

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Diplomová práce

Posouzení vybraných parametrů stability a síly plantární a dorzální flexe u  
chodců na slackline

Vedoucí diplomové práce:

**Mgr. Jiří Baláš, Ph.D.**

Vypracovala:

**Bc. Lenka Šimková**

Praha, 2012

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně a uvedla v ní veškerou literaturu a ostatní zdroje, které jsem použila.

V Praze, dne

.....

Lenka Šimková

## Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## **Poděkování**

**Touto cestou bych chtěla moc poděkovat hlavně těm, kteří se účastnili tohoto výzkumu a věnovali mi svůj čas. Obrovské poděkování patří vedoucímu diplomové práce Mgr. Jiřímu Balášovi, Ph.D. za poskytnutí podkladových materiálů, cenných rad a připomínek při zpracování diplomové práce a za jeho trpělivost. Dále děkuji za odbornou pomoc při celém měření Mgr. Barboře Strejcové, Ph.D. Bez spolupráce výše jmenovaných by tato práce nemohla vzniknout.**

## Abstrakt

- Téma:** Posouzení vybraných parametrů stability a síly plantární a dorzální flexe u chodců na slackline.
- Cíle:** Hlavním cílem této práce je posouzení vztahu úrovně stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na slackline.
- Metody:** Soubor byl složen ze dvou skupin chodců na slackline (9 probandů) a kontrolní skupiny (9 probandů) pohybově aktivních jedinců – vyvážených podle věku, tělesné hmotnosti a výšky. Probandi podstoupili Flamingo test na tlakové desce a test síly dorzální a plantární flexe na izokinetickém dynamometru. Chodci na slackline podstoupili navíc škálu pohybových prvků na slackline. Úroveň stability byla posuzována pomocí dráhy bodu tlaku a provedení jednotlivých pohybových prvků na slackline, síla v hlezenním kloubu byla posuzována pomocí maximálního momentu síly v rychlostech 30° a 120°.
- Výsledky:** Chodci na slackline dosahovali větší relativní síly při plantární flexi v úhlové rychlosti otáčení 30° u obou končetin než kontrolní skupina (levá:  $1,51 \pm 0,31$  vs.  $1,20 \pm 0,30$  N.m.kg<sup>-1</sup>,  $p < 0,05$ ,  $\eta^2 = 0,21$ ; pravá:  $1,55 \pm 0,34$  vs.  $1,21 \pm 0,34$  N.m.kg<sup>-1</sup>,  $p < 0,05$ ,  $\eta^2 = 0,22$ ). V ostatních parametrech (posturální stabilita, izokinetická síla hlezna při úhlové rychlosti 120°.s<sup>-1</sup> a časový průběh síly) se výsledky mezi oběma skupinami významně nelišily.
- Závěr:** Jedinci provozující chůzi na slackline se vyznačovali významně větší silou hlezenního kloubu při plantární flexi než podobná pohybově aktivní populace. Posturální stabilita ani časový průběh vyvinutého maximálního momentu síly se mezi skupinami významně nelišily.

**Klíčová slova:** slackline, stabilometrie, izokinetická síla, dynamometrie, stabilita

## **Abstract**

**Title:** The assesment of selected strength and stability parameters of an ankle plantar and dorsal flexion in slackliners.

**Objectives:** To assess the relation between level of stability the dorsiflexion and the plantar flexion strength in slackliners.

**Methods:** The research sample was composed of two groups – slackliners (9 person) and balanced control group (9 person) selected from physically active population. Probandns were tested on the Flamingo test on the pressure plate, the test of the dorsiflexion and plantar flexion strenght on an isokinetic dynamometer. Slackliners underwent extra range of motions elements on the slackline. The level of stability was assessed by using the centre of pressure and the physical design of individual elements on the slackline. Power was assessed by using the peak torque at 30 ° and 120 °.

**Results:** Slackliners achieve bigger relative strength in the plantar angular velocity of rotation of 30 ° in both limbs than the control group (left:  $1.51 \pm 0.31$  vs.  $1.20 \pm 0.30 \text{ Nm.kg}^{-1}$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta^2 = 0.21$ , right:  $1.55 \pm 0.34$  vs.  $1.21 \pm 0.34 \text{ Nm.kg}^{-1}$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta^2 = 0.22$ ). The results of other parameters (postural stability, isokinetic power at the ankle angular velocity of  $120 \text{ }^\circ.\text{s}^{-1}$  and the time course of force) between the two groups did not differ significantly.

**Conclusion:** Individuals used to walk on a slackline are characterized by significantly higher force during ankle plantar flexion than the physically active population. The postural stability or the time peak that developed between the groups did not differ significantly.

**Keywords:** slackline, stabilometry, isokinetic strength, dynamometry, stability

## Obsah

1	Úvod.....	8
2	Teoretická východiska .....	9
2.1	Charakteristika slackline .....	9
2.1.1	Slackline.....	9
2.1.2	Historie slackline .....	10
2.2	Svalová síla .....	12
2.2.1	Izokinetická síla hlezenního kloubu .....	14
2.2.2	Izokinetická dynamometrie.....	15
2.3	Stabilita .....	18
2.3.1	Rovnováha a stabilita.....	18
2.3.2	Stabilometrie .....	23
2.3.3	Dynamická plantografie.....	25
2.4	Stabilita, rovnováha, svalová síla u chodců na slackline .....	28
3	Cíle a úkoly práce .....	30
3.1	Cíle práce .....	30
3.2	Hypotéza .....	30
3.3	Úkoly práce .....	30
4	Metodika .....	31
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	31
4.2	Použité metody.....	32
4.2.1	Měření stability .....	32
4.2.2	Měření síly .....	32
4.2.3	Měření jednotlivých prvků na slackline.....	33
4.3	Vyhodnocení výsledků.....	33
5	Výsledky .....	35
6	Diskuze .....	40
7	Závěr .....	44
8	Literatura.....	45
9	Seznam příloh .....	50

# 1 Úvod

Chůze na slackline je velice mladým, rychle se rozvíjejícím sportem. Dnes, ti nejlepší, jsou schopni chodit po popruhu úzkém jen pár centimetrů, dlouhém několik metrů a až ve stometrové výšce bez zajištění a ani nejrůznější skoky, výskoky a salta pro ně nejsou nepřekonatelnou překážkou. Myslím si, že bez značné úrovně stability a svalové síly by tato chůze na slackline nebyla možná.

Stabilita a svalová síla jsou součástí našeho každodenního života. Využíváme ji především k základní lidské lokomoci jako je obyčejná chůze.

Stabilita je jednou z nejméně probádaných oblastí lidské motoriky. Souvisí s jednou z nejsložitějších oblastí lidského organismu, kterou je nervová soustava, s procesy řízení encephalonu a s funkcí vestibulárního systému. Právě proto, že stabilita je jednou z nejméně probádaných oblastí, vybrala jsem si ji jako téma naší diplomové práce.

Domnívám se, že lepší znalost těchto oblastí by mohla napomoci ještě lepším výkonům nejen v oblasti slackline, ale i v jiných sportech, které využívají rovnováhu a jednooporové postavení, jako je například běžecké lyžování, ale především ovlivnit některé zdravotní aspekty a to nejen v oblasti sportu.



## 2 Teoretická východiska

### 2.1 Charakteristika slackline

#### 2.1.1 Slackline

Slackline je nylonový popruh ukotvený mezi dva pevné body tak, že na ní mohou lidé balancovat (PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012, BACHLE, HEPP, 2010). Skládá se ze samotného popruhu, zařízení k upevnění popruhu k fixním bodům a napínacího zařízení (ROM, 2009). Slackline v překladu znamená prověšený, prohnutý nebo volný provaz. Chodci tento pás jednoduše nazývají „lajna“. Slackline je balancování, chození a skákání na popruhu mezi dvěma pevnými body. Na rozdíl od chození po provazu není popruh na slackline natažený napevno, ale je více nebo méně pružný. Slackline lze napnout různými způsoby v závislosti na její délce. Vlastnosti slackline závisí na její délce a napnutí a tím můžeme měnit i obtížnost chůze na slackline (PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012). Obecně platí, čím delší slackline, tím je více prověšená a chůze je tak náročnější.

Existují různé varianty, jakým způsobem lze slackline postavit a tyto typy dávají také názvy jednotlivým konstrukcím. „Low-line“ je klasická slackline, která je s mírným napnutím upevněna ve výšce kolen. „High-line“ se pohybuje ve výšce ramen a výše. Jedná se o vysoko napnutý popruh, který se kotví od tří až po stovky metrů nad zemí. Nejčastěji bývá upevněna mezi skalní věže, kde je zapotřebí profesionálního horolezeckého vybavení. „Jumplines“ jsou postaveny tak, že pružení popruhu je podobné jako pružení u trampolíny. „Longlines“ - jak již vidíme z názvu, překonávají velmi dlouhé vzdálenosti. Posledním druhem je tzv. „Rodeo-Line“. Zde je popruh ponechán ve velkém provisu. Velké pohybové výkyvy vedou k tomu, že chodec velmi snadno „odejde“, což není odlišné od divokého býka (ROM, 2009, KINCL, 2007).

Dalším typem jsou waterline, slackline umístěná nad vodou. Je to tzv. tréninková slackline, můžeme na ní procvičovat, zdokonalovat a učit se nové dovednosti, jelikož pády nejsou tak bolestivé (KINCL, 2007).

### 2.1.2 Historie slackline

Člověk se odedávna snažil rozvíjet své rovnovážné schopnosti a dovádět je do artistických dovedností. Balancování a chůze po laně se zrodily ze schopností nutných pro život, které umožňovaly například překonávat rozvodněné řeky, bažiny a propasti, či útěk před nepřitelem (ROM, 2009). Starověcí Řekové a Římané si pro pobavení publika napínali do různých výšek konopná lana nebo zvířecí střeva (ROM, 2009). Prastaré základy chůze po laně spadají zpět do umění středověkých akrobatů a cirkusového provazochodectví, později do tělovýchovných systémů filantropistů a turnerů. Cviky rovnováhy byly také součástí tzv. dessavského pětiboje a balancování součástí tělovýchovného pojetí Gelharda Ulricha Antona Vietha (KOSSL A KOL., 2004). Provazochodectví proslulo zejména díky jménům jako Marie Spelterinimiová, které se podařilo roku 1876 přejít po provaze Niagarské vodopády či Philippe Petit, který v roce 1974 překonal propast mezi věžemi Světového obchodního centra. Roku 2002 překonal svůj vlastní rekord Falko Traber, když strávil na laně pod širou oblohou 312 hodin (ROM, 2009). O olympijském vítězi a 86tinásobném vítězi závodů světového poháru Ingemaru Stenmarkovi je známo, že získal svou neuvěřitelnou rovnováhu na slalomových lyžích právě prostřednictvím provazochodectví, čímž způsobil jeho obrovský rozkvet a také dostal provazochodectví ven z manéže od ryzích artistů do tréninků jako prostředek ke cvičení rovnováhy (ROM, 2009).

Do své nynější podoby se slackline dostala díky yosemitským horolezcům, kteří si dlouhé chvíle deštivých dnů, strávené v yosemitském Táboře 4, krátili balancováním na řetězech, zábradlí a dokonce na napnutých lanech mezi dvěma stromy, inspirováni coloradskými cirkusy (BALCOM, 2005, ROM, 2009). Začátkem sedmdesátých let se tento způsob trávení volného času stává nesmírně populárním a mnoho lidí se sjíždí do Yosemite, jen aby viděli lezce balancovat na laně. V posledních letech se chůze na slackline stává novým rekreačním sportem oblíbeným zejména mezi mladou generací (BALCOM, 2005).

Prvním mužem, který přešel dnes již jednu z nejznámějších highline Lost Arrow Spire, byl Scott Balcom roku 1985. Darrin Cartel překonal tuto highline jako druhý a svým přečlením vstoupil do Guinnessovy knihy rekordů roku 1998. Byl také prvním, kdo přecházel highline bez jištění. První žena Libby Sauter přešla tento popruh roku 2009. Nejdelší přechod měřící 154,29 metrů překonal roku 2007 Damian Cooksey (ROGERS,

2008).

V současné době, zvláště díky své finanční, prostorové a personálně materiální nenáročnosti, slackline zažívá obrovský rozkvět, její využití už není jenom jako volnočasová aktivita, ale stává se součástí funkčních tréninků využívajících nejrůznější nestabilní plochy, dostává se do podvědomí trenérů, kteří začínají slacline využívat jako součást doplňkového tréninku v tradičních sportech, jako je například běžecké lyžování, kde se podobně využívá jednooborového postavení a rovnovážné schopnosti jako při chůzi na slackline (THOMANN, 2011). Slackline se také dostává do hodin školního tělocviku ((BACHLE, HEPP, 2010) a mohla by být vhodným doplňkem při rehabilitaci a léčbě vad páteře.

