

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

VLIV JEDNORÁZOVÉHO BALANČNÍHO TRÉNINKU NA KULOVÉ ÚSEČI  
A BALANČNÍ ČOČCE NA ROZLOŽENÍ TLAKŮ NA CHODIDLE

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Jana Filakovská, fyzioterapie  
Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.  
Olomouc 2015

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Jana Filakovská

**Název diplomové práce:** Vliv jednorázového balančního tréninku na kulové úseči a balanční čočce na rozložení tlaků na chodidle

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2015

**Abstrakt:**

Cílem práce bylo zjistit, zda dojde ke změně rozložení tlaků na chodidle již po jednorázovém balančním tréninku využívajícím prvky metodiky senzomotorické stimulace. Zajímalo nás také, zda existuje rozdíl ve změnách sledovaných parametrů mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči a v distribuci tlaku na chodidle mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s aktivací malé nohy. Měření probíhalo na tlakové plošině Footscan a měřil se klidový stoj nekorigovaný, chůze, Functional Reach Test a korigovaný stoj s bilaterální aktivací malé nohy. Výzkumný soubor tvořilo 33 zdravých osob (13 mužů a 20 žen) s průměrným věkem 24 let. Z výsledků práce vyplývá, že jednorázový balanční trénink není dostatečně dlouhý na to, abychom pozorovali výraznější změny v námi sledovaných tlakových parametrech. Po terapii na kulové úseči nacházíme při klidovém stoju větší přenos zatížení na páté metatarzy a při aktivaci malé nohy zvýšení zatížení pod palci v porovnání s terapií na a balanční čočce. Při aktivaci malé nohy pozorujeme oproti klidovému stoju nekorigovanému vyšší zatížení oblastí pod palci a prvními metatarzy a nižší zatížení pod třetími metatarzy.

**Klíčová slova:** rovnováha, senzomotorická stimulace, malá noha, Functional Reach Test, Footscan, klenba nožní

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Jana Filakovská

**Title of the master thesis:** The Effect of a Single Balance Training on a Wobble Board and on a Wobble Cushion on Foot Pressure Distribution

**Department:** Department of Physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Martina Šlachťová, Ph.D.

**The year of presentation:** 2015

**Abstract:**

The aim of the study was to determine whether there are changes in the foot pressure distribution after a single balance training that uses elements of the sensorimotor stimulation technique. The research was focused also on whether there is a difference in the changes of monitored parameters between the therapy on a wobble cushion and that on a wobble board and on the differences in the foot pressure distribution between the uncorrected stance and the corrected stance with an activation of the short foot. The Footscan system was used to measure uncorrected stance, gait, Functional Reach Test, and corrected stance with a bilateral activation of the short foot. Totally 33 healthy individuals (13 men, 20 women), whose average age was 24, took part in the research. The results show that a single balance training is not long enough to bring significant changes in monitored parameters. After the therapy on a wobble board, there is a higher pressure under the fifth metatarsal bone in the uncorrected stance, and a higher pressure under toes in the corrected stance with an activation of the short foot, as compared to the wobble cushion therapy. When the short foot is activated, we observe a higher pressure under toes and the first metatarsal bone, and a lower pressure under the third metatarsal bone, as compared to the uncorrected stance.

**Keywords:** Balance, Sensory Motor Stimulation, Short Foot, Functional Reach Test, Footscan, Foot Arch

I agree with lending the thesis within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Marty Šlachtové, Ph.D. a konzultanta Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 13. 4. 2015

.....

Děkuji Mgr. Martině Šlachtové, Ph.D. a Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat kolegovi Bc. Ondřeji Mikeskovi za spolupráci při měření a v neposlední řadě i své rodině a svým blízkým, kteří mě při mém studiu plně podporovali.

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC	area of contact – plocha kontaktu
AL	area of load – úložná plocha
AS	area of support – opěrná plocha
BS	base of support – opěrná báze
CKC	closed kinematic chain – uzavřený kinematický řetězec
CNS	centrální nervová soustava
COG	centre of gravity – působíště vektoru reakční síly podložky
COM	centre of mass – těžiště
COP	centre of pressure – průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze
COP	center of pressure – působíště reakční síly podložky
LDK	levá dolní končetina
lig.	ligamentum
m.	musculus
PDK	pravá dolní končetina
PL	musculus peroneus longus
SMS	senzomotorická stimulace
TA	musculus tibialis anterior
TP	musculus tibialis posterior

# OBSAH

1	ÚVOD.....	10
2	SYNTÉZA POZNATKŮ.....	11
2.1	NOHA .....	11
2.1.1	Funkce nohy .....	11
2.1.2	Anatomie a kineziologie nohy .....	11
2.1.2.1	Klouby nohy .....	12
2.1.2.2	Postavení kloubů nohy během krokového cyklu .....	15
2.1.3	Klenby nožní a model „tříbodové“ opory.....	17
2.1.3.1	Podélná klenba.....	19
2.1.3.2	Příčná klenba.....	20
2.1.3.3	Model tříbodové opory .....	20
2.1.4	Typologie nohy .....	22
2.1.4.1	Antropologická typologie .....	22
2.1.4.2	Klasická klinická typologie nohy .....	24
2.1.4.3	Funkční typologie nohy .....	29
2.2	POSTURÁLNÍ STABILITA.....	30
2.2.1	Posturální stabilita, postura a rovnováha.....	30
2.2.2	Základní pojmy .....	32
2.2.3	Řídící mechanismy posturální stability .....	33
2.2.3.1	Proces řízení motoriky obecně.....	33
2.2.3.2	Strategie řízení posturální stability .....	35
2.2.3.3	Vliv sensorické informace na posturální stabilitu .....	35
2.3	METODIKA SENZOMOTORICKÉ STIMULACE .....	38
2.3.1	Teoretické podklady senzomotorické stimulace.....	38
2.3.2	Zásady senzomotorické stimulace .....	39
2.3.3	Pomůcky využívané při SMS a balančním tréninku .....	40
2.3.3.1	Klasické pomůcky SMS.....	41
2.3.3.2	Další pomůcky používané při balančním tréninku .....	42
2.3.4	Metodická řada .....	43
2.3.4.1	Optimalizace periferních struktur .....	44
2.3.4.2	Malá noha .....	44

2.3.4.3	Korigovaný stoj.....	45
2.3.4.4	Balanční cviky .....	47
2.4	STUDIE ZABÝVAJÍCÍ SE BALANČNÍM TRÉNINKEM.....	50
2.5	DYNAMICKÁ PLANTOGRAFIE A SYSTÉM FOOTSCAN.....	53
2.5.1	Dynamická plantografie .....	53
2.5.2	Systém Footscan .....	53
3	<b>CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY</b> .....	55
3.1	CÍL PRÁCE.....	55
3.2	VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	55
4	<b>METODIKA</b> .....	57
4.1	CHARAKTERISTIKA SOUBORU .....	57
4.2	INFORMOVÁNÍ ÚČASTNÍKŮ STUDIE.....	58
4.3	POSTUP MĚŘENÍ.....	58
4.3.1	Anamnestický dotazník a vyšetření .....	59
4.3.2	Měřicí zařízení .....	60
4.3.3	Měření .....	60
4.3.3.1	Klidový stoj nekorigovaný.....	61
4.3.3.2	Chůze .....	61
4.3.3.3	Functional Reach Test .....	61
4.3.3.4	Korigovaný stoj s bilaterální aktivací malé nohy .....	62
4.4	MĚŘENÉ PARAMETRY .....	64
4.5	TERAPIE .....	65
4.5.1	Optimalizace periferních struktur.....	65
4.5.2	Balanční trénink – Senzomotorická stimulace .....	66
4.6	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT .....	69
5	<b>VÝSLEDKY</b> .....	70
5.1	ANAMNESTICKÝ DOTAZNÍK A KINEZIOLOGICKÉ VYŠETŘENÍ.....	70
5.2	VÝSLEDKY K VÝZKUMNÝM OTÁZKÁM .....	71
5.2.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1 .....	72
5.2.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2 .....	79
5.2.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3 .....	83
5.2.4	Výsledky k výzkumné otázce č. 4 .....	94
6	<b>DISKUZE</b> .....	96
6.1	DISKUZE K VÝZKUMNÝM OTÁZKÁM.....	97



