-limb exercises increased, and exercises progressed in complexity | 90 min-session ⁻¹ ; 3 d-wk ⁻¹ for 6 wks |

*RCT = randomized control trial.

4 SLACKLINE

Slackline je druh BT, který by mohl zlepšit posturální stabilitu, a tak by mohl být zároveň prevencí úrazů dolní končetiny, mezi nimi i distorzí kotníku.

Slackline v dnešní podobě se od klasického provazochodectví liší především v použitých materiálech. Namísto ocelových lan kulatého průřezu, oblíbených u provazochodců, se při slackliningu mezi dva pevné body natahuje nejčastěji polyesterový popruh šíře 25 mm. Jeho vlastnosti a dynamický charakter pak určily název sportu (slack = prohnutý, prověšený). Díky tomu se na slackline dá nejen chodit, sedět nebo ležet, ale i provádět různé triky (Zak, 2011).

Popruh je různě široký a dlouhý, upevněný různými způsoby. Pro začátek je ideální popruh 5 až 10 metrů dlouhý. Slackline delší než 20 metrů jsou nebezpečné, neboť pod námi mohou snadno podklouznout. Čím delší je popruh, tím vyšší je jeho potřebné předpětí, např. 15 m dlouhá slackline má předpětí přibližně 2 kN (Keller et al., 2010).

V závislosti na délce popruhu existuje vždy v jejím průběhu tzv. „sweet spot“, tj. místo, na kterém lze na popruhu nejsnáze stát. U slackline dlouhé 5 m se tento bod nachází asi 1 m od začátku, u slackline dlouhé 10 m asi 2 m od začátku a u slackline dlouhé 30 m asi 3 m od začátku. Na tomto místě na slackline nastupujeme, ne pomocí síly, ale dynamického vyhoupenutí a zkoordinování pohybů tak, abychom se mohli hned postavit i na druhou nohu. Zpočátku je běžná opakovaná ztráta rovnováhy, opakované výstupy, což je základem zvládnutí reflexního učení a následně špatně kontrolovatelných pádů (Miller, 2008).

Zpočátku se nohy trénujícím účastníkům nekontrolovaně třesou, je třeba se naučit stabilizovat tento třes druhou nohou, která je vysunutá do strany, případně podáním ruky člověka stojícího vedle "slacklinera" (Ashburn, 2012).

Nohy klademe vždy ve směru popruhu. Při zaujetí takové polohy padáme do strany a pád můžeme brzdit paží nebo bokem, při stožení s nohama kolmo budeme padat vždy na týl nebo na obličej, což je daleko nebezpečnější. Chůze bez bot je snazší a zvyšuje nám množství proprioreceptivních informací (Zak, 2011). Postoj na slackline by měl být uvolněný, hlavně v pánvi a ramenech. Dolní končetiny jsou mírně pokrčené. Horní máme zdvižené nad hlavu, kde mají vyšší účinnost pro snazší získání rovnováhy, než když s nimi budeme mávat okolo těla. Pohled je upřený kupředu a trup je rovný, v předklonu je větší tendence k pádu. Rovnováhu udržujeme posuny pánve do stran, trupem a hlavou hýbeme co nejméně (Miller, 2008).

Obr. č. 4 Poloha nohou



Abychom mohli slackline napnout, je třeba ji na obou koncích zafixovat. Pokud nebude napínána příliš pevně, obvykle se na jednom konci fixují smyčkou. U více napnutých slackline je tento systém sporný, protože smyčka může být poškozena vysokým třením. Na druhé straně se nachází napínací systém využívající ráčnu, která je díky relativně velkému poloměru navíjení dobrou variantou. Představuje jen malé snížení nosnosti za předpokladu, že její šíře odpovídá šíři popruhu. Při použití kladkostrojů a jiných napínacích systémů musí být popruh připojen karabinou. V začátcích se jednoduše karabina přivázala na popruh lodním uzlem. Tato metoda, která je ještě popsána v první knize věnované slackline od bývalého mistra Scotta Balcoma (Balcom, 2005), se dnes již nepoužívá. Při použití lodního uzlu je potřeba počítat s redukcí nosnosti popruhu o více než 50 %. Správné karabiny pro slackline jsou ocelové, nikoliv horolezecké hliníkové. U slackliningu obecně platí, že méně napětí znamená více bezpečnosti, což se týká jak působících sil, tak materiálu. Po více napnutých popruzích se často lépe pohybuje. Jsou to však popruhy s nižším napětím, které by měly být pro sportovce výzvou (Kleindl, 2010).

Obr. č. 5 Upevnění slackline



Obr. č. 6 Upevnění slackline, kladkový systém



Rozeznáváme několik typů slackline. Nízko nad zemí a krátké jsou slackline, na kterých se dělají zejména různé triky. Na dlouhých slackline je cílem ujít co nejvíce

metrů, posledním typem jsou pak slackline natažené několik desítek až stovek metrů nad zemí. Díky své nročnosti na rovnovážné schopnosti jedince si našel tento sport své stoupence především mezi mladými lidmi. Slackline je zábavná sportovní aktivita a může být také atraktivnější než BT. Nyní je už zařazována i do tréninku elitních atletů, právě pro svou popularitu (Granacher et al., 2010).