## 2.2 Svalová síla

Pojem síla vyjadřuje obecnou fyziologickou pohybovou schopnost muskuloskeletárního systému (PLACHETA A KOL., 1999). Síla je pohybová schopnost projevující se dovedností překonávat vnější či vnitřní odpor kladený stahujícím se svalům (HAVLÍČKOVÁ A KOL., 2006).

Síla celého svalu je přímo úměrná fyziologickému průřezu daného svalu. Fyziologický průřez svalu odpovídá průřezu skutečnému anatomickému jen u svalů s podélnými vlákny, u zpeřených svalů je fyziologický průřez vždy větší (ČIHÁK, 2001).

Z hlediska anatomie závisí svalová síla na řadě faktorů (DYLEVSKÝ, 2007):

- 1) Síla svalu závisí na počtu svalových vláken, čím více jich sval má, tím větší sílu může vyvinout. Svalové vlákno je veliké zhruba jako vlas. Počet svalových vláken lze určit pomocí fyziologického průřezu svalu (DYLEVSKÝ, 2007).
- 2) Svalová síla závisí na jeho délce. Obecně lze říci, že čím delší je sval, tím větší sílu je obvykle schopen vyvinout. Délka jednotlivých svalů závisí na výšce těla, typologické a rasové příslušnosti a pohlaví. Je nutné uvést, že je zpracována nedostatečně a téměř úplně chybí věrohodné údaje o poměrných délkách svalových bříšek a šlach.
- 3) Svalová síla je závislá na počtu aktivovaných motorických jednotek. Motorická jednotka je skupina svalových vláken, která jsou inervovaná jedním motorickým vláknem – alfa-motoneuronem. Motorické jednotky jsou u jednotlivých svalů různě velké, obecně platí, že ve svalu se nikdy neaktivují všechny jednotky najednou a nemusí respektovat anatomické členění svalu a může se aktivovat i různý počet bílých nebo červených jednotek. Jednotky jsou ve svalu disperzně rozptýleny a i proto se mohou jednotlivé části svalu chovat poměrně samostatně. Každý, i sebejednodušší pohyb, je výsledkem aktivity řady svalů a obvykle i celých svalových skupin (DYLEVSKÝ, 2007). Sval složený z různého počtu motorických jednotek představuje zdroj mechanické energie. Sval nepracuje vždy jako jeden celek, ale jednotlivé části svalu mohou pracovat i samostatně a to zejména u svalů plochých (VÉLE, 2006). BASMAJIAN (in VÉLE, 2006) uvádí, že tréninkem lze dokonce dosáhnout samostatné řízené činnosti i jednotlivých motorických jednotek.
- 4) Síla svalu je výsledkem působení elastické složky svalu a šlachy. Silové

působení v místě úponu šlachy není jen výsledkem kontrakce vyvolané interakcí molekul aktinu a myozinu, ale je i důsledkem napětí elastických složek svalu. Elastická síla roste nelineárně a její přírůstek je největší při maximálním protažení svalu (DYLEVSKÝ, 2007).

HAVLÍČKOVÁ A KOL. (2006) uvádí, že velikost svalové síly je dána velikostí fyziologického průřezu svalu, počtem zapojených motorických jednotek do činnosti a koordinovanou činností všech dalších svalů, které vytvářejí optimální podmínky pro uplatnění síly testovaného svalu. Z obecně funkčního hlediska je síla svalu určována kvalitou práce nervosvalového systému.

Funkčním podkladem síly je mohutnost svalové kontrakce (HAVLÍČKOVÁ A KOL., 2006). Sval se při svalové kontrakci zkracuje o 30 – 40 % své délky. Většina svalů je tvarově diferencována. Každý sval má charakteristické, geometricky specifické uspořádání vláken, které nazýváme svalová textura. Má-li sval paralelní úpravu vláken, má při 30 % zkrácení větší délku zdvihu, ale menší sílu. Koncentrace se totiž účastní méně svalových vláken, a proto se svaly s paralelní texturou upínají obvykle dále od osy kloubu. Zpeřené svaly mají menší délku zdvihu, ale větší sílu (DYLEVSKÝ, 2007).

Podle velikosti a charakteru podnětu, který vyvolává kontrakci a tím i vyvíjenou sílu, rozeznáváme sílu supramaximální, maximální, střední a mírnou. Supramaximální síla vzniká při elektrickém dráždění určitého svalu, kdy jsou podrážděny prakticky všechny motorické jednotky svalu. Volní maximální síla je závislá na motivaci testovaného, jeho schopnosti duševní koncentrace a stavu trénovanosti. Relativně maximální síla je v oblasti sportovního tréninku označována jako síla, kterou je schopen sportovec vyvinout při zdvihání břemene předem určeným počtem opakování v daném rytmu a bez pauz. Střední až mírná síla se hodnotí ve vztahu k rychlosti nebo vytrvalosti (HAVLÍČKOVÁ A KOL., 2006). Významným ukazatelem svalové funkce je maximální svalová síla. Maximální síla závisí kromě velikosti svalu i na míře nervové aktivace. Větší svalové síly může být dosaženo zvýšením počtu přijímaných motorických jednotek (DENIS, KORFF, 2009).

Sílu ve smyslu fyzikálním měříme dynamometry, vykonanou práci nebo výkon ergometry nebo ergografy (HAVLÍČKOVÁ A KOL., 2006). Změřit svalovou sílu je nesnadné a získané výsledky je nezbytné hodnotit opatrně (DYLEVSKÝ, 2007). Sval představuje jednotku, jejíž velikost odhadujeme klinicky svalovým testem. Tento test se nejlépe uplatňuje u svalů končetin a velkých svalů pletenců, kde dobře rozeznáváme

svalová bříška, šlachové úpony i fasciální obaly. Sval však je vždy součástí některého svalového řetězce. Izolované hodnocení svalu je proto pouze hrubým odhadem jeho funkce, protože se tímto lokálním testem sval vyčleňuje z řetězce, který má též vliv na probíhající pohyb (VÉLE, 2006).

Při každém svalovém stahu vzrůstá svalový tonus a mění se délka sarkomer, což způsobuje změnu délky svalových vláken a tím i celého svalu. Pokud se vzdálenost mezi začátkem a úponem svalu nezmění, nedochází k pohybu segmentu těla, dochází ke zkrácení masité části, kompenzované protažením šlašitých částí svalu s výrazným vzestupem svalového napětí. V tomto případě se jedná o kontrakci izometrickou a na jejím základě vzniká statická síla. Dochází-li ke zkrácení či prodloužení vzdálenosti mezi úpony svalu, vzniká kontrakce izotonická, koncentrická či excentrická. Takto vyvinutá síla je označována jako síla dynamická. V tělovýchovné praxi bývá síla dynamická dále rozlišována na sílu explozivní, charakterizovanou maximálním kontrakčním zrychlením, sílu rychlou, uplatňující se v cyklických pohybech, sílu pomalou tvořící přechod k síle statické a sílu vytrvalostní, která je kombinací síly středně rychlé s vytrvalostí (HAVLÍČKOVÁ A KOL., 2006).

Svalová síla má tři hlavní složky – izometrickou, izotonickou a izokinetickou, která je předmětem našeho zkoumání (PLACHETA A KOL., 1999).

### **2.2.1 Izokinetická síla hlezenního kloubu**

*„Izokinetická síla je schopnost dosáhnout maximálního silového výkonu v celém rozsahu pohybu při poměrně konstantní rychlosti“* (PLACHETA A KOL., 1999, s. 157).

Je založena na izokinetické svalové kontrakci, při níž jsou zapojeny větší skupiny svalů, dále musí být dodržena konstantní rychlost stahu a pohyb probíhá v celém rozsahu (PLACHETA A KOL., 1999)

Hlezenní kloub hraje významnou funkci pro pohyb (WEBER, PORTER, 2010). CYNTHIA ET AL (1997) zkoumali vliv izokinetické síly na funkčně nestabilní hlezenní kloub. Tato studie naznačuje, že izokinetická síla nehraje významnou roli při minimalizaci funkční nestability hlezenního kloubu. Další studie se zabývá vlivem izokinetického cvičení na hlezenní kloub u rekreačních sportovců s funkčně nestabilním hlezenním kloubem (SEKIR ET AL., 2007). Bylo prokázáno, že opakovaná zranění hlezenního kloubu způsobují mechanické proprioreceptivní poruchy. Tito autoři SEKIR

ET AL (2007) a CYNTHIA ET AL (1997) se shodují, že poranění hlezenního kloubu je jedno z nejčastějších zranění při sportovních aktivitách, dále uvádí, že hlavně proprioreceptivní mechanismus, který se nachází v kloubech, vazech, šlachách, ve svalech a v kůži, je nezbytný pro správnou funkci kloubu ve sportu a pro aktivity každodenního života. SEKIR ET AL (2007) uvádí, že propriorecepce spolupracuje s neuromuskulární kontrolou, která je potřebná pro přesný pohyb a přispívá ke svalové kontrakci zajišťující dynamickou kloubní stabilitu. Na druhou stranu ARNOLD ET AL (2009) shromáždili několik studií, které uvádí, že svalová slabost hlavně souvisí s funkčně nestabilními hlezenními klouby a tato síla a její rozvoj je důležitý při rehabilitaci. Určité množství síly pro stabilní hlezenní kloub a pro udržení správné posturální stability je však nezbytné (CYNTHIA AT AL, 1997). Síla dorzální flexe hlezenního kloubu je nezbytná pro udržení rovnováhy, pro schopnost chůze a pro výkon dalších nezbytných každodenních aktivit (FLANSBJER ET AL., 2011).

Věk, pohlaví, úroveň aktivity a dokonce i rasa mohou vést významnou roli při výkladu izokinetické síly. Reliabilnější měření izokinetické síly hlezenního kloubu získáváme při menších rychlostech (LATEGAN, 2006). FUGL-MEYER ET AL (1981, in LATEGAN, 2006) uvádí sílu plantární flexe hlezenního kloubu u sportovců 184 Nm (2,45 Nm/kg) a u jedinců se sedavým způsobem života 126 Nm (1,8 Nm/kg) a mladé populace 171 Nm, při rychlosti 30°. POULMEDIS (1985, in LATEGAN, 2006) měřil izokinetickou sílu hlezenního kloubu při rychlosti 30° u elitních řeckých fotbalistů, kde plantární flexe dosahovala hodnot 120 Nm a dorsální flexe 32 Nm. LATEGAN (2006) ve své studii se 438mi mladými muži uvádí naměřené hodnoty při rychlosti 30° u dorzální síly hlezenního kloubu minimální 17 Nm (0,22 Nm/kg) a maximální 55Nm (0,75 Nm/kg) a u plantární flexe minimální 57 Nm (0,61 Nm/kg) a maximální 197 Nm (2,80 Nm/kg).

U hlezenního kloubu je obvykle hodnocena síla plantární a dorsální flexe v jednom ze dvou způsobů: buď při napnutém kolenu nebo při flexi v kolenu zhruba 90°, která snižuje podíl musculus triceps surae na plantární flexi (LATEGAN, 2006).

### **2.2.2 Izokinetická dynamometrie**

Izokinetická dynamometrie je založena na měření maximálního svalového výkonu daných svalových skupin v celém rozsahu pohybu při zachování konstantní rychlosti pohybu. Současně přístroje umožňují testovat svalovou sílu při různých rychlostech

pohybu (KOLÁŘ, 2009). Autoři VAŘEKA A KOL. (2009) a DVIR (2004 in CHVOJKA, 2011) se shodují, že izokinetická dynamometrie se zabývá vytvářením proměnlivého odporu a jeho měření a používá se výhradně k měření velikosti volní kontrakce. Autoři se dále shodují, že to znamená, že roli hrají kromě fyziologických a mechanických faktorů i faktory psychologické, neboť základními komponenty testování jsou i motivace a spolupráce. DVIR (2004 in CHVOJKA, 2011) uvádí, že pojem izokinetika se vztahuje ke konstantnímu typu rychlosti. Souvisí s určitou situací, ve které sval nebo svalová skupina působí proti přizpůsobenému odporu, který způsobuje, že se segment těla pohybuje v rámci předem definovaného pohybu konstantní rychlostí. Izokinetickou dynamometrii lze rovněž využít k měření svalového výkonu, který může být zahájen nedobrovolně, například u pacientů trpících následky křečovitě obrny (VAŘEKA A KOL., 2009). Izokinetická dynamometrie je považována za objektivní spolehlivý diagnostický nástroj k měření síly (DVIR 2004 in CHVOJKA, 2011).