6.1.1	Diskuze k výzkumné otázce 1 .....	97
6.1.2	Diskuze k výzkumné otázce 2 .....	99
6.1.3	Diskuze k výzkumné otázce 3 .....	100
6.1.4	Diskuze k výzkumné otázce 4 .....	102
6.2	DISKUZE K LIMITŮM STUDIE.....	105
7	<b>ZÁVĚR</b> .....	107
8	<b>SOUHRN</b> .....	108
9	<b>SUMMARY</b> .....	110
10	<b>REFERENČNÍ SEZNAM</b> .....	112
11	<b>PŘÍLOHY</b> .....	119

# 1 ÚVOD

V rehabilitačních zařízeních se občas setkáváme s tím, že se u jednoho pacienta v průběhu jeho léčby střídá několik terapeutů a každý používá v terapii jinou metodiku. Někdy má pacient od lékaře předepsán pouze malý počet terapií, a není tudíž tolik prostoru pro nácvik a opakování nových cviků. Metodika senzomotorické stimulace vychází z koncepce o dvou stupních motorického učení. V prvním stupni se snažíme zvládnout nový pohyb a vytvořit tak za výrazného zapojení mozkové kůry základní funkční spojení. V druhém stupni, kde se řízení pohybu přesouvá do podkorových regulačních center, si opakováním fixujeme nový stereotyp, který se stává reflexním, automatickým a mnohem méně energeticky náročným (Janda & Vávrová, 1992). Zajímalo nás tedy, zda lze očekávat efekt již po jedné terapii skládající se z balančního tréninku s prvky senzomotorické stimulace, při které zřejmě není dostatek času na zafixování nového stereotypu, ale v praxi je i přes tento fakt hojně využívána.

Zaměřili jsme se na sledování rozložení tlaku pod ploškami před terapií a po ní. Janda a Vávrová (1992) tvrdí, že modelace malé nohy vede ke změně postavení a změně tlakového rozložení v kloubech nohy, což má za důsledek zvýšenou proprioceptivní signalizaci z těchto kloubů. Lze dohledat četné studie zkoumající vliv balančního tréninku na rovnováhu, vnímání propriocepce a svalovou aktivaci, avšak studie, které se zabývají změnou rozložení zatížení do různých oblastí chodidla, jsme nedohledali. Stejně tak se nám nepodařilo nalézt studie zkoumající vliv jednorázové balanční terapie.

Dále nás také zajímalo, jak ovlivňuje výběr konkrétní pomůcky efekt terapie. Vybrali jsme si jednu klasickou pomůcku metodiky senzomotorické stimulace – kulovou úseč, a její novodobou variantu – balanční čočku. Klasická dřevěná kulová úseč s plnou polokoulí má pevný povrch, na kterém lze oproti měkké gumové balanční čočce jednodušeji vymodelovat malou nohu. Právě malá noha představuje základ metodiky senzomotorické simulace.

## 2 SYNTÉZA POZNATKŮ

### 2.1 Noha

#### 2.1.1 Funkce nohy

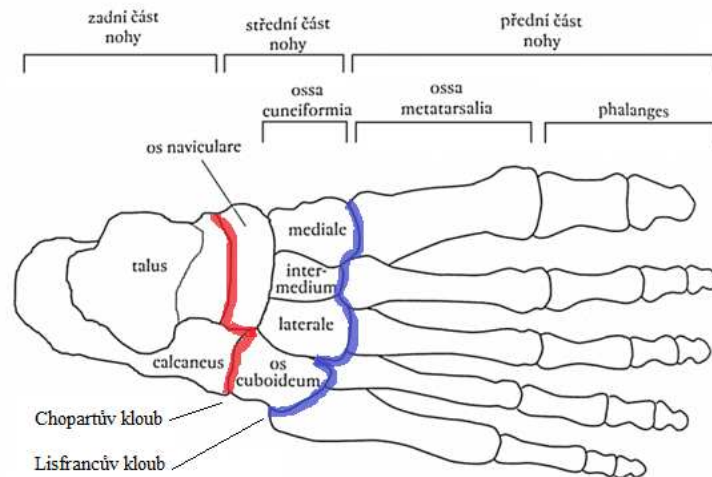
Základní funkcí nohy je vytvoření pevné základny, rovnoměrné rozložení zátěže hmotnosti těla a zajištění stability při stoje a chůzi. Další funkcí je tlumení nárazů vůči podložce a tím i snížení energetické náročnosti chůze. Proprioceptivní a exteroceptivní informace z nohy jsou předány centrálnímu nervovému systému, který je dále zpracovává při řízení pohybu. V průběhu evoluce se lidská noha přizpůsobila bipedální lokomoci a postupně se stala orgánem spíše podpůrným než uchopovacím. Je však schopna přizpůsobit se a rozvinout chápavé funkce, kterými disponuje horní končetina (Gross, Fetto, & Rosen, 2005; Véle, 2006).

#### 2.1.2 Anatomie a kineziologie nohy

Noha představuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Dělit jí můžeme na zánoží tvořené kostí hlezenní – talus, a kostí patní – kalkaneus, dále středonoží, jež tvoří kosti tarzální – os naviculare, ossa cuneiformia, os cuboideum, a předonoží, které se skládá z metatarzů – ossa metatarsalia, a článků prstů – phalanges (Obrázek 1). Zjednodušené dělení rozlišuje pouze zánoží (talus a kalkaneus) a předonoží (tarzální kosti, metatarzy a články prstů) (Čihák, 2001; Vařeka & Vařeková, 2009). Celkem se noha skládá z 28 kostí, a to 7 tarzálních, 5 metatarzů, 14 článků prstů a 2 sezamoidních kůstek (Nurzynska et al., 2012).

Funkčně důležité je také dělení na dva paralelní paprsky – proximomediální a distolaterální. Výše položený proximomediální paprsek je tvořen talem, os naviculare, ossa cuneiformia a třemi metatarzy spolu s falangy prvních tří prstů. Paprsek distolaterální tvoří kalkaneus, os cuboideum, metatarzy a falangy čtvrtého a pátého prstu. V průběhu fylogeneze došlo kromě dorsální flexe nohy i k takzvanému

pronatornímu zkrutu. Ten je v přední části nohy dokončen do horizontály a oba paprsky tak leží vedle sebe, zatímco v zadní části nohy stojí talus nad kalkaneem, jako důsledek pozastavené vývojové pronace ve vertikále. Z tohoto postavení vyplývá i rozdílný pohyb talu a kalkaneu při zatížení a závislost rozsahu pohybu v Chopartově kloubu na postavení v kloubu subtalárním. Pronatorní zkrut je také podkladem vzniku nožní klenby (Vařeka & Vařeková, 2009).



Obrázek 1. Anatomie nohy – kosti,  
upraveno dle Gross, Fetto a Rosen (2005, 492)

### 2.1.2.1 Klouby nohy

**Přehled kloubů nohy dle Čiháka (2001):**

- Horní kloub zánártní (kloub hlezenní) – Articulatio talocruralis
- Dolní kloub zánártní
  - Articulatio talocalcanea (subtalární kloub)
  - Articulatio talocalcaneonavicularis
  - Articulatio calcaneocuboidea
- Articulatio cuneonavicularis, cuneocuboidea, intercuneiformes, cuboideonavicularis
- Articulationes tarsometatarsales, intermetatarsales
- Articulationes metatarsophalangeae
- Articulationes interphalangeae (proximales, distales)

## Funkční jednotky

- Chopartův kloub (transversotarzální kloub)
- Lisfrankův kloub (tarzomatatarzální kloub)

## Hlezenní kloub

Hlezenní neboli talokrurální kloub, někdy též nazývaný jako horní kloub zánártní, bývá popisován jako jednoosý kladkový kloub s jedním stupněm volnosti. Jeho hlavici je kladka kosti hlezenní (trochlea tali) a jamku tvoří vidlice kosti holenní (tibie) a lýtkové (fibula). Čihák (2001) uvádí rozsahy pohybu v tomto kloubu 30-35° plantární flexe a 20-25° flexe dorsální. Podle Kapandji (1987) je rozsah plantární flexe 30-50° a dorsální flexe 20-30°.