Obr. č. 7 Trik na slacline



Obr. č. 8 Slackline vysoko nad zemí



Rozdíl mezi slackline a klasickým balančním cvičením je především v tom, že při chůzi na slackline chybí kontakt s pevnou podložkou, která by nám poskytovala oporu. Balanční plošiny nemění svou polohu v prostoru, ale vykazují nestabilní charakter (Granacher, 2010). Slackline se v prostoru proti plošinám pohybuje daleko víc a stojná noha musí vyrovnávat ML pohyby nohy pro vyvážení COG nad neustále se pohybující opěrné bázi. Je zřejmé, že BT aktivuje svaly okolo kotníku a slackline naproti tomu svaly okolo kotníku, kolenního a kyčelního kloubu zároveň (Keller et al., 2010).

Nevíme, kdo a kdy přesně slackline vynalezl. Slackline je pouze inovací dávno známých balančních disciplín, například chůze na kladině v gymnastice, nebo chůze po provaze v cirkusu, které byly zaměřené pro svou obtížnost na úzkou skupinu sportovců. Slackline je stále populárnější, v poslední době vidíme chodit po slackline ve městech v parcích mladé lidi. Historie tohoto sportu začíná v Yosemitech mezi horolezci. Po návratu ze skal hledali, jak strávit zbytek dne a začali si horolezecká lana natahovat mezi stromy a chodili po nich. Tato zábava se velmi dobře ujala v 70. letech. Zdálo se, že má dobrý vliv na udržování rovnováhy, posílení svalů dolní končetiny a hlubokých svalů a to přesně je v horolezectví potřeba. Adam Grosowski a Jeff Elington natahovali slackline vysoko mezi stromy a Yosemiteká údolí, a tak byli prvními, kteří tímto způsobem rozšířili slackline mezi horolezce. A posléze se navzdory

svým trochu utajeným horolezeckým začátkům slackline stala mainstreamovým sportem, zábavou nebo doplňkovou činností, která nás udržuje v kondici a pomáhá nám v jiných aktivitách (Rogers, 2008).

5 **EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST PRÁCE**

5.1 **Cíle práce**

Zjistit zda cílený trénink zdravých jedinců na slakline změní posturální stabilitu před a po měsíčním tréninku.

Objektivizovat míru zlepšení posturální stability prostřednictvím stabilometrického vyšetření u trénujících jedinců.

5.1.1 **Hypotézy práce**

- Po čtyřech týdnech tréninku na slackline selepší posturální stabilita u trénujících jedinců a u kontrolní skupiny zůstane stejná.
- Jedinci, kteří budou trénovat, selepší v některých objektivních parametrech COP při stabilometrickém vyšetření.

5.2 **Metody výzkumu**

5.2.1 **Skupina vyšetřených osob**

20 zdravých jedinců, 10 mužů 10 žen jsme rozdělili do dvou skupin, trénující skupina (5 žen, 5 mužů) a kontrolní skupina (5 žen, 5 mužů).

Žádný z účastníků neměl žádné nápadné antropometrické výchylky ve váze, výšce ani BMI (body mass index). Věk kontrolní skupiny byl 22 ± 3 (průměr \pm SD) let, výška byla 172 ± 6 cm a váha byla 66 ± 12 kg. Věk trénující skupiny byl 22 ± 3 let, výška 171 ± 5 cm a váha byla 64 ± 10 kg.

Žádný z jedinců účastnících se studie nemá v anamnéze neurologické, muskuloskeletální nebo ortopedické onemocnění. Obě skupiny byly vyšetřeny fyzioterapeutem a byl proveden kineziologický rozbor.

Všichni účastníci se systematicky v minulosti neúčastnili balančního tréninku. Základní pohybovou aktivitu tvořili nejčastěji tyto sporty (horololezectví, běh, plavání,

volejbal nebo běh na lyžích). Věnují se pravidelně pohybové aktivitě, minimálně třikrát týdně 60 min.

5.2.2 Tréninkový protokol

Trénující skupina absolvovala nácvik na slackline dvakrát týdně po dobu čtyř týdnů, celkově tedy účastníci absolvovali 8 tréninků, každý po 60 minutách. Tréninky se neodehrávaly ve dvou po sobě jdoucích dnech.

Délka slackline se postupně zvětšovala, a tak se zároveň stala více nestabilní, průměrně měřila od 5 do 12 m. Její šířka byla od 19 do 30 mm a tloušťka byla vždy přibližně 2,5 mm.

Kontrolní skupina neabsolvovala trénink na slackline.