Izokinetické dynamometry jsou technicky náročné, robustní a nákladné. Samozřejmostí je jejich řízení a zpracování dat počítačem (PLACHETA A KOL., 1999). Všechny izokinetické dynamometry pracují na stejném principu: rameno páky, se kterým je testující v kontaktu, se pohybuje předem nastavenou úhlovou rychlostí (PAV – preset angular velocity). To je umožněno skutečností, že tlačí-li testující do podložky silněji, přístroj zvětší odpor, ale rychlost zůstává konstantní. Odpor je tedy proměnlivý a odpovídá změnám svalové síly v jednotlivých úhlech pohybu. Předností izokinetických dynamometrů jsou snadná, technicky nenáročná cvičení a jejich bezpečná realizace u širokého spektra cvičenců, včetně netrénovaných jedinců a rekonvalescentů, dále vysoká reliabilita (korelační koeficient se pohybuje 0.93 – 0.99) a obsahová validita přístrojů vzhledem k výkonnosti svalů. Je třeba uvést, že někteří autoři tyto přednosti zpochybňují a poukazují na nedokonalost přístrojů vzhledem k produkci izokinetické síly v celém rozsahu pohybu, a to především u vyšších rychlostí pohybu. Zpochybňován bývá také přenos tréninkových efektů do sportovních výkonů vzhledem k malé specifčnosti cvičení a tím i přínos pro tréninkovou praxi (VAŘEKA A KOL., 2009).

Izokinetické přístroje poskytují informace o mechanickém výkonu svalových skupin a testování je obvykle složeno z menšího počtu maximálních kontrakcí, které umožňují získat reprezentativní křivku momentu síly vzhledem k poloze (MAP – moment angular position) (VAŘEKA A KOL., 2009). DVIR (2004 in CHVOJKA, 2011) uvádí, že mezi nejčastěji měřené parametry patří moment síly (torque), který je produkován svaly při



rotačních pohybech a určité úhlové rychlosti. Je měřen v plném rozsahu pohybu. Hodnota momentu síly může být udaná jako maximální (peak torque) nebo jako hodnota průměrná (average torque). Moment síly, který je generován svalem, je roven násobku délky ramene a hodnoty síly naměřené snímači dynamometru a hmotností končetiny.

Při hodnocení izokinetické síly je jedním z problémů stanovení norem, protože izokinetické dynamometry nabízejí širokou škálu používaných rychlostí a měření jak excentrické, tak koncentrické síly, je třeba stanovit normy pro každou z nich zvlášť (LATEGAN, 2006). Řada studií poukazuje na vysokou korelaci mezi výsledky izokinetického měření síly a sportovním výkonem. Tato měření jsou vhodným nástrojem detekce změn v úrovni síly i sledování dynamiky změn v rámci tréninkového období. Studie rovněž potvrdily možnost využití výsledků z izokinetického měření síly pro predikci zastoupení jednotlivých typů svalových vláken ve svalech (VAŘEKA A KOL, 2009). Mezi nejznámější izokinetické přístroje patří Kin Com, Isomed, Biodex a Cybex, který byl využit v našem výzkumu (VAŘEKA A KOL., 2009).

## 2.3 Stabilita

Pro přiblížení těchto dvou pojmů slouží níže uvedená podkapitola rovnováha a stabilita, protože právě stabilita je předmětem našeho výzkumu.

### 2.3.1 Rovnováha a stabilita

*„Ve stavu rovnováhy jsou všechny síly působící na těleso vyrovnány, těleso je v klidu“* (VÉLE, 1995).

Rovnováha se nevztahuje jenom na těleso jako na celek, ale i na jeho segmenty. V živém organismu se rovnováha týká i stavu, kdy je udržovaná určitá poloha segmentů svalovou činností. Mluvíme poté o dynamické rovnováze. Rovnováha je jednou z nejdůležitějších funkcí, je pokládána za jádro pohybové koordinace. V biomechanice je definována jako stav, ve kterém výslednice působících sil je rovna nule. Udržuje se jejím permanentním obnovováním, ale i v prostém klidovém postoji lidské tělo nepatrně, okem nepozorovatelně kolísá. Dobrou rovnováhovou schopnost má jedinec, který vnímá již malé výkyvy, zavčas a rychle je dokáže zkorigovat změnou svalového tonu příslušných skupin či vyrovnávacími pohyby různých částí těla. Udržování a obnovování rovnováhy je komplexní děj, který vyžaduje perfektní souhru nervového, sensorického, řídicího a motorického systému a pohybového aparátu. Rovnováhové schopnosti členíme na statickou a dynamickou schopnost a balancování předmětu (MĚKOTA; NOVOSAD, 2005). Statickou schopnost chápeme jako schopnost udržet tělo v určité klidové poloze. Dynamická rovnováha je schopnost provést pohybový úkol na úzké ploše nebo pohyblivém předmětu.

Ve statické poloze tělo jako celek nemění svou polohu v prostoru. Každá statická poloha (vzpřímený stoj, sed apod.) obsahuje děje dynamické. Při zaujetí stálé polohy nejde o statický stav, ale spíše o určitý proces, který čelí přirozené labilitě pohybové soustavy, která je pro pohyb nutným předpokladem. Nejedná se tedy o jednorázové zaujetí stálé polohy, ale kontinuální zaujímání stálé polohy. Schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k zamyšlenému nebo neřízenému pádu, nazýváme posturální stabilitou (KOLÁŘ, 2009).

DISTEFANO ET AL. (2009 in PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012) uvádí, že některé studie zaměřené na rozvoj rovnováhy a koordinace byly spojeny s nižším výskytem

zranění na dolních končetinách.

Termínem stabilita označujeme míru úsilí potřebného k porušení rovnováhy tělesa ležícího v gravitačním poli. Těleso se nachází ve stavu stabilním, pokud je zapotřebí vynaložit značné úsilí k porušení této rovnováhy.

„Schopnost udržovat rovnováhu v podmínkách nestability patří k základním pohybovým dovednostem.“ (VÉLE, 1995, s. 76).

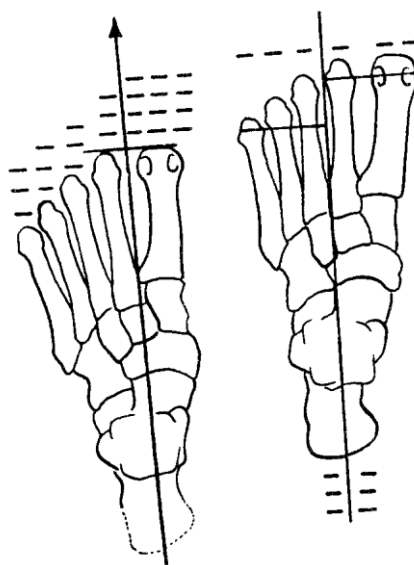
Spolehlivost a bezpečnost poloh se opírá o stabilitu systému, která je vnímána jako polohová nebo pohybová jistota a je důležitým činitelem při hodnocení motoriky (VÉLE, 2006).

Faktory ovlivňující stabilitu jsou uvedené níže v Tabulce 1.

Tab. č. 1: Faktory ovlivňující stabilitu (VÉLE, 1995)

Fyzikální	Neurofyziologické
Oporná plocha	Psychické procesy a vlivy vnitřního prostředí
Hmotnost	Faktory nastavující excitabilitu
Poloha těžiště	Spouštějící pohybové programy
Charakter kontaktu těla s opornou plochou	Zpětnovazebné
Postavení a vlastnosti hybných segmentů	

Stabilitu ovlivňují biomechanické a neurofyziologické faktory. Mezi biomechanické faktory patří velikost opěrné plochy (KOLÁŘ, 2009). Stabilita je přímo úměrná velikosti opěrné plochy a jejím vlastnostem. Bezpečné přilnutí nohy k terénu je zárukou stability a jistoty stoje a chůze. Oporná plocha je dána lichoběžníkem ohraničeným čarami, které spojují paty, zevní okraje nohou a bříška metatarzů. NORTON (1952 in VÉLE, 1995) uvádí, že při zátěži plochy u symetrického stoje je z celkově 24 dílů každá noha zatížena 12 díly, z toho 6 dílů připadá na patu, na metatarzy druhého až čtvrtého prstce po 1 dílu, na metatarz palce 2 díly (viz obr. 1). Stabilita se zvyšuje tím, že rozšiřujeme opornou plochu báze ve směru působení zevní síly.



Obr. 1

Zátěž nohy ve stoji na obou vpravo a na jedné noze vlevo (VÉLE, 1995)

Osoby vyšší hmotnosti mají větší stabilitu. Osoby většího vzrůstu mají těžiště umístěno výše jejich stabilita je tedy o něco menší nežli stabilita osob růstu nižšího. Stabilita je nepřímo úměrná výšce těžiště (VÉLE, 1995). Hypermobilita zpravidla souvisí se zmenšenou stabilitou (LEWIT, 2004).

Při stabilizaci hraje velkou roli průmět těžiště, který má spadat do středu oporné plochy pro dosažení maximální stability stoje. Při pohybu průmětu těžiště směrem k hranicím oporné plochy stabilita klesá (VÉLE, 1995). Můžeme to pozorovat při zvedání předmětu jednou rukou, kde se těžiště vychýlí na stranu, vzniká instabilita.

Základní podmínkou stability ve statické poloze je, že se musí těžiště v každém okamžiku promítat do opěrné báze, nemusí se však promítat do opěrné plochy. Opěrná plocha je část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem. Opěrná báze je celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy, zpravidla větší než opěrná plocha. Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině. Naopak během lokomoce vektor tíhové síly nemusí směřovat přímo do opěrné báze, tato zásada je porušena. V takovém případě musí být ligamenty a svaly udržován trvalý otáčivý moment nebo je nutná značná svalová síla pro udržení rovnováhy. Nerovnovážný stoj zprvu koriguje vyšší svalová aktivita s doprovodnou hypertonií příslušného svalstva

(KOLÁŘ, 2009).

Provazolezci tento průmět těžiště vyrovnávají tyčí, chodci na slackline upažují, aby udrželi rovnováhu. Pro dobrou stabilitu musí mít noha schopnost přilnout k terénu takovým způsobem, aby byl zajištěn přes nožní klouby převod zátěže na podložku. Nevhodná obuv zhoršuje adaptabilitu nohy ve styku s terénem, a tak může zhoršovat podmínky stability. V současné době není známo, zda lidské reakce na sportovní povrch jsou závislé na tření nebo odpružení, vlivem na změny povrchů se zabývala studie STILESE ET AL. (2007). Studie WORSFOLDA ET AL. (2009) testovala různou obuv při golfovém úderu, uvádí, že boty mají vliv na stoj i na celkový tlak, který působí ploska nohy na podložku. Také poloha jednotlivých segmentů ovlivňuje stabilitu. Segmentované těleso je staticky stabilní tehdy, jestliže těžnice prochází středy jednotlivých segmentů. Vybočení jednoho segmentu jedním směrem je potřeba vyrovnat vybočením jiného segmentu opačným směrem. Zvýšená tuhost tkání zvyšuje stabilitu, snížená tuhost ji snižuje. Příkladem je změna vlastností ligament kolenního kloubu (VÉLE, 1995). SCHWEIZER ET AL. (2005) zkoumali, zdali lezení může být typem rehabilitačního cvičení na zlepšení stability a koordinace kotníku. Měření probíhalo pomocí izokinetického dynamometru cybex, kterým se měřila maximální síla hlezenního kloubu v plantární a dorzální flexi a pomocí footscanu se měřila migrace bodu tlaku. Výsledky ukázaly, že lezci mají vyšší úroveň dorzální flexe a nižší výchylky bodu tlaku.

*„K průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy slouží jak informace z vestibulárního orgánu, tak i prorioreceptivních čidel ve svalech, šlachách, kloubních pouzder a ligamentech. Signalizace z vnitřního prostředí systému poskytuje informace o změnách postavení hlavy a jednotlivých tělesných segmentů“* (VÉLE, 1995, s. 78).

Důležitá je i aference optická a akustická, umožňuje anticipaci vhodného držení a příslušného stabilizačního mechanismu postupem dopředné vazby podle informací přicházejících ze zevního prostředí telereceptorem, který umožňuje krátkodobou predikci situace a tím včasnou předvolbu vhodného posturálního programu. K řízení stabilizace určité polohy je zapotřebí mít vytvořeny určité základní vzory (VÉLE, 1995).