Osa pohybu tohoto kloubu prochází šikmo (zdola, zezadu, z boku – nahoru, dopředu, dovnitř), přibližně hroty fibulárního a tibiálního kotníku. Nedochází zde tudíž k pohybu čistě v sagitální rovině (čistě plantární a dorsální flexi), ale pohyb se odehrává mírně i v rovině transversální a frontální. Plantární flexi doprovází inverze nohy, oba kotníky se díky aktivitě m. tibialis posterior přibližují k sobě a fibula je tažena vpřed, dolů a rotuje laterálně. Během dorzální flexe dochází k everzi nohy, laterální kotník je oddalován a fibula je tažena dozadu, nahoru a rotuje mediálně (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2003, 2009).

Hlezenní kloub je stabilnější při dorsální flexi, kdy vklínění trochley tali do vidlice bérceových kostí znemožňuje jakýkoli pohyb do stran. Spojení fibuly a tibie (syndesmosis tibiofibularis) je velmi pevné a při násilné dorsální flexi tak dojde spíše k fraktuře zevního kotníku či k nalomení tibie. Oproti tomu při plantární flexi dochází k bočním pohybům, jelikož se zde trochlea tali stýká s bérceovými kostmi svojí užší částí. Při násilném pohybu do plantární flexe tak častěji dojde k vykloubení či natažení ligament, jež zpevňují hlezenní kloub. Nejčastější mechanismus úrazu bývá do supinace a plantárníflexe a bývá při něm poraněno lig. talofibulare anterius – část ligamenta collaterale laterale (Čihák, 2001).

### **Subtalární kloub**

Subtalární kloub se nachází mezi talem, který tvoří jamku a kalkaneem, jenž je hlavicí tohoto válcového kloubu. Je to kloub inkongruentní a jeho stabilita se mění v závislosti na aktuálním postavení kloubních ploch. Tuto stabilitu zajišťují čtyři silné vazy a tenké kloubní pouzdro. Osa tohoto kloubu je postavena šikmo (zezadu, z laterální strany, zdola – dopředu, mediálně, nahoru) a její poloha je do jisté míry závislá na typu nohy (Čihák, 2001; Vařeka & Vařeková, 2003, 2009).

Podle Vařeky a Vařekové (2003) lze funkci subtalárního kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) přirovnat k modelu „pantu“, který se nachází mezi talem a kalkaneem a spojuje dvě ramena ležící ve dvou na sebe přibližně kolmých rovinách. Pokud rotuje jedno rameno tohoto „pantu“ kolem své dlouhé osy, způsobí tím rotaci druhého ramene kolem jeho vlastní dlouhé osy za současné změny úhlu, který tyto dvě ramena spolu svírají. V CKC tak vnitřní rotace tibie za současné vnitřní rotace (addukce) talu vyvolá pronaci (everzi) kalkaneu. Oproti tomu zevní rotace tibie se zevní rotací (abdukci) talu vyvolá supinaci (inverzi) kalkaneu. Pohyb v subtalárním kloubu vede především k rotaci zánoží ve frontální rovině. Vzhledem k šikmému průběhu osy dochází také k dorzální a plantární flexi v sagitální rovině, abdukci a addukci v transverzální rovině.

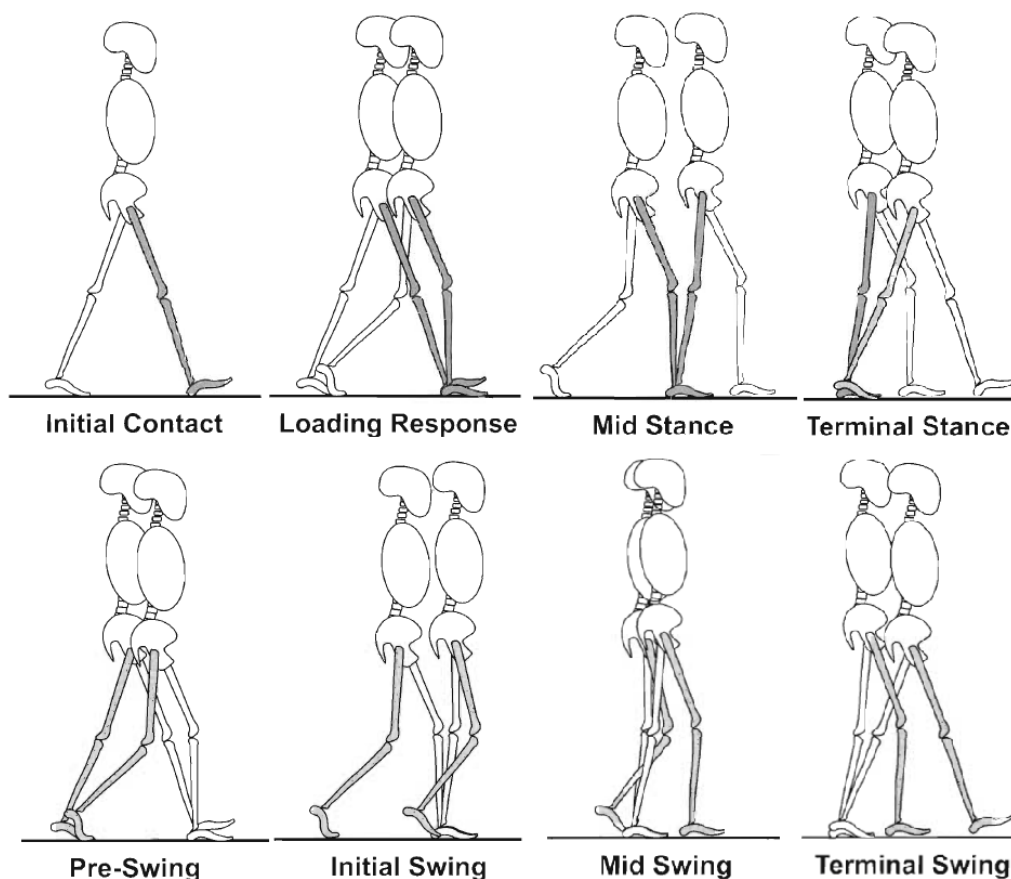
### **Chopartův kloub**

Transverzotarální neboli Chopartův kloub je funkční jednotkou, jež je tvořena dvěma klouby – talonavikulárním a kalkaneokuboidním. Vařeka a Vařeková (2009) uvádějí, že se pohyb v tomto „kloubu“ odehrává kolem dvou os. Kolem osy podélné probíhá pohyb středonoží a předonoží v rovině frontální do supinace a pronace, kolem osy šikmé dochází k dorsální flexi s abdukci a plantární flexi s addukci. Důležitá je zde provázanost mezi postavením v kloubu subtalárním a rozsahem pohybu v Chopartově kloubu. Při supinaci (inverzi) v subtalárním kloubu se zmenšuje rozsah pohybu v Chopartově kloubu a zvětšuje se tak jeho stabilita, naopak při pronaci (everzi) subtalárního kloubu se zvyšuje mobilita a dochází ke snížení jeho stability. Jednotlivé osy subtalárního a Chopartova kloubu lze nahradit tzv. Henkeho osou, kolem níž se odehrává pohyb do supinace a pronace. Její poloha se během těchto pohybů dynamicky mění.

### 2.1.2.2 Postavení kloubů nohy během krokového cyklu

Krokový cyklus neboli dvojkrok, se měří od kontaktu paty s podložkou k následujícímu kontaktu paty stejné dolní končetiny. Skládá ze dvou hlavních fází, švihové („Swing phase“), která zabírá zhruba 40 % krokového cyklu, a oporné nebo také stojné („Stance phase“), jež tvoří zhruba 60 % krokového cyklu. Počátkem švihové fáze je odlepení palce dané dolní končetiny a zakončuje ji dotyk paty téže končetiny s podložkou. Oporná fáze začíná dotykem paty s podložkou dané končetiny a končí odlepením palce stejné končetiny od podložky. Při chůzi dochází ke střídání fáze dvojí opory s fází jednooporovou (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

V literatuře se setkáváme s různým názvoslovím pro jednotlivé fáze chůzového cyklu. V této práci uvedu dvě základní dělení, s nimiž se nejčastěji můžeme setkat. Vaughan, Davis a O'Connor (1992) rozlišují úder paty („Heel strike“), kontakt nohy („Foot-flat“), střední stojnou fázi („Midstance“), odvinutí paty („Heel-off“) a odraz palce („Toe-off“), které patří do stojné fáze, a zrychlení („Acceleration“), střední švihovou fázi („Midswing“) a zpomalení („Deceleration“), které jsou součástí švihové fáze. Dle Perry a Burnfield (2010) (Obrázek 2) můžeme stojnou fázi rozdělit na počáteční kontakt („Initial Contact“), fázi zatěžování („Loading Response“), mezistoj („Mid Stance“), konečný stoj („Terminal Stance“) a předšvihovou fázi („Pre-Swing“). Švihová fáze se dělí na počáteční švih („Initial swing“), mezišvih („Mid Swing“) a konečný švih („Terminal Swing“).