Trénink začínal 10 min rozcvičením, následovalo 45 min samotného tréninku na slackline a končil 5 min protažením namáhaných svalových skupin (hamstringy, m. quadriceps femoris, m. glutei). V prvním týdnu jsme použili pouze krátké slackline (cca 5m) a účastníci trénovali po dvojicích, drželi se za ruce a vzájemně se jistili. Cvičení byla zaměřená na získání stability na pásce (stoj na jedné noze a vyrovnávání se druhou DK). Ve druhém týdnu už byli účastníci schopní udělat jeden až tři kroky od úponového bodu směrem do středu slackline bez asistence. Ve třetím týdnu byli schopní chůze po slackline, která byla až 12 m dlouhá, někteří ji dokázali celou přejít. Od třetího týdne jsme přidávali různé balanční cviky (ruce v bok, otočení se na slackline, chůze pozadu). Během čtvrtého týdne jsme už délku slackline nezvyšovali a pracovali jsme na zlepšování stability cvičeními a kvalitou chůze na slackline. Účastníci vždy 2 min trénovali a 2 min měli přestávku.

Tento tréninkový protokol se vzhledem k odlišnosti výkonnosti "slacklinerů" individualizoval a přizpůsobila se náročnost jednotlivých cviků.

Obr. č. 9 Trénink



Obr. č. 10 Trénink



5.2.3 Testování na stabilometrické plošině

Posturální stabilitu jsme vyšetřovali na stabilometrické plošině ve vybraných posturálních polohách. Hodnotili jsme průměrnou rychlost výchylek, trajektorii pohybu a plochu výchylek COP. Měření probíhalo v laboratoři na neurologické klinice 2. lékařské fakulty. Podmínky byly v souladu s požadovanými podmínkami (osvětlení, teplota, hluk) pro posturografické vyšetření (Kapteyn, 1983). Pro naše testování jsme použili frekvenci 40 Hz a každý test probíhal po dobu 26s. Obě skupiny byly testovány na začátku tréninku a po jeho skončení. Po prvním testu byl trénink zahájen nejdříve druhý den a skončil nejméně jeden den před druhým testováním. Vyšetřovali jsme těchto 6 posturálních situací. Každou jsme měřili s vizuální a bez vizuální kontroly.

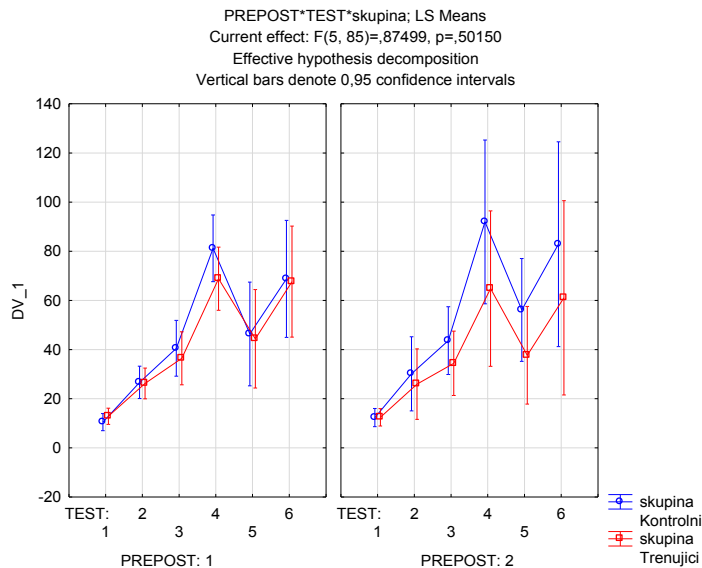
- stoj
- stoj na pěnové podložce
- stoj na pravé DK
- stoj na levé DK
- tandemový stoj
- tandemový stoj pěnové podložce

5.3 Výsledky

Všech 10 účastníků dokončilo trénink úspěšně a bez úrazů. Pro porovnání výsledků kontrolní a trénující skupiny jsme použili vícerozměrnou variantu statistického testu ANOVA. Úroveň signifikantnosti byla stanovena na $p < 0.05$.

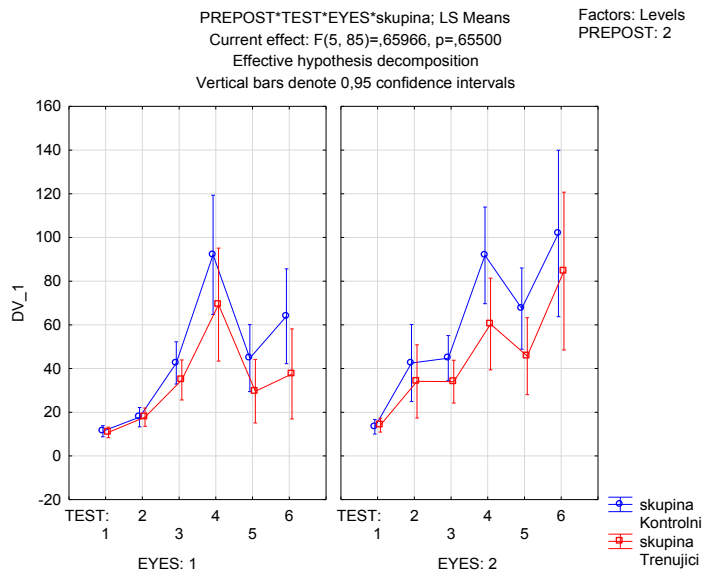
Trénující skupina se zlepšila v některých ukazatelích COP stabilometrického vyšetření. Na základě statistiky jsme našli téměř signifikantní rozdíl mezi trénující a kontrolní skupinou ($p = 0.059$) po 4 týdnech tréninku na slackline. Před tréninkem se skupiny nelišily.