*„Stabilizační mechanismus vzpřímeného stoje spočívá na oporné stabilizační funkci dolních končetin a stabilizační schopnosti páteře.“* (VÉLE, 1995, s. 80).

Z tohoto důvodu je stabilizace do stran z hlediska končetin snazší než stabilizace ve

směru předozadním. Ke stabilizační schopnosti přispívá také, že kyčelní a kolenní kloub lze v určité poloze uzamknout a v této poloze se oporné pilíře končetin stabilizují mechanicky. Stabilizace páteře je realizována dynamickou činností páteřních svalů. Jestliže je stabilizační systém jakkoliv oslaben a to jak fyzicky, tak psychicky, dochází ke špatnému držení a přetěžování posturálního aparátu. Antagonisté a agonisté jsou schopni velmi jemné regulace polohy při současné stabilizaci systému. Při stabilizaci se nejprve zapojují silnější svaly a drobné hluboké svaly, poté silnější povrchové (VÉLE, 1995).

Zhoršenou stabilitu provázejí subjektivní pocity, které označujeme jako nejistotu a závrať. Udržování stability při pohybu je někdy provázeno nepříjemnými pocity nestability, nejistoty, ataxie až strachu z pádu, tyto pocity nejistoty zhoršují pohybovou koordinaci, prostorovou orientaci a celkový pohybový výkon, mohou vést k pádu až ke vzniku traumat. Závrať je vyšší stupeň nejistoty, postižený má pocit nestability okolí, což vzniká poruchou prostorové orientace (VÉLE, 1995).

Rozeznáváme dva typy stabilizace, vnitřní stabilizaci segmentovou provádějí krátké svaly páteře, tvořící hluboký stabilizační systém, vnější stabilizace celková probíhá v jednotlivých sektorech páteře. Stabilizace větších úseků nebo celého osového orgánu je náročnější než stabilizace segmentová (VÉLE, 2006). Statickou stabilitu tvoří tři stabilizační pilíře, tvořící jeden pevný ohebný sloup páteře. Přední pilíř tvoří těla obratlů, která jsou proložena meziobratlovými ploténkami a pevně svázána ligamenty. Postranní dva pilíře jsou tvořeny kloubními výběžky, jsou zpevňovány také ligamenty a kloubními pouzdry. Statická strukturální stabilita se označuje za stabilitu vnitřní. Dynamická stabilita páteře je zajišťována silou svalů a pružností vaziva, je označována za stabilitu vnější.

DYLEVSKÝ (2009) uvádí stabilitu osového systému jako schopnost fixovat tzv. klidovou konfiguraci páteře, která je daná tvarem obratlů a zakřivením páteře jako celku, a toto základní postavení udržet i při fyziologickém rozsahu pohybu. Jedná-li se o udržení klidové konfigurace páteře, mluvíme o statické stabilitě. V případě fixace změn, ke kterým dochází při pohybu, považujeme tento stav za stabilitu dynamickou. Statická stabilita je podmíněna třemi stabilizačními pilíři páteře podobně jako u VÉLEHO (2006). Přední pilíř formují obratlová těla s meziobratlovými destičkami provázanými podélnými vazy. Dva postranní pilíře tvoří kloubní výběžky, pouzdra intervertebrálních kloubů a vazy svazující sousedící obratle. K systému statické stabilizace řadíme i

pletenec horní a dolní končetiny a kostru hrudníku. Z funkčního hlediska celý systém statické stabilizace reprezentuje ochranu míšních struktur a pružný přenos a tlumení nárazů vznikajících při chůzi, skocích apod. na struktury centrálního nervového systému. Dynamická stabilita osového systému je zajišťována pružností axiálních vazivových struktur a svaly. Dynamická funkce vaziva je chápána ve vztahu k axiálním svalům. Ve vazivu se akumuluje část energie, kterou generují svaly při své aktivizaci a vazivo svoji pružností působí jako brzda, tlumí nárazy, které vznikají při náhlých pohybech. Vazivo zajišťuje přenos svalového stahu (svalové síly) na často velmi vzdálené struktury. Vazivo je také zdrojem a aferentací, které po zpracování v centrálním nervovém systému zajišťují pracovní nastavení – dynamickou stabilitu příslušných segmentů a sektorů osového systému (DYLEVSKÝ, 2009).

Posturální stabilizaci chápeme jako aktivní svalové držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem. Jedná se o svalovou aktivitu zpevňující segmenty těla proti působení zevních sil, především tíhové síly. Za statické situace (ve stoji, sedu apod.) je prostřednictvím svalové aktivity zajištěna relativní tuhost skloubení koordinovaná koaktivační aktivitou agonistů a antagonistů, která umožňuje v dané poloze vzdorovat gravitační síle. Zpevnění segmentů umožňuje dosažení vzpřímeného držení a lokomoci těla jako celku. Bez koordinované svalové aktivity by se naše kostra zhroutila – hovoříme o posturální stabilizaci. Posturální stabilizace působí nejen proti gravitační síle, ale je součástí všech pohybů, a to i když se jedná o pohyb pouze horních nebo dolních končetin (KOLÁŘ, 2009).

### **2.3.2 Stabilometrie**

Stabilometrie se zabývá studiem a měřením posturální stability spontánních a aplikovaně stimulovaných pohybů těla objektu ve stojící pozici. Platformová stabilometrie měří výchylky těla ve vzpřímeném stoji pomocí stabilometru. Předpokladem je, že stabilometr představuje platforma, která snímá působící sílu. Stabilogram je graf znázorňující výchylky těla jako funkci v čase. Statokineziogram je graf, který znázorňuje pohyby těla ve stoji jako výchylky těla v horizontální rovině. Nejjednodušším přístrojovým vyšetřením je sledování zátěže při symetrickém stoji na dvou osobních pérových vahách. Stranový rozdíl má být menší než 10 % hmotnosti těla a kolísání hodnot menší nežli 2 % tělesné hmotnosti. Symetrický stoj je neekonomický a lze jej udržovat jen krátkou dobu (VĚLE, 1995). Dalším již složitějším zařízením je

kefalograf, který registruje mechanicky horizontální pohyb hlavy při stožení. Cervitomograf polohy a pohyby hlavy snímá čidly a převádí je na elektrické impulzy vyhodnocované počítačem. Moderní a rychlou vyšetřovací metodou je posturograf. Chceme-li sledovat proces udržování polohy, postavíme člověka na měřicí desku, která je schopna podle poměru zátěže ve čtyřech bodech platformy rekonstruovat pohyb průmětu těžiště do oporné báze. Lze porovnávat stupeň stability při otevřených nebo zavřených očích, při rozšíření nebo zúžení oporné báze, při pohledu na změnu okolního prostředí nebo sledovat reakci na labilní oporu, pohyb oporné báze nebo stoj na pěnové gumové podložce apod. Vyšetření se provádí po dobu 10 – 30 s. Hodnotí se plocha a dráha opsané křivky vektory korekčních podnětů (VÉLE, 1995).

Přesnější měření rovnováhových schopností a tedy i posturální stability provádíme na stabilometrických přístrojích. Vyšetření se provádí na statické nebo pohyblivé balanční plošině, která se buď pohybuje dle zadaného programu, nebo měří staticky rozložení váhy pomocí několika snímačů tlaku (FUNDA, 2008). Spolu se standardizovanými testy stoje je posturografie považována za objektivní metodu pro měření posturální stability a můžeme ji provádět pomocí různých stabilometrických přístrojů a metod zpracování dat. Pomocí těchto metod sledujeme indikátory jako je velikost výchylek v předozadním a bočním směru, rychlost vychylování v předozadním a bočním směru a celkovou plochu stoje. Dále můžeme měřit centrum tlaku (COP – Center of Pressure), což je označení pro střed rozložení tlaku, kterým působí proband na plošinu. Je to bod, do kterého je promítán vertikální vektor síly. Z metodologického hlediska je COP přímým indikátorem stabilizace, ale současně nepřímým indikátorem latentního teoretického konceptu, kterým je posturální stabilita (JANČOVÁ, 2009). COP je jedním z nejčastěji měřených veličin pomocí tlakové desky, důkazem nám jsou studie THIJSE ET AL. (2007), které pomocí plantárního měření tlaku zkoumaly vliv chůze na funkci kolenního kloubu nebo studie DE COCKA ET AL. (2008), které pomocí více footscanů vedle sebe, přes které jednotliví probandi běželi, měřily trajektorii těžiště a centrum tlaku nohy. Cílem bylo přesně popsat trajektorii centra tlaku u běhu na bosých nohou. Výsledky ukázaly, že vliv na celkovou dráhu těžiště mají i významné rozdíly mezi chodidly.

Tyto veličiny můžeme měřit pomocí několika přístrojů. Mezi nejčastěji používané patří Kistlerova deska, Tetrax a plošina Wii Fit Balance Board.



Kistlerova deska je čtvercového nebo obdélníkového tvaru připevněná většinou na čtyři piezoelektrické snímače, které jsou umístěné v rozích desky. Tlakem probanda na podložku dojde k posunu a ten se zobrazí ve formě aktuálních souřadnic COP na ose x a na ose Y (JANČOVÁ, 2009).

Tetrax jsou dvě samostatné desky s dvěma vahami. Tento systém měří a vyhodnocuje stabilitu vzpřímeného postoje, rozložení hmotnosti ve stoji na čtyřech plochách, rychlost pohybu těla a synchronizace pohybu chodidel. U většiny těchto přístrojů se jako kritérium stability postoje nejčastěji používá rychlost pohybu těžiště a délka jeho dráhy v předozadním a bočním směru. Plošina Wii Fit Balance Board je bezdrátová podložka s několika senzory tlaku schopna měřit místa zatížení. Umožňuje tak změřit rozložení váhy, spočítat celkovou váhu a také centrum těžiště pacienta stojícího na plošině. Deska obsahuje celkem čtyři snímače tlaku umístěné v rozích (Funda, 2008).

Dalším ze systému pro měření dynamické plantografie je RS Scan International – systém footscan<sup>®</sup>.

Při mnoha výzkumech pro větší přesnost výsledků se používá více těchto přístrojů dohromady, jak uvádí studie GINCKEL ET AL. (2009), kteří pomocí footscanu a kistler desky zkoumali rizikové faktory Achillovy paty u populace nových běžců. WILLEMS ET AL. (2007) uvádí, že pomocí footscanu a 3D kinematiky zjišťovali příčiny vzniku stresových zlomenin, bolestí okostic a holení jako následky sportování. Pomocí footscanu měřili tlakové zatížení plosky nohy, které jim ukazovalo dysfunkce nohy, které pak vedly ke špatnému zatěžování končetin a tím napomáhaly vzniku stresových zlomenin, zánětu okostic či bolestí holení.

Studie OOSTERLINCKA ET AL. (2010) zjišťovala pomocí footscanu příčiny kulhání během chůze a klusu u poníků.

### **2.3.3 Dynamická plantografie**

Dynamická plantografie je vyšetřovací metoda, u které je pomocí tlakové plošiny měřeno rozložení tlaku pod ploskou, obvykle při chůzi či různých modifikacích stoje. Název dynamická plantografie je odvozen od měření, které probíhá v určitém čase a dochází při něm ke změnám hodnot sledovaných parametrů. I klidný, vzpřímený stoj je pouze „kvazistatická“, nikoliv čistě statická poloha. Metoda je využívána především v rámci základního výzkumu chůze, vzpřímeného stoje, jejich patologií a modifikací. Uplatňuje se v ortopedii, neurologii, rehabilitaci, ortotice či hipoterapii, případně ve

sportovní medicíně a tréninku. V České republice jsou v současné době využívány tyto systémy: Emed, tlakové vložky do bot Pedar, které jsou modifikací systému Emed, Baropodometr a footscan. Významnou součástí těchto systémů je sofistikovaný systém, který umožňuje vyhodnotit velké množství snímaných dat. (VAŘEKA A KOL., 2009).