Obrázek 2. Chůzový cyklus, upraveno dle Perry a Burnfield (2010, 11-16)

Na začátku opěrné fáze během období postupného zatěžování (Loading response) dochází k pasivní plantární flexi hlezenního kloubu z neutrálního nebo dorsálně flektovaného postavení a subtalární kloub se ze supinace (inverze) dostává do pronace (everze). Chopartův kloub jde oproti tomu do relativní supinace (inverze), k čemuž napomáhá aktivita svalstva brzdícího pasivní plantární flexi. Toto postavení vede k odemknutí Chopartova kloubu a tím jeho minimální stabilitě, avšak maximální volnosti a schopnosti plosky přizpůsobit se terénu (Vařeka & Vařeková, 2003).

V období střední opory (Mid-stance) dochází k opačnému jevu. V hlezenním kloubu probíhá dorzální flexe, subtalární kloub jde díky aktivitě m. triceps surae do supinace (inverze) a Chopartův kloub jde do relativní pronace (everze), čímž je uzamknut a stabilizován. Maximální zatížení chodidla spočívá na laterální straně metatarzu. Předonoží je zpevněno aktivitou m. tibialis posterior a m. peroneus longus (Vařeka & Vařeková, 2003).



Při aktivním odrazu (Active Propulsion, Terminal Stance) je hlezenní kloub aktivně plantárně flektován, v subtalárním a Chopartově kloubu pokračují započaté pohyby a Chopartův kloub je zde uzamčen a stabilizován. Zatížení chodidla se přesouvá mediálně dopředu a aktivitou m. peroneus longus a „kladkovým mechanismem“ plantární aponeurózy dochází ke zvýraznění nožního oblouku (Vařeka & Vařeková, 2003).

### 2.1.3 Klenby nožní a model „tříbodové“ opory

Klenba nožní je struktura, na jejímž udržení se podílejí kosti, klouby, vazy i svaly, jež jsou řízeny centrálním nervovým systémem. Z plantární strany jsou oblouky klenby vyplněny měkkými tkáněmi, které tlumí nárazy při nášlapu (Gross, Fetto, & Rosen, 2005). Vařeka a Vařeková (2003) definují klenbu jako statický útvar s vrcholovým klenákem, oblouky a pilíři. Vnitřní, zevní a přední oblouk se sbíhají do tří pilířů, jež se opírají do podložky hlavičkou I. a V. metatarzu a dorsální částí patní kosti. Toto ohraničení a tříbodové zatížení se vyskytuje pouze při statickém zatížení. Vařeka a Vařeková (2009) uvádějí, že z hlediska dynamiky je vhodnější přirovnání klenby například ke střeše, kde jsou krokve udržované v požadovaném postavení kleštinami, což lépe vystihuje schopnost reagovat na dynamické změny při chůzi. Vařeka (2004) tvrdí, že podkladem kostní architektury nožní klenby je ve fylogenezi prodělaný pronatorní zkrut nohy. Její výška je závislá na vzájemném postavení zánoží a předonoží. Kapandji (1987) uvádí, že nám zakřivení a pružnost klenby pomáhá vyrovnávat se s nerovnostmi povrchu a přenášet síly, které vznikají vahou našeho těla a jeho pohybem.

Dylevský (2009) poukazuje jednak na důležitou funkci svalů pro udržení nožních kleneb, ale i uspořádání kostních elementů a vazivových struktur nohy jako nepominutelný předpoklad pro zachování klenby. Dylevský dále uvádí, že svaly jsou aktivovány teprve při větším zatížení, nikoli při normálním zatížení, jakým je například stoj a chůze. Svaly se tedy aktivují s větší zátěží a jsou jakousi dynamickou rezervou pro udržení kleneb nožních. Dle Vařeky a Vařekové (2003) je role svalů na udržení klenby výraznější především v dětství, kdy se kosti a vazy teprve formují. Částečně klesá po ukončení vývoje nohy, kdy dochází ke zvýšení tuhosti jejího spojení a omezení mobility jejích kloubů. Svaly jsou podle nich důležité pro udržení klenby také

za různých patologických situací, kdy dochází k poruše vazů či kostí a dojde ke změně postavení v některé části nohy, jež má za následek přetížení ligamentózního aparátu. Pokud v časně fázi změněného postavení nedojde ke korekci, dojde i k přetížení svalového aparátu a fixaci patologického postavení, a to i ve vyšších etážích (koleno, kyčel, pánev, páteř, CNS). Kučera, Korbelař, Kolář a Linz (1994) nicméně doporučují pro správnou funkci nohy rozvíjet výkonnost svalů podílejících se na udržování klenby nožní (drobné svaly uložené v plosce nohy a svaly bérce jako m. tibialis anterior a m. peroneus longus) a zároveň ovlivňovat i sensorické funkce nohy, jež reflexně ovlivňují správné zabezpečení klenby.

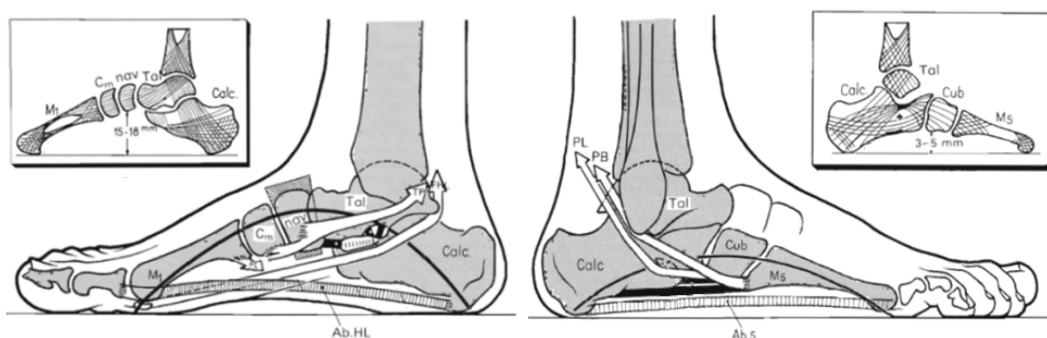
Kokubo et al. (2012) hovoří o významném vlivu svalů a šlach při kontrole pozice chodidla, zvláště pak pojednává o vlivu m. tibialis posterior (TP) a m. peroneus longus (PL). Funkcí m. tibialis posterior je plantární flexe nohy a inverze chodidla a TP významně podporuje mediální podélnou klenbu. Funkcí m. peroneus longus, který se upíná k bázi prvního metatarzu, je plantární flexe nohy a prvního metatarzu a everze chodidla. PL podporuje příčnou i podélnou klenbu nožní. Přestože zvyšuje podélnou klenbu, způsobuje i abdukcii předonoží, a tak zároveň může přispívat k deformitě nohy ve směru plochonoží a při tendinopatii a hyperaktivitě vede k rozvoji pes cavus. Vařeka a Vařeková (2009) uvádějí, že souhra těchto dvou svalů svými tahy (PL proximolaterální tah a TP proximomediální tah) komprimuje kosti tarzu a tím dochází k jejich stabilizaci. Nejednotné jsou názory na otázku vlivu m. tibialis anterior na mediální oblouk podélné klenby nožní. Někteří autoři jej považují za sval, jenž zvyšuje mediální oblouk, jiní uvádějí, že oblouk oplošťuje (Vařeka & Vařeková, 2009). Wong (2007) se domnívá, že m. abduktor hallucis longus má také vliv na velikost mediálního oblouku podélné klenby. Po fázi „Heel strike“ zpomaluje oploštění klenby a před fází „Toe-off“ tento oblouk zvedá.

Caravaggi et al. (2010) zdůrazňuje vliv plantární aponeurózy na mediální podélnou klenbu nožní. Tato pasivní struktura, jež působí v synergii s ostatními ligamenty a šlachami na plantární straně chodidla se během dynamické aktivity při zátěži pasivně prodlužuje. V průběhu krokového cyklu před fází „Heel strike“ svaly v přední části nohy (m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus) v kombinaci s protažením Achillovy šlachy aktivně upravují napětí plantární aponeurózy a tím modifikují podélnou klenbu.