Graf č. 1



V levé části grafu jsou zobrazeny výsledky obou skupin před tréninkem, v pravé části po tréninku. Před tréninkem se kontrolní (modře) a trénující skupina (červeně) neliší v žádném z 6 testů v ukazateli COP. Po terapii došlo u trénující skupiny ke snížení hodnoty parametru průměrná rychlost COP.

Graf č. 2



Na grafu č. 2 v levé části jsou zaznamenány výsledky obou skupin při zavřených očích, v pravé části při otevřených očích. V grafu jsou zobrazeny výsledky pouze po tréninku. Došlo ke změně v některých ukazatelích COP u trénující skupiny proti kontrolní skupině. Statisticky také vyšly tyto výsledky na hranici statistické významnosti ($p = 0.05946$) v parametru průměrné rychlosti pohybu COP.

5.4 Diskuze

Výsledky naší studie můžeme porovnávat se třemi studiemi, které se zabývaly vlivem tréninku na slackline na posturální stabilitu. Metodika tréninku, materiál slackline a zvolený typ testování byl vždy podobný se slackline a tréninkem v naší studii.

Stejně jako v naší studii i v ostatních experimentech rozdělili účastníky vždy do dvou skupin, jedné trénující a druhé kontrolní. Trénující skupina absolvovala trénink na slackline, kontrolní skupina neabsolvovala žádný typ BT.

Účastníci všech studií jsou mladí, zdraví jedinci, kteří nemají v anamnéze žádná ortopedická nebo neurologická poranění.

Výsledky naší studie se neshodují s výsledky Granacher et al. které se zúčastnilo 27 zdravých jedinců. Trénink trval 4 týdny s frekvencí 3 tréninky týdně po 60 min. Což je o jeden trénink týdně navíc proti námi zvolené metodice. Granacher et al. měří parametry COP na balanční plošině ve stoji na jedné dolní končetině. Zvolil tedy pro testování výchylek COP jednu posturální pozici, naše studie vyšetřuje 6 posturálních pozic s a bez vizuální kontroly. Granacher et al. dále měří výšku výskoku na silové plošině a maximální moment svalové síly (rate of force development, RFD, nárůst síly za jednotku času) na plantárních flexorech na izokinetických zařízeních. Výsledky studie ukázaly ze všech vyšetření pouze zvýšení RFD v plantárních flexorech. Výška výskoku zůstala po tréninku nezměněná. Statistická analýza výsledků Granacher et al. neprokázala signifikantní rozdíl mezi trénující a kontrolní v parametrech COP. Studie Granacher et al. nesouhlasí s našimi výsledky, kde po měsíčním tréninku došlo ke zlepšení posturální stability a výsledky byly na hranici statistické významnosti. Negativní výsledky mohou být v kontextu s mými výsledky způsobeny zvolenou posturální pozicí. Stoj na jedné noze není pozice, kterou dobře zlepšíme tréninkem na slackline. Většinu času stojíme na slackline v tandemovém stoji. V naší studii se potvrdilo významné zlepšení v posturálně náročnějších situacích, v tandemovém stoji na pěnové podložce.

Keller et al. se zaměřil na objektivizaci adaptace na míšní úrovni, ke které by mohlo po tréninku docházet. Keller et al. vyšetřuje dynamickou posturální stabilitu, EMG aktivitu m. soleus, m. gastrocnemius medialis a m. tibialis anterior a excitabilitu H - reflexu ve fossa poplitea. Veškeré testy byly prováděny na slackline i v neurologické laboratoři. Studie se zúčastnilo 24 jedinců. Trénink trval 4 týdny a obsahoval 10 tréninkových jednotek trvajících 90 min. Metodika Keller et al. téměř

souhlasí s naší metodikou, počet tréninkových jednotek je stejný, ale trvají o 30 min déle. Keller et al. vyhodnotil výsledky podobné našim závěrům. Po tréninku jsou schopní všichni jedinci z trénující skupiny balancovat na slackline 20s bez dotyku země, oproti kontrolní skupině, kde to po 4 týdnech nezvládne ani jeden z probandů. Což souhlasí s pokrokem, který jsme zaznamenali u naší trénující skupiny. Keller et al. vyšetřuje posturální stabilitu oproti naší studii i na slackline vedle vyšetření na stabilometrické plošině. Zvolená posturální pozice je shodná s naší. Při testování na stabilometrické plošině měří dynamickou posturální stabilitu v tandemovém postoji. Trénující skupina vykazuje velké změny v posturální kontrole především při vychylování plošiny v ML směru, což odpovídá směru oscilací slackline. Takový výsledek souhlasí s naším. A sice, že trénink na slackline zlepšuje posturální stabilitu a to lze prokázat v určitých parametrech stabilometrického vyšetření. Keller et al. prokázal snížený H-reflex po tréninku na slackline. Tento výsledek souhlasí s poznatky naší práce. Taube et al. popsal, že BT v posturálně náročnějších polohách dochází na spinální úrovni zvýšením supraspinální presynaptické inhibice ke snížení H-reflexu. V EMG žádné signifikantní změny zaznamenány nebyly.