K měření jsou využívány tlakové plošiny s vysokou hustotou senzorů. Měřicí plošina je složena z několika vrstev, z nichž nejnižší je spodní ochranná vrstva např. z gumotextilu a nejvyšší je horní ochranná vrstva, která musí být dostatečně pevná k ochraně senzorů a zároveň elastická k přenosu tlaku. V našem výzkumu byla použita plošina footscan. Tyto plošiny jsou dlouhé 0,5 m, 1 m nebo 2 m při šířce 0,4 m. Při výpočtu senzorů je třeba brát v úvahu, že aktivní plocha je vždy o něco menší než plocha celková. Nejzranitelnějším místem celého zařízení je spoj mezi měřicí plošinou a kabelem, proto je vhodné jej zajistit proti nadměrným posunům například fixací kabelu k plošině a k podlaze pomocí lepicí pásky. Tlakových senzorů existuje celá řada, v plantografických plošinách jsou nejčastěji používány kapacitní a odporové senzory. Snímací frekvence kapacitních senzorů je maximálně 100 Hz, což je frekvence dostačující pro vyšetření chůze, ale již nevhodná pro vyšetření sprintu či skoku. Vysoká přesnost a opakovatelnost měření je předností těchto senzorů. U systému footscan jsou používány odporové senzory, které jsou tvořeny dvěma plochými kruhovými vodiči, mezi kterými je vrstva vodivého uhlíkového prachu nebo inkoustu. Při zatížení dojde k propojení obou vodičů, přičemž odpor klesá v závislosti na zvyšování tlaku. Tyto senzory jsou velmi tenké a při opakovaném používání klesá jejich citlivost, což omezuje spolehlivost měření. Dalším technickým parametrem je snímkovací frekvence, systémy footscan mohou snímat data s frekvencí až 500 Hz, ale pouze po dobu dvou vteřin. Při synchronizaci s jiným měřicím zařízením je nezbytné nastavit shodnou snímací frekvenci obou přístrojů. Snímací frekvence je také závislá na připojeném počítači či notebooku. Důležitým opatřením je opakovaná kalibrace zhruba každé dva týdny. Zpracování velkého množství dat umožňuje počítač s příslušným softwarem, kdy výsledkem jsou tabulky a grafy zachycující jak rozložení tlaku pod ploškou, tak i další z něj odvozené parametry např. Centre of Pressure (COP), který byl použit i v našem výzkumu, a jejich změny při stožení a jeho modifikacích či během oporové fáze krokového cyklu (VAŘEKA A KOL., 2009).

COP je působiště vektoru reakční síly. U použití tlakových plošin se vypočítá z aktuální distribuce tlaku v dané ploše. Polohu a trajektorii COP lze sledovat jak při chůzi, tak při

(kvazi)statických činnostech. Pro stabilometrii systém footscan nabízí modul, který umožňuje vyhodnotit změny polohy COP při (kvazi)statickém vzpřímeném stoji a dalších činnostech, při kterých nedochází ke změně postavení nohou na měřicí plošině nebo tyto změny jsou minimální. Častou chybou je záměna COP s COG (centre of gravity), což je průmět těžiště do podložky, či dokonce přímo s těžištěm COM (centre of mass). Polohu těžiště, ani jeho průmět do podložky, nelze přímo určit z měření na tlakových plošinách (VAŘEKA A KOL., 2009).

Naměřená data jsou ukládána do databáze, která umožňuje jejich opětovné hodnocení, kopírování či export do jiných formátů (VAŘEKA A KOL., 2009).

Za účelem získání biomechanicky podrobných informací o rozložení tlaku na plosce nohy začal vývoj systému zvaný footscan. Tyto systémy jsou neustále vyvíjeny, aby zajišťovaly snímání tlaku pomocí nejmodernějšího systému plošin nebo vložek. Plošiny jsou využívány k měření statických i dynamických parametrů na bosých i obutých nohách. Ke snímání dynamických parametrů nohy v obuvi slouží vložkové systémy. Footscan systém poskytuje kromě dynamických a statických parametrů tlaků důležité informace o celkovém pohybu nohy, časových a prostorových parametrech odvíjení chodidla i celé chůze (CIESLAROVÁ, 2011).

## 2.4 Stabilita, rovnováha, svalová síla u chodců na slackline

Chůze po laně není jen způsob trávení dlouhých chvil, ale má blahodárné účinky na zlepšování rovnováhy a to zejména rovnováhy dynamické a na celkovou svalovou sílu dolních končetin a zpevnění středu těla (BALCOM, 2005). Chůze na slackline rozvíjí rovnováhu, čím déle se člověk na slackline udrží, tím si více zvyká na vibrační podmínky a elastické vlastnosti slackline. Chůzí na slackline se dají trénovat fyzické a koordinační schopnosti zejména rovnováha (THOMANN, 2010). Chůze na slackline klade vysoké nároky především na rovnovážnou schopnost, a to především na dynamicko-rovnovážnou, která umožňuje přesun těla na úzké ploše ve směru vertikálním a horizontálním. Také staticko-rovnovážná schopnost je velice důležitá. Ta umožňuje udržet tělo ve vratké poloze.

Udržováním rovnováhy na slackline se prvořadě hodí k rozvoji a zlepšení koordinačních schopností. Na základě malého pohybového prostoru jsou pohyby na slackline velmi náročné (BACHLE, HEPP, 2010). HUBER, KLEINDL (2010) se zabývali základními procesy, které umožňují sportovci stabilizovat své tělo ve vysoce nestabilním prostředí. Udržení rovnovážné polohy na slackline je kombinací podporného bodu těla těžištěm, gravitací a fixními místy slackline, pokud těžiště leží mimo tento systém, hýbe těžištěm z rovnovážného bodu, dochází k balancování. Změny v „uspořádání těla“ a elastické vlastnosti slackline umožňují použití síly, která nakonec může obnovit rovnovážný stav. Hlavním přínosem této změny je pohyb pažemi a lze také uplatnit vyrovnávání na jedné noze. Ztráta energie vede k oscilaci, což souvisí právě s elastickými vlastnostmi slackline. Obecně platí, že slackline má podobné elastické vlastnosti jako trampolína, ale oproti trampolíně nabízí jen malou plochu opory a právě tato malá a pružná plocha opory je hlavním rozdílem mezi chůzí na slackline a klasickým rovnovážným tréninkem, kde jsou cviky více méně neměnné v čase, ani v prostoru. TAUBE, LEUKEL, & GOLLHOFER (2008 in PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012). PFUSTERSCHMIED ET AL.(2012) zkoumali, jestli chůze na slackline může ovlivnit posturální stabilitu. Hlavním zjištěním této studie bylo, že chůze na slackline opravdu zlepšuje posturální stabilitu a to nejen v nestabilním postoji, ale i ve stoju stabilním, z čehož vyplývá, že zůstatek získaných dovedností z tréninku chůze na slackline může být využit při jiných pohybových úkolech. Také se zvětšil rozsah kyčelního a kolenního kloubu, což přispívá ke zlepšení rovnováhy a

snižuje úrazovost dolních končetin.

Chůze na slackline je dynamickým pohybem a pro udržení rovnováhy je zapotřebí mnohem většího úsilí a zapojení více mechanismů než je potřeba u udržení rovnováhy na pevné opoře. (PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012). S cílem udržet pozici těla proti gravitaci při chůzi na slackline zapojujeme muskuloskeletární systém, nervový systém a kloubní mobilitu Shumway-Cook & Woollacott (2007 in PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012). Na základě vysokých nároků spojených s posturální stabilitou, které vyžaduje chůze na slackline, se dá předpokládat, že chůze na slackline může vést ke zlepšení rovnováhových schopností a zlepšení celkové posturální kontroly v jiných balančních situacích, jako je například lyžování či bruslení. Rovnováhový trénink nemusí ovlivňovat přímo jednu polohu, ale zlepšení rovnováhy obecně (PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012).

V průběhu pohybů například na končetinách je uvolněná jen ta část končetiny, která je v pohybu. Ostatní části jsou stabilizovány činností svalů stabilizačních neboli fixačních. Tyto svaly nám umožňují daný pohyb tím, že zpevní část těla, ze které pohyb vychází. Nepodílejí se na pohybu přímo, ale udržují například končetinu a její pohybující se části v postavení, které je k vykonávání daného pohybu nejvhodnější (ČIHÁK, 2001). Abychom vyrovnali nerovnováhu, která nastane při pohybu na slackline a udrželi se na popruhu, musíme zatnout všechny svaly i ty nejmenší, zejména ty v oblasti tělesného jádra (MAGNESS, 2006).

GRANACHER ET AL. (2010 in PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012) uvádí, že chůze na slackline může zlepšit i rozvoj maximální síly dolních končetin.

## **3 Cíle a úkoly práce**

### **3.1 Cíle práce**

Cílem naší práce je posoudit vztah úrovně stability a síly dorzální a plantární flexe u vybraného souboru studentů FTVS, kteří se věnují chůzi na slackline.

### **3.2 Hypotéza**

- 1) Celková dráha bodu tlaku ve stoji na jedné noze bude nižší u chodců na slackline, kteří budou prokazovat vyšší úroveň dovedností v chůzi na slackline.
- 2) Celková dráha bodu tlaku ve stoji na jedné noze bude nižší u chodců na slackline než u kontrolní skupiny.
- 3) Maximální i průměrný moment síly dorzální a plantární flexe bude vyšší u chodců na slackline, než u kontrolní skupiny.

### **3.3 Úkoly práce**

Ke splnění cílů naší práce bude nutné vypracovat následující úkoly:

1. Na základě poznatků z odborné literatury a na základě vyplnění dotazníků od oslovených chodců na slackline určit baterii testů dovedností v chůzi na slackline, dále určit testy zaměřené zejména na testování průměrné síly dorzální a plantární flexe pomocí izokinetického dynamometru.
2. S vybraným souborem provést dovednostní testy na slackline.
3. S vybraným souborem probandů provést Flamingo test pomocí dynamické plantografie a test maximálního i průměrného momentu síly dorzální a plantární flexe pomocí izokinetického dynamometru.
4. Zpracovat a vyhodnotit výsledky.

## 4 Metodika

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor byl složen ze dvou skupin. První soubor tvořilo 9 jedinců s pravidelnou alespoň dvouletou zkušeností chůze na slackline ve věku (průměr  $\pm$  směrodatná odchylka)  $25 \pm 0,9$  let o tělesné výšce  $180,8 \pm 6,4$  m a tělesné hmotnosti  $74,6 \pm 6,6$ . Kontrolní skupina bez nulových zkušeností chůze na slackline byla vyvážena dle věku, pohlaví, tělesné hmotnosti a tělesné výšky z řad pohybově aktivních jedinců (1 žena a 8 mužů ve věku  $22,9 \pm 0,8$  roku o tělesné hmotnosti  $73,3 \pm 8,9$  kg a tělesné výšce  $181,0 \pm 8,0$  cm). Jednalo se o studenty FTVS UK tělovýchovného směru, kteří se aktivně věnují sportu. Většina z nich se více věnuje jednomu sportu, ale jako studenti FTVS UK se nejrozličnějším sportům věnují každý den a považujeme je za všestranně sportovně zaměřené. Žádný z testovaných neuvedl skutečnosti, které by mohly ovlivnit průběh měření. Výzkum byl schválen etickou komisí FTVS UK a testovaní byli informováni o průběhu testování a svým podpisem dali souhlas k měření. Souhlas etické komise a vzor informovaného souhlasu je součástí příloh.

Pomocí expertního šetření, oslovením deseti expertů, byla stanovena dovednostní škála pro chůzi na slackline. Deseti odborníkům bylo posláno deset prvků, které měli ohodnotit na stupnici od jedné do deseti dle subjektivního pocitu obtížnosti prvku, kde jedna znamená nejlehčí a deset nejtěžší. Vypočítáním mediánů a následným seřazením prvků od nejlehčího po nejtěžší vznikla škála uvedená níže v tabulce č. 2. Za odborníky byli považováni jedinci, kteří se aktivně věnují chůzi na slackline a dění kolem slackline a účastníci závodů.

Tab. č. 2: Dovednostní škála prvků provedených na slackline

Číslo	Cvik
1	Stoj na pravé a levé noze
2	Přejítí slackline
3	Přejítí slackline tam a zpět s otočením
4	Přejítí slackline s naskočením na slackline
5	Klek
6	Přejítí slackline s rukama v bok
7	Sed
8	Výskok
9	Leh
10	Výskok s otočením o 180°

## 4.2 Použité metody

Realizace měření na Rs Scan international footscan system a Cybex Humac Norm probíhala v konstantních laboratorních podmínkách. Měření probíhalo v laboratořích na FTVS UK za standardních podmínek. Studenti prováděli jednotlivé testy bez speciální přípravy, pouze s krátkou instruktáží o provedení testu spojenou s názornou ukázkou.

### 4.2.1 Měření stability

Pro měření stability byla použita plantografická plošina FootScan (FootScan®, Belgium). Testován byl stoj na jedné noze tzv. Flamingo test s otevřenými očima po dobu 63 s. Střídavě byla testována pravá a levá končetina, vždy každá končetina dvakrát, kdy ve výsledcích uvádíme lepší pokus. Nestojná končetina byla ve flexi kolene přibližně ve 120°.