### 2.1.3.1 Podélná klenba

Podélnou klenbu (Obrázek 3) ohraničuje mediální a laterální oblouk, mezi nimiž probíhají další oblouky. Zjednodušeně ji můžeme dělit na pět oblouků (dva laterální a tři mediální), které odpovídají pěti metatarzům. Nejvyšší je klenba pod prvním metatarzem, laterálně se klenba postupně snižuje. Mediální (tibiální) oblouk je nejvyšší a nejdelší a je vystaven největšímu zatížení ve stoji i během chůze. Jeho klenákem je os naviculare, jež leží 15 až 18 mm nad podložkou. Laterální (fibulární) oblouk je nižší, stabilnější a méně flexibilní než oblouk mediální. Je vyplněn měkkými tkáněmi, které jsou v kontaktu s podložkou a jeho klenákem je processus anterior kalkaneu, který leží ve výšce 3 až 5 mm nad podložkou (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2003).

Dle Koláře (2009) je podélná, kostně podmíněná klenba nohy, založena již při narození, ale v kojeneckém věku je vyplněna tukovým polštářem, což působí dojmem ploché nohy. Kučera et al. (1994) uvádí, že je formování klenby v průběhu ontogeneze podmíněno zráním CNS, a klenba není tudíž pouze odrazem anatomických poměrů, jak můžeme také pozorovat u paréz a stařeckých syndromů. Gallo (2011) říká, že teprve kolem druhého roku věku dítěte se klenba stává zřejmou a až do 6. roku života se zmenšuje valgózní postavení kalkaneu a současně s tím dochází k vyrovnávání osy kolena.

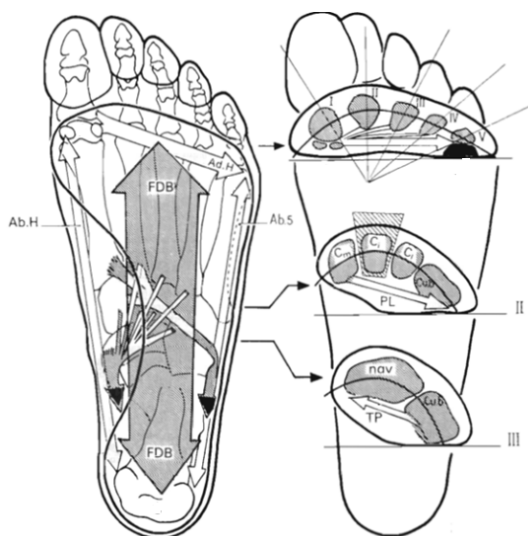


Obrázek 3. Podélná klenba, upraveno dle Kapandji (1987, 221, 223)

Legenda k obrázku 3: Ab5 – m. abductor digiti minimi, AbHL – m. abductor hallucis, Calc – calcaneus, Cm – os cuneiforme med., Cub – os cuboideum, FHL – m. flexor hallucis longus, M1 a M5 – I. a V. metatarz, nav – os naviculare, PB – m. peroneus brevis, PL – m. peroneus longus, Tal – talus, TP – m. tibialis posterior

### 2.1.3.2 Příčná klenba

Příčná klenba (Obrázek 4) je soubor příčných oblouků napříč celou nohou. Jeho přední oblouk se nachází v úrovni hlaviček metatarzů, je relativně plochý a je vyplněn měkkými tkáněmi. Střední oblouk se nachází v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Klenákem je os cuneiforme intermedium. Zadní oblouk můžeme nalézt v úrovni os naviculare a os cuboideum (Vařeka & Vařeková, 2003).

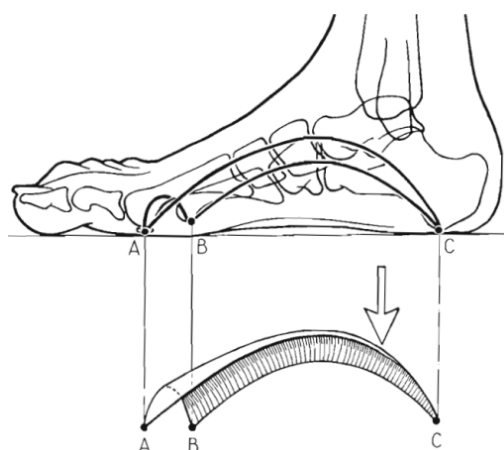


Obrázek 4. Příčná klenba, upraveno dle Kapandji (1987, 225)

*Legenda k obrázku 4:* Ab5 – m. abductor digiti minimi, AbHL – m. abductor hallucis, Ci – os cuneiforme intermed., Cm – os cuneiforme med., Cl – os cuneiforme lat., Cub – os cuboideum, FDB – m. flexor digitorum brevis, I až V – I. až V. metatarz, nav – os naviculare, PL – m. peroneus longus, TP – m. tibialis posterior

### 2.1.3.3 Model tříbodové opory

Jak již bylo řečeno, vnitřní, zevní a přední oblouk klenby nožní se sbíhají do tří pilířů (Obrázek 5), které se opírají do podložky hlavičkou I. (bod A) a V. metatarzu (bod B) a dorsální částí patní kosti (bod C). Toto ohraničení a tříbodové zatížení, jak jej popisuje Kapandji (1987), se vyskytuje pouze při statickém zatížení (Vařeka & Vařeková, 2003).



Obrázek 5. Klenba nožní a model třibodové opory (Kapandji, 1987, 219)

Vařeka (2004) zkoumal pomocí tlakové plošiny Footscan klasický třibodový model nohy při sledování trajektorie COP (center of pressure) a rozložení tlaků pod ploškou nohy. Probandi stáli na jedné noze a snažili se přenést zatížení co nejvíce dopředu a co nejvíce dozadu při zachování pocitu kontaktu celé plošky s podložkou. Při stožení s maximálním zatížením paty se COP pohyboval mezi patou, laterálním paprskem a hlavičkou prvního a druhého metatarzu, což se podobá klasickému statickému modelu třibodové opory. Vařeka však zdůrazňuje, že stoj není statickou záležitostí, ale jedná se o kvazistatický stav. Zavádí tzv. *dynamický model třibodové opory* nohy, kdy se kontinuálně mění kombinace opěrných bodů. Minimálně potřebujeme pro zachování stability tři opěrné body. Při jejich redukci (na jeden nebo dva body) je zapotřebí přidat k udržení balance rovnovážné pohyby horních končetin a trupu nebo na člověka musí působit setrvačné síly (běh, chůze).

V otázce existence klasického modelu třibodové opory bychom mohli brát v úvahu, že rozložení tlaku není pouze záležitostí výše popsaných kostěných struktur, ale také měkké tkáně plošky mohou tento model ovlivnit a rozložit tlak do větší oblasti. Podle Vařeky (2004) je však podíl měkkých tkání plošky na efektivním přenosu síly a rozložení zatížení minimální. Plocha dotyku plošky a podložky (tzv. kontaktní plocha) tedy není využita pro přenos zatížení rovnoměrně, pouze opěrné body přenášejí síly efektivně a přispívají tak k udržení posturální stability.

Vařeka (2004) tedy zpochybňuje klasický model tříbodové opory. Při stoji podle něj dochází k průběžným změnám opěrné plochy. Ta je vytvářena jednotlivými opěrnými body, jejichž kombinace se neustále mění.