Pfusterschmied et al. 24 jedinců rozdělil do dvou skupin, trénující skupina absolvovala 4 týdenní trénink s 10 jednotkami po 90 min. Metodika tréninku je shodná s naší. Čas Pfusterschmied et al. je o 30 min delší. Posturální stabilitu Pfusterschmied et al. testuje na stabilometrické plošině při postoji na jedné dolní končetině. Statisticky významný byl rozdíl v maximální a průměrné rychlosti výchylek. Testované parametry jsou shodné s našimi a výsledky se shodují. Pfusterschmied et al. používá stejnou posturální pozici jako Granacher et al., stoj na jedné noze. Tato pozice není shodná s pozicí vyšetřovanou v naší práci. V naší studii byla širší baterie pozic pro vyšetření na stabilometrické plošině. Pfusterschmied et al. vedle stabilometrického vyšetření snímá tří-dimenzionální kinematiku dolní končetiny pomocí šestnácti reflexních značek na antropometrických bodech a hodnotí EMG aktivitu tibialis anterior, gastrocnemius medialis a adductor longus. Po tréninku se zlepšila funkční stabilita v kolenním kloubu, nezměnila se u kyčelního kloubu a hlezna. Statisticky významná byla i větší síla m. rectus femoris.

Výsledky naší práce jsou na hranici statistické významnosti a prokázaly, že 4 týdny tréninku na slackline mají vliv na posturální stabilitu. Pro větší statistickou významnost by bylo nutné změřit větší skupinu probandů. Ve výše zmíněných studiích byl minimální počet v trénující i kontrolní skupině 12 lidí. Otázkou zůstává

také zvolený tréninkový čas, který byl v mé studii proti ostatních o něco kratší. “Slacklineři” trénovali minimálně dvakrát týdně 90 min. V naší studii jsme testovali výchylky COP v 6 posturálních pozicích, použili jsme širší škálu testů než v jiných studiích. Stabilometrické vyšetření byl jediný test, který byl v naší práci použit. V diskutovaných studiích měří EMG aktivitu některých svalů, excitabilitu H-reflexu nebo RFD. Naši metodiku jsme sestavili z dostupné literatury a byla shodná s metodikami diskutovaných studií. Proti těmto studiím jsme věnovali méně času strečinku a více se zaměřili na nácviku chůze a jiných cviků na slackline (otočení se, dřep, chytání míče).

Můžeme říct že, schopnosti, které získáme po tréninku na slackline (lepší posturální kontrola, stabilita kloubů, svalová síla či RFD) mohou být použity i v jiných posturálních pozicích.

Trénink na slackline zatěžuje více i horní část těla oproti ostatním typům BT. Slackline vykazuje velkou nestabilitu a proto je nutné zapojit i horní končetiny. Diskutované studie se nezabývají silou svalů trupu nebo horních končetin, měří pouze aktivitu svalů na dolní končetinách, která je, jak se ve výsledcích studií potvrdilo, po tréninku vyšší.

Stabilometrické vyšetření by se mělo zaměřit na výchylky plošiny v ML směru, kde Keller et al. potvrdil statisticky významné zlepšení posturální stability. ML směr a tandemový stoj se nejvíce blíží posturální pozici a výchylkám slackline dle dostupných zdrojů použitých pro naši práci.

Neexistuje studie, která by se věnovala preventivním účinkům tréninku na slackline a nebo její možné využití pro terapii různých typů sportovních poranění. Ukazuje se, že slackline je dobrý doplňkový trénink, pro některé je zábavnější a více motivující než jiné typy BT. Je určitě náročnější než balancování na jiných nestabilních plošinách, především protože slackline není v kontaktu se zemí. Informace z diskutovaných a mé studie by měly být doplněny o rizika tohoto sportu, jeho fyziologický efekt a srovnání slackline s jiným typem BT.

ZÁVĚR

V práci jsem shrnula poznatky o posturální stabilitě a mechanismech jejího řízení. Nejčastějším sportovním úrazem je poranění měkkých tkání hlezna, proto jsem tomuto poranění věnovala samostatnou kapitolu, ve které je zahrnutá i jeho možná terapie. BT trénink se ukázal být jako vhodná součást terapie nestability hlezna. V kapitole o BT popisují vliv BT na posturální stabilitu, různých typech BT a o jeho metodice. Popsala jsem mechanismy, jakými BT působí na CNS a míšní reflexní okruh. Pokusila jsem se shrnout všechny dostupné informace o slackline, možnostech sestavení tréninku, historii a technických parametrech. Slackline je možné považovat za druh BT a proto jej zahrnout do tréninku sportovců a lze jej vnímat jako možnou prevenci poranění měkkých tkání hlezna. Trénink na slackline dle diskutovaných studií zlepšuje posturální stabilitu, sílu některých svalů a stabilitu kloubů. Preventivní vliv tréninku prozatím nebyl popsán.