### 4.2.2 Měření síly

K měření síly dorsální a plantární flexe byl použit izokinetický dynamometr Cybex Humac Norm (Cybex NORM®, Humac, CA, USA). Během měření izokinetické síly docházelo k hlasité verbální motivaci. Byl měřen vždy jeden testovaný. Měření bylo prováděno vleže, kdy testovaná končetina byla podložena stabilizátorem tak, aby úhel v kolenní



dosahoval 90°. Druhá noha byla opřena o stabilní část. Samotný hlezenní kloub byl připoután pomocí dvou pásů k adaptéru dynamometru. Osa otáčení ramene dynamometru procházela hlezenním kloubem. Abychom minimalizovali zapojení jiných svalů, než svalů hlezenního kloubu, byl jedinec připoután popruhem v pasu a měl ruce zkřížené na prsou. Testovací protokol se skládal ze dvou úhlových rychlostí ( $30^{\circ} \cdot s^{-1}$  a  $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ ) s 5 a 15 opakováními plantární a dorzální flexe. Rozsah pohybu byl nastaven podle možností testovaného. U všech jedinců se pohyboval úhel rozsahu kolem 90°.

#### **4.2.3 Měření jednotlivých prvků na slackline**

Úroveň dovedností chůze na slackline byla měřena na popruhu 2,5 cm širokém a 10, 19 m dlouhém. Abychom zachovali co nejvíce konstantní podmínky, zavěšovali jsme závaží o hmotnosti 22 kg v délce 5.10 m, výška slackline v místě závěsu těžiště od země byla 73 cm před každým měřením daného probanda. Jednotlivé prvky byly prováděny v jedné třetině slackline.

Výsledky však mohou být ovlivněny aktuálním dispozičním stavem každého jednotlivce a různorodou aspirací k podávanému výkonu.

### **4.3 Vyhodnocení výsledků**

Výsledky prvního testovaného souboru jsme vyjádřili postupně u každého probanda zvlášť v níže uvedených tabulkách č. 3 a 4. Stabilita byla vyhodnocena pomocí celkové dráhy (TTW) bodu tlaku COP. CINGEL ET AL (2009) uvádí, že nejspolehlivějším parametrem pro měření izokinetické síly hlezenního kloubu je maximální moment síly (Peak torque – PT). Síla dorzální a plantární flexe byla hodnocena pomocí maximálního momentu síly (PT), který byl vtažen k tělesné hmotnosti. Dále byla hodnocena pomocí časového parametru doba (Time to peak – TP), která uběhne od začátku pohybu až po vyvinutí maximálního momentu síly (PT). Z testu chůze na slackline budeme uvádět čísla (viz tab. č. 2) jednotlivých pohybových prvků, které probandi zvládli.

Deskriptivní statistika (průměry a směrodatné odchyly) byla použita k charakteristice skupin ve sledovaných proměnných. Rozdíly mezi skupinami byly posuzovány jednoduchou analýzou rozptylu. Za statisticky významné byly považovány rozdíly na hladině  $p < 0,05$ . K hodnocení věcné významnosti jsme použili parciální koeficient  $\eta^2$ , který udává procento vysvětleného rozptylu závisle proměnné nezávisle proměnnou.

Výsledky byly zpracovány pomocí statistického programu SPSS pro Windows Version 11.0 (Chicago, IL, USA).

## 5 Výsledky

Nejlepší výsledky v chůzi na slackline prokazovali probandi č. 4, 5 a 8, kteří zvládli provést škálu všech deseti pohybových úkonů. Nejhorší výsledky probandi č. 1, 6 a 7, kteří zvládli provést jen první dva pohybové úkony.

Probandi dosahovali průměrných výsledků u testu Flamingo levá  $900 \pm 199,3$  mm a u testu Flamingo pravá  $792 \pm 134,1$  mm. Čím nižší tyto hodnoty, tím lepší úroveň. Většina probandů uvedla jako svoji dominantní končetinu končetinu pravou, což může mít za následek lepší výsledky právě u Flamingo testu pravá noha. Nejkratší dráhu bodu tlaku (COP) a to jak u pravé, tak u levé nohy měli proband č. 6 levá noha 655 mm a pravá noha 649 mm a proband č. 8 levá noha 679 mm a noha pravá 635 mm.

Proband č. 6, který prokazoval jeden z nejlepších výsledků u Flamingo testu, podal jeden z nejhorších výsledků na slackline a dosahoval průměrných výsledků u měření síly hlezenního kloubu. Oproti tomu proband č. 8, který taktéž prokazoval jeden z nejlepších výsledků u Flamingo testu, dosáhl jednoho z nejlepších výsledků na slackline a průměrných výsledků u měření síly hlezenního kloubu. Z těchto výsledků bychom mohli hodnotit, že izokinetická síla hlezenního kloubu není rozhodující při měření úrovně stability a úroveň stability není rozhodující při chůzi na slackline. Proband č. 5 prokazoval výrazně nejlepší výsledky v měření síly plantární flexe, jeden z lepších výsledků dorzální flexe, jeden z nejlepších výsledků u výkonu na slackline, ale jeden z nejhorších výsledků u Flamingo testu. Nejlepší výsledek u síly dorzální flexe prokazoval proband č. 3, který měl jeden z lepších výsledků při měření síly plantární flexe a u výkonu na slackline a jeden z nejhorších výsledků u Flamingo testu. Podle těchto výsledků bychom mohli říci, že úroveň izokinetické síly hlezenního kloubu neovlivňuje úroveň stability a úroveň stability neovlivňuje výkon pohybových dovedností na slackline.

Výrazně nejlepší výsledek u síly plantární flexe při rychlosti  $30^\circ$  prokazoval proband č. 5 (viz tab. č. 3). Nejvyšších hodnot u dorzální flexe dosahoval proband č. 3 (viz tab. č. 3) Nejnižší výsledky u měření síly plantární i dorzální flexe při rychlosti  $30^\circ$  dosahoval proband č. 1 (viz tab. č. 3).

Dle výše uvedených výsledků bychom mohli tvrdit, že pro podání výkonů v chůzi na slackline není potřeba významně vyšší úroveň stability. Probandi, kteří dosahovali lepších výsledků v chůzi na slackline, dosahovali i vyšších výsledků při měření izokinetické síly hlezenního kloubu, tudíž by síla hlezenního kloubu mohla ovlivňovat úroveň vykonávaných

dovedností na slackline. Pro lepší posouzení souvislostí síly hlezenního kloubu a posturální stability porovnáváme první testovaný soubor s kontrolní skupinou v tabulce č. 5.

Ostatní parametry uvedené v tabulce č. 4 byly pro náš výzkum nesměrodatné.

Tab. č. 3: Výsledky měření provedení jednotlivých prvků na slackline, maximálního momentu síly dorzální a plantární flexe hlezna při rychlosti 30° a celkové dráhy bodu tlaku

Proband	Slackline (čísla cviků)	COP		PF 30°		DF 30°		PF 30°		DF 30°	
		L	P	PT, L (Nm)	PT, P (Nm)	PT, L (Nm)	PT, P (Nm)	PT, L (Nm/kg)	PT, P (Nm/kg)	PT, L (Nm/kg)	PT, P (Nm/kg)
Proband 1	1.2	792	728	83	87	20	20	1,4	1,5	0,3	0,3
Proband 2	1.9	811	950	108	108	38	39	1,4	1,4	0,5	0,5
Proband 3	1.9	1188	980	119	98	50	47	1,5	1,3	0,6	0,6
Proband 4	1.10	1055	772	132	145	37	34	1,7	1,8	0,5	0,4
Proband 5	1.10	1223	847	167	165	46	33	2,1	2,0	0,6	0,4
Proband 6	1.2	655	649	104	114	37	31	1,4	1,5	0,5	0,4
Proband 7	1.2	927	963	85	108	31	30	1,1	1,4	0,4	0,4
Proband 8	1.10	679	635	107	111	34	37	1,6	1,7	0,5	0,6
Proband 9	1.9	770	651	108	107	42	42	1,4	1,4	0,5	0,5

**Vysvětlivky zkratk:** COP – Center of pressure, TTW – Total trajectory way, L – levé hlezno, P – pravé hlezno, PF – plantární flexe, DF – dorzální flexe, PT – peak torque, maximální moment síly - vztaženo na kg tělesné hmotnosti, TP – Time to peak, čas od počátku působení síly až do maximálního momentu síly.

Tab. č. 4: Výsledky měření doby, která uběhne od začátku pohybu až do vyvinutí maximálního momentu síly dorzální a plantární flexe hlezna při rychlostech 30° a 120°

Proband	PF	PF	DF	DF	PF	PF	DF	DF	PF	PF	DF	DF
	30°	30°	30°	30°	120°	120°	120°	120°	120°	120°	120°	120°
	TP	TP	TP	TP	PT	PT	PT	PT	TP	TP	TP	TP
	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P
	(Nm/kg)	(Nm/kg)	(Nm/kg)	(Nm/kg)	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm/kg)	(Nm/kg)	(Nm/kg)	(Nm/kg)
Proband 1	0,48	0,47	0,49	0,49	45	49	11	11	0,29	0,28	0,18	0,17
Proband 2	0,34	0,43	0,39	0,39	65	66	19	18	0,25	0,27	0,19	0,16
Proband 3	0,43	0,5	0,34	0,31	64	61	38	34	0,16	0,19	0,14	0,12
Proband 4	0,45	0,53	0,44	0,52	75	61	15	16	0,26	0,26	0,18	0,16
Proband 5	0,37	0,52	0,44	0,4	69	85	27	16	0,24	0,26	0,16	0,12
Proband 6	0,46	0,48	0,43	0,5	62	71	19	14	0,28	0,23	0,16	0,15
Proband 7	0,54	0,74	0,78	0,32	34	48	22	17	0,24	0,2	0,12	0,11
Proband 8	0,61	0,62	0,62	0,44	58	54	19	23	0,32	0,24	0,15	0,16
Proband 9	0,45	0,38	0,43	0,34	64	47	20	31	0,24	0,22	0,13	0,09

**Vysvětlivky zkratk:** COP – Center of pressure, TTW – Total trajectory way, L – levé hlezno, P – pravé hlezno, PF – plantární flexe, DF – dorzální flexe, PT – peak torque, maximální moment síly, rel. – relativní hodnota, vztaženo na kg tělesné hmotnosti, TP – Time to peak, čas od počátku působení síly až do maximálního momentu síly.

Tab. č. 5: Výsledky posturální stability a izokinetické síly hlezenního kloubu při dorzální a plantární flexi

		Slackline (n=9)		Kontrolní skupina (n=9)	
		Průměr	SD	Průměr	SD
<b>Posturální stabilita</b>	COP TTW L (mm)	900,0	199,3	866,5	420,5
	COP TTW P (mm)	797,2	134,1	793,3	161,8
<b>Izokinetická síla 30°/s</b>	<b>PF PTrel. L (N·m·kg<sup>-1</sup>)*</b>	<b>1,51</b>	<b>0,31</b>	<b>1,20</b>	<b>0,30</b>
	<b>PF PTrel. P (N·m·kg<sup>-1</sup>)†</b>	<b>1,55</b>	<b>0,34</b>	<b>1,21</b>	<b>0,34</b>
	DF PTrel. L (N·m·kg <sup>-1</sup> )	0,50	0,10	0,41	0,07
	DF PTrel. P (N·m·kg <sup>-1</sup> )	0,47	0,07	0,45	0,10
	PF TP L (s)	0,46	0,08	0,48	0,08
	PF TP P (s)	0,49	0,06	0,48	0,11
	DF TP L (s)	0,48	0,13	0,53	0,22
	DF TP P (s)	0,48	0,16	0,53	0,16
<b>Izokinetická síla 120°/s</b>	PF PTrel. P (N·m·kg <sup>-1</sup> )	0,80	0,15	0,71	0,16
	DF PTrel. L (N·m·kg <sup>-1</sup> )	0,79	0,21	0,75	0,20
	DF PTrel. P (N·m·kg <sup>-1</sup> )	0,28	0,09	0,20	0,05
	PF TPrel. L (N·m·kg <sup>-1</sup> )	0,27	0,08	0,21	0,06
	PF TPL (s)	0,25	0,04	0,23	0,05
	PF TPP (s)	0,24	0,03	0,22	0,03
	DF TPL (s)	0,16	0,02	0,12	0,07
	DF TPP (s)	0,14	0,02	0,13	0,04

**Vysvětlivky zkratk:** COP – Center of pressure, TTW – Total trajectory way, L – levé hlezno, P – pravé hlezno, PF – plantární flexe, DF – dorzální flexe, PT – peak torque, maximální moment síly, rel. – relativní hodnota, vztaženo na kg tělesné hmotnosti, TP – Time to peak, čas od počátku působení síly až do maximálního momentu síly.