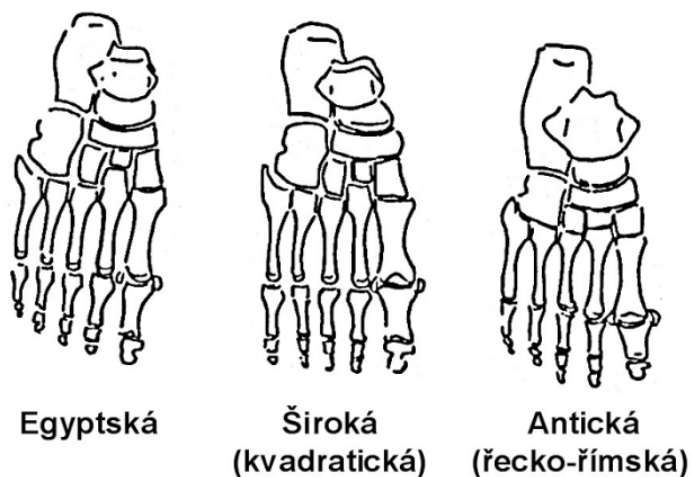
## 2.1.4 Typologie nohy

V literatuře se můžeme setkat s různými typologiemi nohy. Některá jsou zaměřena především anatomicky a popisují velikosti, tvary a další rozměry nohy, jiná zohledňují především její funkci. Vařeka a Vařeková (2003) se přiklánějí především k funkční typologii nohy, která může být podkladem racionální volby léčebných opatření u méně závažných poruch funkce nohy. Oproti tomu antropologické typologie jsou dle jejich názoru příliš jednoduché, o funkci nohy mnoho nevypovídají a do praxe jsou málo použitelné.

### 2.1.4.1 Antropologická typologie

Antropologické dělení je dle Vařeky a Vařekové (2003) velmi zjednodušené, a jak již bylo řečeno, nemá pro klinickou praxi příliš velký význam. Dungl (1989) rozlišuje nohu dle zevního tvaru na nohu řeckou, egyptskou a kvadratickou. Každý typ dále dělí na tři subtypy podle metatarzální, falangeální nebo metatarzofalangeální převahy.

Vzorec nohy můžeme dělit podle délky prstů takzvanou digitální formulí, kde číslo 1 znázorňuje palec, číslo 2 ukazováček, číslo 3 prostředníček, číslo 4 prsteníček a číslo 5 malíček. Digitální formulí například pro egyptský typ nohy bychom označili:  $1 > 2 > 3 > 4 > 5$ , pro řecký typ:  $1 < 2 > 3 > 4 > 5$ , pro kvadratický typ:  $1 = 2 > 3 > 4 > 5$  nebo  $1 = 2 = 3 = 4 > 5$  (Vařeka & Vařeková, 2009). Existují však i další typy, například Klementa (1987) rozlišuje 8 typů digitálních formulí a to I:  $1 > 2 > 3 > 4 > 5$ , II:  $2 > 1 > 3 > 4 > 5$ , III:  $1 = 2 > 3 > 4 > 5$ , IV:  $2 > 3 > 1 > 4 > 5$ , V:  $2 > 1 = 3 > 4 > 5$ , VI:  $1 > 3 > 2 > 4 > 5$ , VII:  $1 > 2 = 3 > 4 > 5$ , VIII:  $3 > 2 > 1 > 4 > 5$ . V literatuře se můžeme setkat nejen s různými typy, ale i s nejednotným názvoslovím. V této práci se budeme věnovat třem nejčastěji se vyskytujícím typům (Obrázek 6).



Obrázek 6. Typy nohy (Kučera et al., 1994)

#### a) Řecká noha

Řecká noha (antická noha, řecko-římská, atavistická noha, neandertálská noha) je dle Vařeky a Vařekové (2003) typická nejdelším druhým paprskem a obvykle i nejvíce prominujícím druhým metatarzem, poté prvním a třetím prstem. Můžeme zde někdy i najít výraznou meziprstní řasu mezi druhým a třetím prstem. U tohoto typu nohy jsou typické specifické otlaky (pod hlavičkou II. metatarzu, na laterální straně hlavičky V. metatarzu, na mediální straně hlavičky I. metatarzu a interfalangeálního kloubu I. prstu). Zátěž, která je zvláště vyvíjená na prominující II. metatarz, může způsobit jeho hypertrofii, bolest až jeho únavovou zlomeninu. Stabilizace nohy vyžaduje větší svalovou aktivitu. Při nošení nevhodné obuvi (úzká, krátká) může dojít ke vzniku hallux valgus a kladívkových prstů. Kučera et al. (1994) uvádí, že jí charakterizuje výrazně menší dotekový prostor nežli je tomu u ostatních typů. Takováto noha má dobré předpoklady k podávání sportovních výkonů, avšak za pečlivějšího výběru druhu a dávkování zátěže nežli u nohy egyptské.

#### b) Egyptská noha

U Egyptské nohy je nejdelší palec, dále se prsty postupně zmenšují. Podle Vařeky a Vařekové (2003) se může díky nejdelšímu I. paprsku a nejvíce prominujícímu I. metatarzu snadněji u tohoto typu nohy rozvinout hallux valgus a hallux rigidus. Tento typ se vyskytuje u většiny Evropanů. Kučera et al. (1994) poukazuje na velkou plochu

doteku prstů a tím pádem i malé riziko přetížení metatarzofalangeálních kloubů. Noha má tak dobré předpoklady jak k odrazovým aktivitám, tak i k dynamické a statické dlouhodobé zátěži.

### c) **Kvadratická noha**

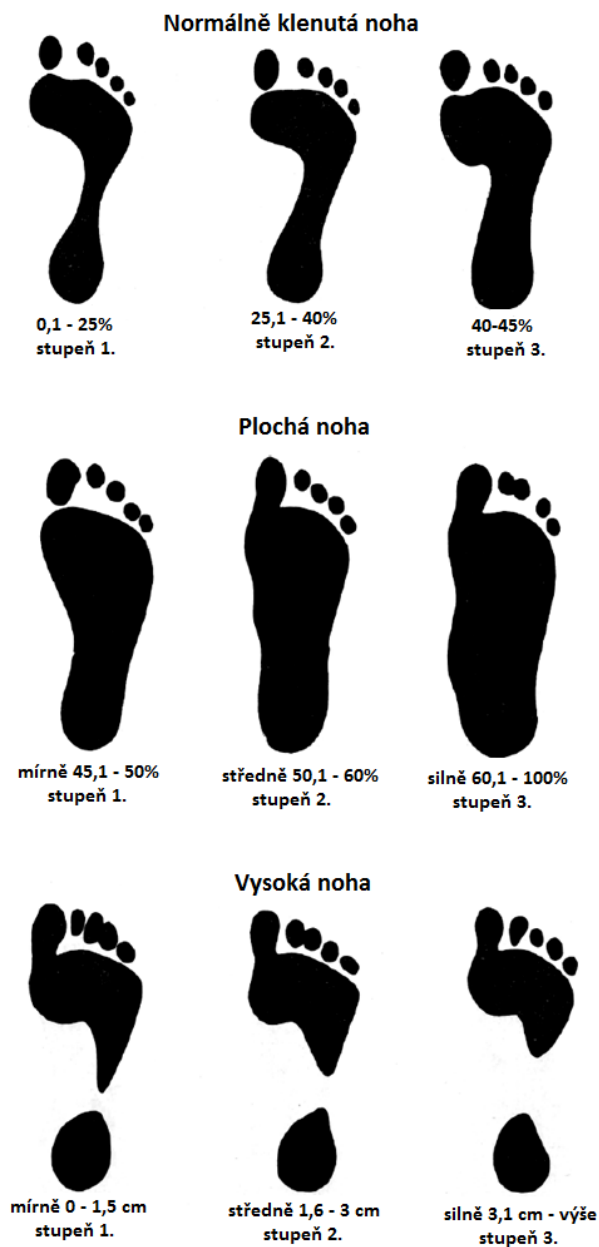
Kvadratická či polynéská nebo také široká noha se vyznačuje obdélníkovým tvarem, kdy jsou první tři prsty stejně dlouhé. U tohoto typu nohy se často může vyskytovat zvýšená bolestivost, přetížení až únavové zlomeniny při intenzivnějších sportovních aktivitách. Důvodem je výrazné zatížení některého z prstů, jelikož systém nohy zde nepracuje jako celek. V Evropě tento typ není příliš častý, vyskytuje se pouze u 9 % populace (Kučera et al., 1994; Vařeka & Vařeková, 2009).

#### **2.1.4.2 Klasická klinická typologie nohy**

Klinická typologie nohy vychází z klasického tripodního modelu nohy. Dělí nohu na nohu normálně klenutou, plochou a vysokou. Klementa (1987) dělí každý typ na tři stupně (Obrázek 7). U nohy ploché a normálně klenuté hodnotí pomocí plantogramu poměr mezi nejužším (a) a nejširším (b) místem plantogramu v procentech (metoda Chippaux-Šmiřák), kdy se z naměřených hodnot vypočítá index nohy podle vzorce  $i[\%] = (a/b) \cdot 100$ . U nohy vysoké Klementa hodnotí v centimetrech velikost mezery mezi otisknutou patní a přední částí nohy na plantogramu.