V naší práci jsme zjistili, že měsíční trénink na slackline s frekvencí dva tréninky týdně má pozitivní vliv na posturální stabilitu, což se projevilo v některých ukazatelích COP stabilometrického vyšetření. V trénující skupině se zmenšily výchylky COP u všech testů. Čím větší byla náročnost posturálních pozic, byly výsledky výraznější. Výsledky byly na hranici statistické významnosti. Pro statistické potvrzení by bylo nutné změřit větší skupinu trénujících probandů.

Slackline lze tedy dle teoretických poznatků i mého výzkumu považovat za trénink, který zlepší posturální stabilitu, a tak je možnou prevencí poranění. Ukazuje se, že slackline je čím dál víc žádaná mezi mladými lidmi, proto by její zařazení do tréninku mladých sportovců mohlo být atraktivnější než jiný typ BT.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ACKERLEY, R. a G. R. BARNES. The interaction of visual, vestibular and extra-retinal mechanisms in the control of head and gaze during head-free pursuit. *The Journal of Physiology*. 2001, roč. 589, č. 7, s. 1627-1642.
- ASHBURN, H. How to slackline! A comprehensive guide to rigging and walking techniques for tricklines, longlines, and highlines. 2012. ISBN 978-076-2784-998.
- BAHR, R. a I. A. BAHR. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2007, roč. 7, č. 3, s. 166-171.
- BALCOM, S. Walk the line: the art of balance and the craft of slackline. Aushland, Or: SlackDaddy Press, 2005. ISBN 978-097-6485-001.
- BALOGUN, J, ADESINASI, C, and MARZOUK, D. The effects of a wobble board exercise training program on static balance performance and strength of lower extremity muscles. *Physiother Can*, 1992, roč. 44, s. 23–30.
- BANASCHEWSKI, T, BESMENS, F, ZIEGER, H a ROTHENBERGER A. Evaluation of sensorimotor training in children with ADHD. *Perceptual and Motor Skills*. 2001, roč. 92, s. 137-149.
- BRONSTEIN AM, BRANDT, T a WOOLLACOTT, WM. Clinical disorders of balance, posture, and gait. London: Arnold, 1996. ISBN 03-406-0145-0.
- CACEK, J, BUBNÍKOVÁ, H, LAJKEB, P a MICHÁLEK, J. Balanční polokoule v tréninku atleta. *Atletika, Praha 4* : Česká atletika s.r.o., 2008, s. 18-21, ISSN 0323-364.
- CLANTON, T. Instability of the subtalar joint. *The Orthopedic Clinics of North America* 1989, roč. 20, č. 4, s. 583-592.
- COX, E, LEPHART, S a IRRGANG, J. Unilateral balance training in noninjured individuals and the effects on postural sway. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1991, roč. 2, s. 87–96.
- DIENER, H.C, J DICHGANS, M BACHER a B GOMPF. Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1984, roč. 57, č. 2, s. 134-142.

- DISTEFANO, LJ, CLARK MA a PADUA D. Evidence Supporting Balance Training in Healthy Individuals: A Systemic Review. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009, roč. 23, č. 9, s. 2718-2731.
- DOYON, J a BENALI H. Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. *Current Opinion in Neurobiology*. 2005, roč. 15, s. 161-167.
- DUYSSENS, J a W.A.A VAN DE CROMMERT, H. Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait and Posture*. 1998, roč. 7, č. 2, s. 131-141.
- EMERY, C. A. Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *CMAJ*. 2005, roč. 172, č. 6, s. 749-754.
- FRANCE, EP, DERSCHEID, G, IRRAGANG, J, MALONE, T, PETERSEN, R, TIPPET, S and WILK, K. Preliminary clinical evaluation of the Breg KAT: Effects of training in normals. *Isokinetics & Exercise Science*. 1992, roč. 2, s. 133–139.
- GANDEVIA, S.C. a BURKE, D. Does the nervous system depend on kinesthetic information to control natural limb movements? *Behavioral and Brain Sciences*. 1992, roč. 15, č. 4, s. 613-642
- GARCIA-RILL, E. The basal ganglia and the locomotor regions. *Brain Research Reviews*. 1986, roč. 11, č. 1, s. 47-63.
- GIOFTSIDOU, A, MALLIOU, P, PAFIS G, BENEKA, A, GODOLIAS, G a MAGANARIS, CN. The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability. *European Journal of Applied Physiology*. 2006, roč. 96, s. 659-664.
- GRANACHER, U, GOLLHOFER A a KRIEMLER S. Effects of Balance Training on Postural Sway, Leg Extensor Strength, and Jumping Height in Adolescents. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 2010, roč. 81, č. 3, s. 245-251.
- GRANACHER, U, ITEN, N, ROTH R a GOLLHOFER, A. Slackline Training for Balance and Strength Promotion. *International Journal of Sports Medicine*. 2010, roč. 31, č. 10, s. 717-723.
- GRIBBLE, PA, HERTEL, J, DENEGAR, CR a BUCLEY, WE. The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*. 2004, roč. 39, č. 4, s. 321-329.