Hodnoty TTW při stoji na jedné noze byly u obou skupin podobné. Nebyl zjištěn významný rozdíl výsledků posturální stability při stoji na levé a pravé dolní končetině mezi skupinami. Výsledky potvrdily pouze významně větší relativní sílu při plantární flexi v úhlové rychlosti otáčení 30 °·s<sup>-1</sup> u skupiny chodců na slackline než u kontrolní skupiny, a to u obou končetin (levá: 1,51 ± 0,31 vs. 1,20 ± 0,30 N.m.kg<sup>-1</sup>, p < 0,05, η<sup>2</sup> = 0,21; pravá: 1,55 ± 0,34 vs. 1,21 ± 0,34 N.m.kg<sup>-1</sup>, p < 0,05, η<sup>2</sup> = 0,22). V ostatních parametrech se výsledky u dvou skupin významně nelišily (tab. č. 5). Můžeme pouze

konstatovat vyšší relativní hodnoty izokinetické síly při  $120^{\circ} \cdot s^{-1}$  u vybraných parametrů (PT, TP) u chodců na slackline (tab. č. 4 a 5). Doba od počátku pohybu do vyvinutí maximálního momentu síly je u obou skupin srovnatelná. Provozování chůze na slackline neovlivnilo časové parametry vyvinutí maximální síly (tab. č. 4 a 5).

## 6 Diskuze

Cílem naší práce bylo zjistit vztah mezi izokinetickou silou plantární a dorzální flexe a úrovní stability u jedinců, kteří se věnují chůzi na slackline. Míra izokinetické síly plantární a dorzální flexe hlezenního kloubu a posturální stability byla srovnána u chodců na slackline s kontrolní skupinou sportujících jedinců bez zkušenosti chůze na slackline. V této práci všichni probandi byli studenti Fakulty tělesné výchovy a sportu, jednalo se tedy o fyzicky aktivní jedince, kteří by měli dosahovat určité úrovně posturální stability i izokinetické síly hlezenního kloubu.

Při stožení na jedné noze lze pocítit souvislost mezi rovnováhou a pohybem. Jde o to rovnováhu získat, nebo ji znovu obnovit (KROIB, 2011). Na slackline se často objevuje jednooporové postavení. Pohyb na slackline probíhá ve velmi nestabilních podmínkách, kterých je docíleno zrušením dvouoporového postavení, zmenšením plochy opory a elastickým popruhem, proto jsme se domnívali, že právě chodci na slackline budou mít vysokou úroveň stability a všechny testy, které probíhaly, jsme se snažili přizpůsobit tak, aby se co nejvíce podobaly podmínkám slackline, proto jsme jako nejvhodnější test pro testování pohybu bodu tlaku vybrali stoj na jedné noze tzv. Flamingo test.

Osoby vyšší hmotnosti mají větší stabilitu. Osoby většího vzrůstu mají těžiště umístěno výše, jejich stabilita je tedy o něco menší nežli stabilita osob růstu nižšího (VÉLE, 1995). Podle našich výsledků nejtěžším probandem byl proband č. 5, který vážil 80,6 kg a ve Flamingo testu levá noha dosahoval 1223 mm a noha pravá 847 mm, což byl jeden z horších výsledků, ovšem na slackline provedl všech deset pohybových úkolů. Nejvyšším probandem byl proband č. 7, který měřil 188,1 cm a ve Flamingo testu levá noha dosahoval 927 mm a noha pravá 963 mm, což byl také jeden z horších výsledků a v chůzi na slackline provedl jen první dva pohybové úkoly. Na základě těchto výsledků se neprokázalo, že by těžší jedinci měli lepší stabilitu, ale dalo by se tvrdit, že osoby vyššího vzrůstu mají úroveň stability horší. Tělesná výška a hmotnost nejsou tedy determinující faktory určující úroveň stability.

Dobrou rovnováhovou schopnost má jedinec, který vnímá již malé výkyvy, zavčas a rychle je dokáže zkorigovat změnou svalového tonu příslušných skupin či vyrovnávacími pohyby různých částí těla (MĚKOTA, NOVOSAD, 2005). Chodci na slackline se pohybují na tenkém, elastickém popruhu, který díky své elasticitě se



okamžitě rozvibruje a chodec tak musí tyto výkyvy zkorigovat a vyrovnat, proto chodci na slackline dosahují dobré úrovně stability. Avšak rozdíl výsledků posturální stability u zmíněných dvou skupin nebyl významný. Kratší trajektorii pohybu bodu tlaku COP se vyznačovala kontrolní skupina. V naší studii jsme neprokázali lepší posturální stabilitu u chodců na slackline.

Pro dobrou stabilitu musí mít noha schopnost přilnout k terénu takovým způsobem, aby byl zajištěn, přes nožní klouby, převod zátěže na podložku. Nevhodná obuv zhoršuje adaptabilitu nohy ve styku s terénem a tak může zhoršovat podmínky stability (VÉLE, 1995). Testy probíhaly na plošině footscan, kde povrch je tvořen z gumotextilu a testy jsou prováděné na boso a na boso byly prováděny i testy v chůzi na slackline, právě díky lepšímu přilnutí nohy k podložce a k popruhu.

Sval však je vždy součástí některého svalového řetězce. Izolované hodnocení svalu je proto pouze hrubým odhadem jeho funkce, protože se tímto lokálním testem sval vyčleňuje z řetězce, který má též vliv na probíhající pohyb (VÉLE, 2006). Testovali jsme celé skupiny svalů flexorů hlezenního kloubu tak, aby celkový testovaný pohyb byl co nejvíce podobný pohybu, který je prováděn nejen při chůzi na slackline, ale i v běžném životě. Síla dorzální flexe hlezenního kloubu je nezbytná pro udržení rovnováhy, pro schopnost chůze a pro výkon dalších nezbytných každodenních aktivit (FLANSBJER ET AL., 2011). Síla dorzální flexe hlezna je nezbytná pro udržení rovnováhy, pro schopnost chůze a pro výkon dalších nezbytných každodenních aktivit (FLANSBJER ET AL., 2011).

Zvolili jsme měření při nízké rychlosti  $30^\circ$ , jelikož slackline je „pomalý“ sport, kde je potřeba soustředit se na každý pohyb a tak tato rychlost by měla být nejvíce podobná té, která je využívána u pohybu na slackline a měla by tedy nejlépe určit sílu plantární a dorzální flexe u chodců na slackline. Jedinci, kteří se aktivně věnovali chůzi na slackline, měli významně větší sílu hlezenního kloubu než kontrolní skupina, a to pro plantární flexi při úhlové rychlosti  $30^\circ \cdot s^{-1}$ . Druhou úhlovou rychlost  $120^\circ$  jsme zvolili z důvodů rychlých pohybů při změnách polohy či při náhlém výkyvu při chůzi na slackline. V druhé úhlové rychlosti nebyly zjištěny žádné významné změny (viz tab. č. 5), tato rychlost je pro nás pravděpodobně nesměrodatná z důvodu užívání spíše pomalých kontrolovaných pohybů v chůzi na slackline. Pomalé a velmi přesné pohyby užívané v chůzi na slackline za účelem stabilizovat tělo do rovnovážné polohy při stožení na nestabilní ploše pravděpodobně způsobují silnější hlezenní kloub u jedinců, kteří se chůzi na slackline pravidelně věnují.

Doba do vyvinutí maximálního momentu síly (TP) byla v naší studii podobná u obou skupin, nebyly zjištěny významné rozdíly.

Bylo prokázáno, že opakovaná zranění hlezenního kloubu způsobují mechanické proprioreceptivní poruchy, cvičení, která zvyšují propriorecepci, rovnováhu a funkční kapacitu kloubu jsou tedy žádoucí a běžně se provádí vedle cvičení posilovacích při rehabilitaci hlezenního kloubu (SEKIR ET AL., 2007). CYNTHIA ET AL (1997) uvádí, že vhodný proprioreceptivní trénink je chůze po patách, špičkách různé modifikace stoje a chůze na balančních plošinách. Zdravé kotníky mají pozitivní vliv na komplexní pohybové stereotypy (SEKIR ET AL, 2007). Síla dorzální flexe hlezenního kloubu je nezbytná pro udržení rovnováhy, pro schopnost chůze a pro výkon dalších nezbytných každodenních aktivit (FLANSBJER ET AL., 2011). Hlezenní kloub hraje významnou funkci pro pohyb (WEBER, PORTER, 2010). Z těchto důvodů se domníváme, že chůze na slackline by mohla mít v této oblasti blahodárné účinky a do budoucna by mohla být užitečnou součástí proprioreceptivních cvičení využívajících nestabilních ploch, funkčních tréninků a mohla by mít blahodárné účinky v oblasti rehabilitace hlezenního kloubu. ARNOLD ET AL (2009) shromáždili několik studií, které uvádí, že svalová slabost hlavně souvisí s funkčně nestabilními hlezenními klouby a tato síla a její rozvoj je důležitý při rehabilitaci. Určité množství síly pro stabilní hlezenní kloub a pro udržení správné posturální stability je však nezbytné (CYNTHIA AT AL, 1997). Chodci na slackline oproti kontrolní skupině prokazovali lepší výsledky v oblasti síly plantární flexe, domníváme se, že chůze na slackline by mohla mít blahodárné účinky v oblasti rehabilitace nejen hlezenního kloubu.

VAŘEKA A KOL. (2009) a DVIR (2004 in CHVOJKA, 2011) se shodují, že při izokinetickém měření hrají roli kromě fyziologických a mechanických faktorů i faktory psychologické, neboť základními komponenty testování jsou i motivace a spolupráce. Probandi byli při měření dorzální a plantární flexe hlezenního kloubu verbálně povzbuzováni, aby byli namotivováni k co nejlepším výkonům.

Autoři ROM (2009), PFUSTERSCHMIED ET AL. (2012), TAUBE, LEUKEL, & GOLLHOFER (2008 in PFUSTERSCHMIED ET AL., 2012), HUBER, KLEINDL (2010) a THOMANN (2011) se shodují, že chůze na slackline může vést ke zlepšení rovnováhových schopností a zlepšení celkové posturální stability v jiných balančních situacích a že zůstatek získaných dovedností z tréninku chůze na slackline může být využit při jiných pohybových úkolech. Na základě uvedených studií se domníváme, že

chůze na slackline pozitivně ovlivňuje posturální stabilitu a mohla by tedy být součástí doplňkového koordinačního tréninku v různých sportech a zvláště v těch, které využívají rovnováhu a jednooporové postavení, jako je například běžecké lyžování.

## 7 Závěr

Jedinci provozující chůzi na slackline se vyznačovali významně větší silou hlezenního kloubu při plantární flexi než podobná pohybově aktivní populace. Posturální stabilita ani časový průběh vyvinutého maximálního momentu síly se mezi skupinami významně nelišily.

Námi vybrané parametry hodnocení stability a síly dorzální a plantární flexe považujeme za adekvátní k posouzení vztahu úrovně stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na slackline. Výsledky jsou ovšem limitovány výběrem a počtem účastníků a jejich zobecnění není možné.

Výsledky naznačují, že chůze na slackline může mít využití v oblasti prevence zranění a rehabilitace hlezenního kloubu. Pro další práce by bylo vhodné posuzovat hlavně zdravotní aspekty chůze na slackline.