Tato typologie je podle Vařeky a Vařekové (2005) díky své jednoduchosti stále jednou z nejrozšířenějších, ač nebere v úvahu kineziologii a patokineziologii nohy a dynamické změny nohy během zatížení při chůzi. Pro stanovení typu nohy dle klinické typologie lze, jak uvádějí Vařeka a Vařeková, využít jednoduchých klinických vyšetření, podogramů a antropometrických měření, ale i zobrazovacích metod (např. RTG) a systémů měřících tlakové rozložení pod chodidlem (např. Footscan, EMED Pedar).





Obrázek 7. Klasická typologie nohy, upraveno dle Klementy (1987, 21-23)

#### a) Normálně klenutá noha

Za normálně klenuté nohy Klementa (1987) považuje ty, které mají poměr mezi nejužším a nejširším místem planigramu od 0,1 % do 45 %. Rozlišuje zde tři stupně normálně klenuté nohy, kdy první stupeň představuje 0,1 % až 25 %, druhý stupeň je mezi 25,1 % a 40 % a třetí stupeň je v rozpětí 40,1 % až 45 %. Pokud je tento poměr vyšší, jedná se už o nohu plochou. Podle Koláře (2009) by se noha měla dotýkat podložky v souvislé ploše jen na své zevní straně.

## b) Plochá noha

U ploché nohy dochází ke snížení nožní klenby, a to buď podélné, příčné nebo obou dvou dohromady. Například u vysokého typu nohy se podle Vařeky a Vařekové (2005) můžeme často setkat se snížením příčného klenutí. Důležité je také rozlišit diagnózu „plochá noha“ od klinického nálezu „plochonoží“. Skalka (2002) používá termín „spící noha“, kdy nejsou dostatečně aktivované svaly nohy, tím pádem se oploští přirozené klenby nožní a dochází tak ke změně postavení. Tato změna je zdrojem zkreslené aferentace a projeví se jednak v kloubech nohy, ale dochází také k přenosu vzestupně na další klouby. Po stimulaci plosky a lepším nastavení nohy při zatížení dochází ke změně postavení pánve a dále i k aktivaci hlubších vrstev pánevního dna.

**Podélně plochá noha** může být vrozená a stejně tak se může objevit i v průběhu života. Je ovlivněna mnoha anatomickými faktory. Haendlmayer a Harris (2009) uvádějí například valgózní postavení a zevní rotaci kalkaneu proti talu a tzv. talonavikulární subluxaci, kdy je kost člunkovitá (os naviculare) subluxována proti talu dorso-laterálním směrem. S plochou nohou se můžeme setkat u dětí i dospělých a může být flexibilní či rigidní a dále je možno plochou nohu rozdělit na vrozenou a získanou (Nurzynska et al., 2012).

Klementa (1987) opět rozděluje plochou nohu do tří stupňů, a to stupeň první (mírně plochá noha) s rozpětím indexu nohy 45,1 % až 50 %, stupeň druhá (středně plochá noha) mezi 50,1 % až 60 % a třetí stupeň (silně plochá noha) od 60,1 % do 100 %. Oproti tomu Stryhal (1959) rozděluje plochou nohu do stupňů čtyř. Prvním stupněm je noha přetížená, unavená, mající ještě normální tvar, avšak se zřejmou větší valgozitou paty při vyšetření. Druhý stupeň, noha ochablá, se vyznačuje pokles klenby patrným jen v zatížení, v odlehčení se opět modeluje. Při třetím stupni, flexibilní ploché noze, je klenba sice trvale plochá, ale je možná pasivní modelace do normálního tvaru. Při čtvrtém stupni, označovaném jako rigidní, nastupuje fixovaná deformita, kterou již nelze ani pasivně korigovat.

Příčina *dětské ploché nohy* není dle Galla (2011) často známá. Tato deformita se vyznačuje absencí mediální části podélné klenby spolu se zvýšenou valgozitou paty. Haendlmayer a Harris (2009) uvádějí, že se může vyskytnout v důsledku zánětu (juvenilní revmatoidní artritida), poruch pojivové tkáně (Marfanův syndrom), tarzální

koalice, neurologických poruch (DMO, meningomyelokéla) a dalších. Flexibilní dětská plochá noha (*pes planovalgus*) se vyznačuje normálními oblouky při nezatížené dolní končetině a stojí na špičkách, zatímco při zatížení se podélná klenba oploští. Bývá často asymptomatická, ale mohou se objevit i bolesti podél mediálního okraje chodidla, v oblasti sinus tarsi nebo se mohou projevit bolesti kolen, kyčlí a spodní části zad. Podle Nurzynska et al. (2012) je asymptomatická flexibilní dětská noha jednou z nejčastějších forem dětské ploché nohy u dětí do 7 let a nevyžaduje zahájení léčby. Jsou však doporučeny pravidelné preventivní prohlídky u lékaře, aby se předešlo možnému progresi. U dětí se můžeme setkat i s rigidním plochonožím, kdy je klenba pokleslá jak při zatížení, tak i u nezatížené dolní končetiny. Pohyb středonoží a zánoží je omezen či zcela chybí. Terapie se dle Galla volí převážně konzervativní. K operační léčbě se přistupuje při neúspěchu konzervativních metod či výrazných deformit s rychlou deformací obuvi.

U získané *ploché nohy dospělých* jde podle Galla (2011) o statickou deformitu, která se vyvíjí v důsledku chronického přetěžování po ukončení kostního růstu. Svoji roli zde hraje například nepoměr mezi velikostí zátěže a nosností klenby, patologie lig. calcaneonavicular, nadváha, dlouhodobá statická zátěž, úrazy, vrozené vady pojiva, hormonální změny, těhotenství, osteoporóza, neurologické poruchy vedoucí ke svalovým dysbalancím a jiné. Nejčastější příčinou získané ploché nohy u dospělých je dle Haendlmayer a Harris (2009) dysfunkce šlachy m. tibialis posterior. Plochá noha v dospělém věku může být také vyústěním ploché nohy z dětského věku. Haendlmayer a Harris dělí plochou nohu u dospělých rovněž na flexibilní a rigidní. Flexibilní plochá noha může chronickým přetěžováním a následnými artritickými změnami přejít v deformitu rigidní. Gallo uvádí, že volba terapie se odvíjí od stupně deformity. Lehčí formy se řeší konzervativně rehabilitačním cvičením, zhotovením speciální ortopedické obuvi či individuálních ortopedických vložek a režimovými opatřeními, jako je například snížení váhy, vyvarování se dlouhého stání a náročné chůze.

Gallo (2011) doporučuje pro odlišení normální nohy od ploché nohy využít například stoj na špičkách, kde má za fyziologických podmínek dojít k vytvoření klenby a patní kost se staví z lehké valgosity do mírné varosity. Dále je možno použít RTG vyšetření, otisky nohy (plantogram) a tlakové plošiny. Haendlmayer a Harris (2009) doporučují vyšetření aspektů při zatížení (stoj, chůze), stejně tak i vyšetření nezatížené nohy. Vyšetřující sleduje postavení nohy, deformity, otok, zbarvení kůže, dále

tzv. „příznak příliš mnoha prstů“ při pohledu zezadu a další. Důležité je také prohlédnout obuv, která může být specificky prošlapaná a palpačně vyšetřit oblast kolem mediálního kotníku a šlachy m. tibialis posterior, která může být velmi bolestivá. Vyšetřující kontroluje také teplotu kůže, případný otok a rozsah pohybů v kotníku, subtalárním kloubu a jointplay drobných kloubů nohy. Může také otestovat sílu m. tibialis posterior. Plochá noha se podle Honzíkovej, Svobody, Janury, Rosického a Martináskovej (2013) často pojí u dětí i dospělých s valgozitou paty, a proto je určení jejího postavení jedním z kritérií při klinickém vyšetření plochonoží.