- GRILLNER, S, EKEBERG O, EL MANIRA, A, LANSNER A, PARKER, D, TEGNÉR, J a WALLÉN, P. Intrinsic function of a neuronal network: A vertebrate central pattern generator. *Brain Research Reviews*. 1998, roč. 26, 2-3, s. 185-7.
- GRUBER M a GOLLHOFER A. Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *European Journal of Applied Physiology*. 2004, roč. 92, s. 98-105.
- HEITKAMP, H.C., HORSTMANN, T, MAYER, F, WELLER, J a DICKHUTH, H.H. Gain in strength and muscular balance after balance training. *International Journal of Sports Medicine*. 2001, roč. 22, s. 285–290.
- HERTEL J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 2002, roč. 37, č. 4, s. 364-71.
- HOFFMAN, M and PAYNE, VG. The effects of proprioceptive ankle distorting on healthy subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1995, roč. 21, s. 90–93.
- HOLM, I, FOSDAHL, MA, FRIIS, A, RISBERG, MA a MYKLEBUST, G, and STEEN, H. Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2004, roč. 14, s. 88–94.
- HORAK, F.B. Clinical Measurement of Postural Control in Adults. *Physical Therapy: Journal of the American Physical Therapy Association*. 1987, roč. 67, č. 12, s. 1881-5.
- HORAK, F, C SHUPERT a A MIRKA. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*. 1989, roč. 10, č. 6, s. 727-738.
- HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing*. 2006, roč. 35, s. ii7-ii11.
- CHONG, R.K., AMBROSE, A, CARZOLI, J, HARDISON, L a JACOBSON, B. Source of improvement in balance control after a training program for ankle proprioception. *Perceptual and Motor Skills*. 2001, roč. 92, s. 265–272.
- JACOBS, J.V. a HORAK, F.B. Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*. 2007, roč. 114, č. 10, s. 1339-1348.

- JALOVECKÁ B, DOLEŽALOVÁ R, PĚTIVLAS T, BUBNÍKOVÁ H. Specifika a využití balančního cvičení na labilních plochách pro jednotlivá sportovní odvětví. 2010, s. 4-9. Dostupné z: <http://www.dolezalova-fyzioterapie.cz/bossu.pdf>
- KAMINSKI, TW. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. Commentary. *British Journal of Sports Medicine*. 2003, roč. 37, s. 410-415.
- KANDEL E. R, SCHWARTZ J, JESELL T. *Principles of neural science*. Appleton and Lange: McGraw Hill, 2006. (obrázek č. 1)
- KAMINSKI, TW a HARTSELL, HD. Factors contributing to chronic ankle instability: A strenght perspective. *Journal of Athletic Training* 2002; roč. 37, č. 4, 394-405.
- KAPTEYN, TS, BLES, W, NJIOKIKTIJEN, CJ, KODDE, J, MASSEN, CH a MOL, JM. Standardization in platform stabilometry being a part of posturogr. *Agressologie*. 1983, č. 7, s. 321-326.
- KELLER, M, PFUSTERSCHMIED, J, BUCHECKER, M, MULLER, E a W. TAUBE. Improved postural control after slackline training is accompanied by reduced H-reflexes. *Scandinavian J Med Sci Sports*, 2011, roč. 22, s. 471-477.
- KLEINDL, R. Slackline - die Kunst des modernen Seiltanzens [für Anfänger und Fortgeschrittene]. Aufl. Aachen: Meyer, 2010. ISBN 978-389-8995-658.
- KOVACS, EJ, BIRMINGHAM, TB, FORWELL, L a LITCFIELD, RB. Effect of training on postural control in figure skaters: A *randomized controlled trial of neuromuscular versus basic off-ice training programs*. *Clin J Sport Med*, 2004, roč. 14, s. 215–224.
- LARSEN, E a ANGERMANN, P. Association of ankle instability and foot deformity. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1990, roč. 61, č. 2, s. 136-139.
- LENTELL, G, BAAS, B, LOPEZ, D, MCGUIRE, L, SARRELS, M a SNYDER, P. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* . 1995, roč. 21, č. 4, s. 206-15.
- LLEWELLYN, M, YANG J.M. a PROCHAZKA, A. Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. *Experimental Brain Research*. 1990, roč. 83, č. 1, s. 22-28.
- MAGNUS R. *Körperstellung*. Berlin: Springer, 1924.