## 8 Literatura

- 1) ARNOLD L. ET AL., Concentric Evertor Strength Differences and Functional Ankle Instability: A Meta-Analysis. *Journal of athletic training*, 2009, roč. 44, č. 6, s. 653 – 662.
- 2) BACHLE F., HEPP T. Slackline im schulischen Unterricht. *Lehrhilfen für den sportunterricht*, Schorndorf, 59 (2010).
- 3) BALCOM, S. *Walk the Line: The Art of Balance and the Craft of SLACKLINE*, 2005. 128 s. ISBN-10: 0976485001.
- 4) CIESLAROVÁ, M. *Dynamická analýza chůze baletek metodou footscan*. Olomouc, 2011. 104 s. Diplomová práce na Univerzitě Paleckého. Vedoucí diplomové práce Anita Můčková.
- 5) CINGEL, R. ET AL., Intra-examiner reproducibility of ankle inversion-eversion isokinetic strength in healthy subjects. *Isokinetics and Exercise Science*, 2009, č. 17, s. 181–188.
- 6) CYNTHIA, M. ET AL., The role of ankle strenght in functional ankle instability. *Journal of sport rehabilitation*, 1997, č. 6, s. 21–29.
- 7) ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
- 8) DE COCK ET AL., The trajektoy of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot fiction. *Gait & Posture*, 27 (2008) 669-675.
- 9) DENIS, R., KORFF, T. Joint-dependence of isometric and isokinetic strength in children and adults. *Isokinetics and Excersice Science*, 2009, č. 17, s. 227-232.
- 10) DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7
- 11) DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 190 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

- 12) FLANSBJER, U. ET AL., Reproducibility of ankle dorsiflexor muscle strength measurements in individuals with post-polio syndrome. *Isokinetics and Excercise Science*, 2011, č. 19, s. 55-61.
- 13) FUNDA, T. Vyhodnocování dat z měření stability pomocí balanční plošiny. [online]. c2008 [cit. 2010-03-06]. Dostupné z: [www:http://209.85.129.132/search?q=cache:Y0dTZJdBx60J:dsp.vscht.cz/konference\\_matlab/MATLAB08/prispevky/034\\_funda.pdf+stabilometrick%C3%A1+pl%C5%A1ina&cd=1&hl=cs&ct=clnk&gl=cz](http://209.85.129.132/search?q=cache:Y0dTZJdBx60J:dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB08/prispevky/034_funda.pdf+stabilometrick%C3%A1+pl%C5%A1ina&cd=1&hl=cs&ct=clnk&gl=cz).
- 14) GINCKEL ET AL., Intrinsic gait-related risk factors for Achilles tendinopathy in novice runners A prospektive study. *Gait & Posture*, 29 (2009) 387 – 391.
- 15) HUBER, P., KLEINDL, R., A case study on balance recovery in slacklining. *International Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive*, 2010, vol. 28.
- 16) CHVOJKA, P. *Změny síly u fotbalistů ve vybraných obdobích ročního tréninkového cyklu*. Olomouc, 2011. 65 s. Bakalářská práce na FTK UP. Vedoucí bakalářské práce Michal Lehnert.
- 17) JANČOVÁ, J. Sledování změn indikátorů posturální stability - měřených na kistlerdesce u skupiny seniorů - v závislosti na kalendářním věku a aktuálním životním stylu. [online]. c2009 [cit. 2010-03-06]. Dostupné z: [www:http://oic.ftvs.cuni.cz/doktorske\\_sk/obhaj.php](http://oic.ftvs.cuni.cz/doktorske_sk/obhaj.php).
- 18) JANDA, V. *Funkční svalový test*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1996, 325 s. ISBN 80-716-9208-5.
- 19) KINCL, J., Slackline. [online]. c2007 [cit. 2010-03-06]. Dostupné z: <http://www.svetoutdooru.cz/clanek/?107719-slacklining>
- 20) KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- 21) KÖSSL, J. A KOL., *Vybrané kapitoly z dějin tělesné kultury*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2004, 159 s. Učební texty (Univerzita Karlova). ISBN 80-246-0802-2.
- 22) KROIB, A. Der Trendsport Slackline und seine Anwendungsmöglichkeiten im Schulsport. 2011. Nепublikovaný dokument.

- 23) LATEGAN, L., Isokinetic norms for ankle, knee, shoulder and forearm muscles in young South African men. *Isocinetics and Exercise Science*, č. 19, s. 23-32.
- 24) LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, c2003, 411 s. ISBN 80-866-4504-5
- 25) MAGNESS, J., Yoga on line. *Yoga Journal*, 2006, č. 194, s. 133-135.
- 26) MĚKOTA, K., NOVOSAD J. *Motorické schopnosti*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005, 175 s. ISBN 80-244-0981-X.
- 27) OOSTERLINCK ET AL., Use of stand- alone pressure plate for the objective evaluation of forelimb symmetry in sound ponies at walk and trot. *The Veterinary journal*, 183 (2010) 305-309.
- 28) PLACHETA, Z. A KOL. *Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1999, 276 s. ISBN 80-7169-271-9.
- 29) PFUSTERSCHMIED, J. ET AL. Supervised slackline training improves postural stability. *European Journal of Sport Science* [online]. 2011, s. 1-9 [cit. 2012-10-20]. ISSN 1746-1391. DOI: 10.1080/17461391.2011.583991. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17461391.2011.583991>
- 30) ROGERS, S., History. [online]. c2008 [cit. 2010-03-06]. Dostupné z: [http://www.slackline.com/?page\\_id=20](http://www.slackline.com/?page_id=20)
- 31) ROM, K. Die slackline fur das Fach Bewegung und Sport. *Bewegunhsziehung* 2009, č.3.
- 32) SEKIR, U. ET AL. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2007-4-30, roč. 15, č. 5, s. 654-664 [cit. 2012-05-27]. ISSN 0942-2056. DOI: 10.1007/s00167-006-0108-8. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00167-006-0108-8>
- 33) SCHWEIZER ET AL., A Functional ankle kontrol of rock climbers. *Br J sports Med* 2005; 39:429-431.
- 34) STILES ET AL., Biomechanical response to systematic ganges in impal interface cushioning properties while performing a tennis-specific movement. *Journal of Sports Sciences*, 2007, 25(11):1229-1239.
- 35) THUIS ET AL., A prospective Study on Gait-related Intrinsic Risk Factors for Patellofemoral Pain. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2007, 17(6):437-445.

- 36) THOMANN, A. *Learning koncept in slacklining*. 2010.
- 37) THOMANN ET AL. *Slacklinen als spezifisches Gleichgewichtstraining im Skilanglauf*. 2011.
- 38) VAŘEKA, I., aj. Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu *Izokinetika, Izokinetická dynamometrie, Izokinetické přístroje* [online] c. 2009, [cit. 2012-03-16]. Dostupné z: [/http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com\\_content&view=category&layout=blog&id=45&Itemid=83](http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=45&Itemid=83).
- 39) VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*, Praha: Univerzita Karlova, 1995.
- 40) VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2006, 276 s. ISBN 80-725-4837-9.
- 41) WEBBER C. S., PORTER, M. M., Reliability of Ankle Isometric, Isotonic and Isokinetic Strength and Power Testing in Older Women. *Physical Therapy*, 2010, roč. 90, č. 8, s. 1165-1175.
- 42) WILLEMS ET AL., Gait-Related Risk Faktors for Exercise-Related Lower-Leg Pain during Shod running. *Medicin & science in sports & exercise*, 2007, 39(2):330-339.
- 43) WORSFOLD ET AL., Kinetic assessment of golf shoe outer sole design features. *Journal of Sports Science and Medecine*, 2009, 8,607-605.

## Seznam obrázků

Obr.1: Zátěž nohy ve stoji na obou vpravo a na jedné noze vlevo (Véle, 1995)..... 20

## Seznam tabulek

Tab. č. 1: Faktory ovlivňující stabilitu (VÉLE, 1995)..... 19

Tab. č. 2: Dovednostní škála prvků provedených na slackline..... 32

Tab. č. 3: Výsledky měření provedení jednotlivých prvků na slackline, maximálního momentu síly dorzální a plantární flexe hlezna při rychlosti 30° a celkové dráhy bodu tlaku ..... 36

Tab. č. 4: Výsledky měření doby, která uběhne od začátku pohybu až do vyvinutí maximálního momentu síly dorzální a plantární flexe hlezna při rychlostech 30° a 120°



.....	37
Tab. č. 5: Výsledky posturální stability a izokinetické síly hlezenního kloubu při dorzální a plantární flexi .....	37

## **9 Seznam příloh**

Příloha 1: Souhlas etické komise .....	51
Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu .....	52
Příloha 3: Vzor informovaného souhlasu .....	53
Příloha 4: Ilustrační foto měření dovednostní škály na slackline .....	54

Příloha 1: Souhlas etické komise



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešteslavín  
tel.: 220 171 111  
http://www.ftvs.cuni.cz/

**Žádost o vyjádření  
etické komise UK FTVS**

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Posouzení vybraných parametrů stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na sádkline

Forma projektu: výzkum základní / aplikovaný (u zaměstnaneč)\*  
doktorská / rigorózní práce\*  
diplomová / bakalářská práce\*

\* Nehodící se škrtněte

Autor (hlavní řešitel): Bc. Lenka Šimková  
spoluřešitelé:

Školitel (v případě studentské práce): Mgr. Jiří Baláš Ph. D.

Popis projektu (max. 10 řádek):  
Cílem měření bude celková bioimpedance, měření flamengo testu pomocí plantografické plošiny Footscan R<sub>s</sub>, měření síly plantární a dorzální flexe pomocí Cybex Humac Norm a provedení cviků na sádkline dle škály

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:  
- žádné invazivní metody nebudou použity

Etické aspekty výzkumu  
- žádné zvláštní etické aspekty nejsou

Informovaný souhlas: (příložen)

V Praze dne

Podpis autora: Lenka Šimková

**Vyjádření etické komise UK FTVS**

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.  
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.  
Prof. PhDr. Pavel Štěpánek, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0124/2012  
dne: 4. 6. 2012

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy:

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

podpis předsedy EK

### **Informovaný souhlas s účastí na výzkumu koordinovaném FTVS UK**

Popis výzkumu:

Název: Posouzení vybraných parametrů stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na slackline

Ve výzkumu nebudou použity žádné invazivní metodiky, tento typ výzkumu neobsahuje zvláštní etické aspekty.

Základní informace:

- Získaná data budou použity v diplomové práci Bc. Lenky Šimkové na téma: Posouzení vybraných parametrů stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na slackline
- Cílem měření bude celková bioimpedance, změření Flamingo testu pomocí plantografické plošiny Footscan Rs, měření síly plantární a dorzální flexe pomocí Cybex humac norm a provedení cviků na slackline dle připravené škály
- Spolupráce bude s Mgr. Jiřím Balášem Ph.D, Mgr. Barborou Strejcovou Ph.D. a katedrou Laboratoře sportovní motoriky FTVS UK
- Celková doba vyšetření bude 5 min bioimpedance, 2 x 60s Flamingo test levá, pravá noha, 30 min měření síly pomocí Cybex Humac norm a 30 min měření úrovně dovedností na slackline

Osobní data nebudou zneužita.

Pan(i) ....., níže podepsaný(á), narozen(á).....po přečtení popisu experimentu souhlasí s účastí na výzkumném projektu „Posouzení vybraných parametrů stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na slackline“, prováděném v rámci FTVS UK. V jeho průběhu může kdykoli opustit tento projekt.

Svým podpisem stvrzuji, že jsem byl(a) informován(a) o způsobu a postupu měření (viz. výše), včetně možnosti následného anonymního použití dat.

Testující: Mgr. Barbora Strejcová

Testovaný:

.....

.....

V Praze dne .....

**Informovaný souhlas s účastí na výzkumu koordinovaném FTVS UK**

Popis výzkumu:

Název: Posouzení vybraných parametrů stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na slackline

Ve výzkumu nebudou použity žádné invazivní metodiky, tento typ výzkumu neobsahuje zvláštní etické aspekty.

Základní informace:

Získaná data budou použity v diplomové práci Bc. Lenky Šimkové na téma: Posouzení vybraných parametrů stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na slackline. Cílem měření bude celková bioimpedance, změření Flamingo testu pomocí plantografické plošiny Footscan Rs, měření síly plantární a dorzální flexe pomocí Cybex humac norm a provedení cviků na slackline dle připravené škály. Spolupráce bude s Mgr. Jiřím Balášem Ph.D, Mgr. Barborou Strejcovou Ph.D. a katedrou Laboratoře sportovní motoriky FTVS UK. Celková doba vyšetření bude 5 min bioimpedance, 2 x 60s Flamingo test levá, pravá noha, 30 min měření síly pomocí Cybex Humac norm a 30 min měření úrovně dovedností na slackline . V průběhu může testovaná osoba projekt opustit. Osobní data nebudou zneužita.

Testující: Mgr. Barbora Strejcová Ph.D, Mgr. Jiří Baláš Ph.D

Po přečtení popisu experimentu souhlasím s účastí na výzkumném projektu „Posouzení vybraných parametrů stability a síly dorzální a plantární flexe u chodců na slackline“, prováděném v rámci FTVS UK.

Svým podpisem stvrzuji, že jsem byl(a) informován(a) o způsobu a postupu měření (viz. výše), včetně možnosti následného anonymního použití dat.

V Praze dne .....

Testovaný:

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Příloha 4: Ilustrační foto měření dovednostní škály na slackline