- MCGUINE, T.A. The Effect of a Balance Training Program on the Risk of Ankle Sprains in High School Athletes. *American Journal of Sports Medicine*. 2006-02-21, roč. 34, č. 7, s. 1103-1111.
- MCKEON, PO, INGERSOLL, CD, KERRIGAN, DC, SALIBA, E, BENNETT, BC a HERTEL J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Medicine & Science in Sports Exercise*. 2008, roč. 40, s. 1810–1819.
- MEUWISSE, W.H.M.D. Assessing Causation in Sport Injury: A Multifactorial Model. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 1994, roč. 4, č. 3, s. 166-170.
- MICHELL, TB, ROSS, SE, BLACKBURN, JT, HIRTH, CJ a GUSKIEWICZ, KM. Functional balance training, with or without exercise sandals, for subjects with stable or unstable ankles. *Journal of Athletic Training*. 2006, roč. 41, s. 393–398.
- MILLER, F a FRIESINGER, F. Slackline: Tipps, Tricks, Technik. 1. Aufl. Köngen: Panico, 2008. ISBN 978-393-6740-530.
- MYER, GD, FORD, KR, BRENT, JL a HEWETT, TE. The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2006, roč. 20, s. 345–353.
- NIELSEN, J, CRONE, C a HULTBORN, H. H-reflexes are smaller in dancers from The Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1993, roč. 66, č. 2, s. 116-121.
- PATERNO, M.V., MYER, G.D., FORD, K.R. a HEWETT, T.E. Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2004, roč. 34, s. 305–316.
- A. E. PATLA. Adaptive human locomotion: influence of neural biological and mechanical factors on control mechanisms. In: EDITED ADOLFO M. BRONSTEIN, T. BRANDT, M. H. WOOLLACOTT. *Clinical disorders of balance, posture, and gait*. London: Arnold, 1996. ISBN 03-406-0145-0.
- PETERKA, R. J. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*. 2002, roč. 88, č. 3., s. 1097-1118.
- PFUSTERSCHMIED, J, STOGGL, T, BUCHECKER, M, LINDINGER, S, WAGNER, H a MULLER, E. Effects of 4-week slackline training on lower limb

- joint motion and muscle activation. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2013. Roč. 24, s. 511-515.
- ORLOVSKY, GN. Cerebellum and locomotion. In: Shimamura M, Grillner S, Edgerton VR eds Neurobiological basis of human locomotion. Tokyo: Japan Scientific Societies Press. 1991: s. 187-99.
 - RASOOL, J a GEORGE, K. The impact of single-leg dynamic balance training on dynamic stability. *Physical Therapy in Sport*. 2007, roč. 8, č. 4, s. 177-184.
 - ROGERS, Scott. History. In: Slackline.com: leading the balance sport revolution [online]. 2008 [cit. 2013-03-23].
 - ROTHERMEL, S.A, HALE, S.A., HERTEL, J a DENEGAR, C.G. Effect of active foot positioning on the outcome of a balance training program. *Physical Therapy in Sport*. 2004, roč. 5, č. 2, s. 98-103.
 - ROZZI, SL, LEPHART, SM, STERNER, R, and KULIGOWSKI, L. Balance training for persons with functionally unstable ankles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1999, roč. 29, s. 478–486.
 - SCOTT, S.H. Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control. *Nature Reviews Neuroscience*. 2004, č. 5, s. 532-546.
 - SFORZA, C, GRASSI G.P, TURCI, M, FRAGNITO, N, PIZZINI, G a FERRARIO, VF. Influence of training on maintenance of equilibrium on a tilting platform. *Perceptual and Motor Skills*. 2003, roč. 96, č. 1, s. 127-136.
 - SCHNEIDER, S. Sports injuries: population based representative data on incidence, diagnosis, sequelae, and high risk groups. Commentary. *British Journal of Sports Medicine*. 2006, roč. 40, č. 4, s. 334-339.
 - SCHNEIDER, S, WEIDMANN, C a SEITHER, B. Epidemiology and Risk Factors of Sports Injuries - Multivariate Analyses Using German National Data. *International Journal of Sports Medicine*. 2007, roč. 28, č. 3, s. 247-252.
 - SHUMWAY-COOK, A. a HORAK, F.B. Assessing the Influence of Sensory Interaction on Balance. *Journal of Physical Therapy*. 1986, roč. 66, č. 10, s. 1548-1550.
 - STEIN BE, MEREDITH A. The merging of senses. Cambridge, MA: MIT Press, 1993. ISBN 0262693011

- TAUBE, W, SCHUBERT, M, GRUBER, M, BECK, S, FAIST, M a GOLLHOFER, A. Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *Journal of Applied Physiology*. 2006, roč. 101, s. 420–429.
- TAUBE, W, KULLMANN, N, LEUKEL, L, KURZ, O, AMTAGE, F a GOLLHOFER, A. Differential Reflex Adaptations Following Sensorimotor and Strength Training in Young Elite Athletes. *International Journal of Sports Medicine*. 2007, roč. 28, č. 12, s. 999-1005.
- TAUBE W, GRUBER M a GOLHOFER A. Spinal and suprapinal adptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*. 2008; roč. 193, s. 101 - 116.
- TROPP, H. Pronator Muscle Weakness in Functional Instability of the Ankle Joint. *International Journal of Sports Medicine*. 1986, roč. 7, č. 5, s. 291-294.
- WILLEMS T, WITVROUW E, VESRSTUYFT J, VAES P, DE CLERCQ D. Proprioception and muscle strenght in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of Athletic Training* 2002; roč. 37, č. 4, 487-493.
- ZAK, H. Slackline am Limit. München: BLV-Buchverlag. 2011. ISBN 978-383-5407-978.
- ZAK, H Slackline Das Praxisbuch. München: BLV Buchverlag, 2011. ISBN 38-354-0798-8.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

CPG - central general pattern - centrální generátor motorických vzorů

CAI - chronic ankle instability - chronická nestabilita kotníku

COM - centre of mass - těžiště

COG - centre of gravity

COP - centre of pressure

RFD - rate of force development

BT - balanční trénink

ML - mediolaterální

AP - anteriorposteriorní

CNS - centrální nervový systém