**Příčně plochá noha** (pes transversoplanus) je stav, kdy dochází k narušení normálního způsobu přenosu sil hlavičkami metatarzů, jehož výsledkem je chronické přetížení metatarzů a snížená schopnost snášet statické zatížení. Vede k bolesti metatarzů, nejčastěji dochází k přetížení středních metatarzů (II. a III.) obvykle z důvodu funkční insuficience I. paprsku. Někdy dochází až k únavovým zlomeninám II. a III. metatarzu. Můžeme pozorovat otlaky pod hlavičkami metatarzů a často také deformity jako hallux valgus a kladívkovité prsty. Bolest se objevuje v přední části nohy, zvláště při dlouhém stání nebo chůzi. Od příčně ploché nohy je třeba odlišit Mortonovu neuralgii, jež se projevuje rovněž bolestí v oblasti metatarzů – oblast III. a IV. metatarsophalanfeálního kloubu. Příčinou je útlak prstové větve n. plantaris medialis (Gallo, 2011).

### c) **Vysoká noha**

U vysoké nohy se objevuje akcentace mediálního oblouku. Klinicky je důležitý fakt, že se vysoká noha často pojí se snížením příčné nožní klenby. Můžeme sem zařadit například pes excavatus, pes equinus cavovarus, pes cavovalgus, pes calcaneocavus a další (Vařeka & Vařeková, 2003, 2009). Klementa (1987) rozlišuje mírně vysokou nohu, kdy je velikost mezery mezi otisknutou patní a přední částí nohy na plantogramu 0,1 cm až 1,5 cm, dále středně vysokou nohu s rozpětím mezery 1,6 cm až 3 cm a velmi vysokou nohu, kde mezera činí 3,1 cm a více.

### 2.1.4.3 Funkční typologie nohy

Funkční typologie vychází z kineziologie a funkční anatomie nohy, zkoumá především postavení v subtalárním a transverzotarzálním (Chopartově) kloubu a funkci nohy jako celku. Nejrozšířenější je funkční typologie dle Roota, která pochází z poloviny minulého století. Normální postavení nohy definuje tak, že je osa dolní třetiny bérce a osa zadní plochy paty shodná a spolu s tím je shodná i rovina plosky pod předonožím a pod zánožím. Odchylky od tohoto postavení původně Root rozdělil do čtyř základních typů – varózní zánoží, varózní předonoží, valgózní předonoží a pes equinus. Později byly doplněny i další subtypy. Vyšetření probíhá jak při zatížení dolní končetiny ve stoji a při chůzi, tak i v odlehčení vleže na břiše. Důležité je správně si stanovit normální postavení subtalárního kloubu, což se však v praxi může ukázat jako problémové (Vařeka & Vařeková, 2003, 2009).

Jelikož postavení nohy ovlivňuje i další segmenty lidského těla, může nám funkční typologie pomoci odhalit příčinu poruch funkce vyšších etází (např. koleno, kyčel a páteř). Na základě této typologie byl vytvořen systém tzv. funkčního ortézování s použitím klínů a podpěr. Rootova funkční typologie může být využita ve sportovní medicíně a při léčebných opatření u méně závažných poruch funkce nohy. V případě těžších deformit je však dle Vařeky a Vařekové (2009) její použitelnost omezená.

Problematika funkční typologie nohy je nad rámec této práce. Více se této problematice věnuje práce Vařeky a Vařekové (2003, 2009).

## 2.2 Posturální stabilita

### 2.2.1 Posturální stabilita, postura a rovnováha

**Posturální stabilita** je schopnost organismu zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil, čímž zabraňuje nezamýšlenému anebo neřízenému pádu. Statické a dynamické strategie zajišťující posturální stabilitu můžeme shrnout pod pojmy rovnováha a balance. Aby nedošlo ke ztrátě rovnováhy, je třeba neustále přizpůsobovat svalovou aktivitu a polohu kloubů funkčním požadavkům k udržení těla nad opěrnou bází (Vařeka, 2002a). Posturální stabilitu můžeme rozdělit na statickou a dynamickou. Statická posturální stabilita je schopnost udržovat stabilní klidový stoj nad statickou opěrnou bází. Dynamická posturální stabilita je schopnost přemístit těžiště a kontrolovat jeho projekci nad opěrnou bází při přechodu z dynamického do statického stavu (Heebnera, Akinsb, Lepharta, & Sella, in press).

**Rovnováha** nastává, pokud jsou všechny síly, které působí na těleso, vyrovnány a těleso je v klidovém stavu. U živého organismu mluvíme o takzvané dynamické rovnováze, kdy je svalovou činností udržována určitá poloha segmentů. Stabilitu můžeme definovat jako míru úsilí potřebného k porušení rovnováhy ležícího tělesa v gravitačním poli. Ve stabilní poloze (například leh) je zapotřebí vynaložit značné úsilí k poruše této rovnováhy. Stabilita se zvětšuje se zmenšující se vzdáleností těžiště od oporné báze, se zvětšující se hmotností tělesa a plochou oporné báze. Průmět těžiště se nachází uvnitř opěrné báze. Oproti tomu nestabilní poloha (například stoj) je taková, při které stačí malé úsilí k porušení rovnováhy (Véle, 1995).

Stoj vyžaduje větší nároky na udržení stability a lidské tělo se stává nestabilním systémem s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm. Stoj nelze podle Vařeky (2002a) označovat za statickou činnost, ale jedná se o tzv. kvazistatickou činnost, při níž dochází k neustálým vzájemným pohybům segmentů. Mění se tak poloha těžiště, COP i COG (vysvětleno dále). Adedoyina, Olaoguna, Omotayoa, Olawaleb a Egwua (2008) uvádějí, že během normálního stoje se konstantně pohybuje COP a dochází ke kontinuálnímu vychylování těla, které je třeba koordinovat kontrolním systémem. Udržování rovnováhy tak vyžaduje konstantní regulaci pomocí kontrakce svalů dolních končetin a trupu.

Vzpřímené držení těla je zajišťováno třemi hlavními složkami, které jsou ve vzájemné interakci. První z nich je *složka senzoričká*, kam řadíme propiocepci, zrak, vestibulární systém a exterocepci. Druhou složkou je *složka řídicí*, která představuje centrální nervový systém, tedy mozek a míchu. Třetí je *složka výkonná*, složená z pohybového aparátu s důležitou funkcí kosterních svalů. Díky kompenzačním a substitučním schopnostem organismu je možno do jisté míry fungovat i při porušení funkce některé z výše uvedených složek (Vařeka, 2002b; Véle, 1995, 2006).

Posturální stabilita je ovlivňována spoustou faktorů. Tyto faktory můžeme dělit podle Véleho (1995) na fyzikální a neurofyziologické. K *fyzikálním faktorům* řadíme velikost oporné plochy, hmotnost osoby, výšku těla a polohu těžiště, dále charakter kontaktu těla s opornou plochou, polohu a vlastnosti hybných segmentů (například tuhost tkání). Mezi *neurofyziologické faktory* patří psychické stavy a vlivy vnitřního prostředí (například onemocnění vnitřních orgánů, bušení srdce, dýchací pohyby), procesy nastavující excitabilitu, procesy spouštějící pohybové programy a procesy zpětnovazebné, které mění posturu na základě signálů z propioceptorů a exteroceptorů. Heebnera, Akinsb, Lepharta a Sella (in press) uvádějí, že existuje souvislost mezi zhoršením posturální stability a prodělaným neurologickým či muskuloskeletálním zraněním.

**Postura** je dle Koláře (2009) aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, které je součástí jakékoli polohy a každého pohybu. Je to základní podmínka pohybu. Vařeka (2002a) zdůrazňuje vnímání postury jako aktivního držení, které je řízeno CNS podle určitého motorického programu. Véle (2006) definuje posturu jako klidovou polohu těla, která se vyznačuje určitou konfigurací pohyblivých segmentů. Pokud máme v úmyslu udělat nějaký pohyb, zaujímáme polohu pohotovostní (tzv. stand by). Ta se mění těsně před zamýšleným pohybem v účelově orientovanou polohu – atitudu, ze které pak vychází daný pohyb. Véle (1995) uvádí, že postura vždy předchází pohybu. Na jejím udržování se podílí posturální systém prostřednictvím aktivace tonických svalů. Při pohybu se však uplatňuje aktivace fázických svalů a posturální svaly jsou do určité míry inhibovány, ale podílejí se na udržování plynulosti daného pohybu. Posturální funkce převažuje opět po skončení pohybu. Míra excitability posturálního systému narůstá se zvyšující se labilitou polohy. Vyšší je tudíž při stoji, kdy je těžiště těla vysoko nad opornou bází, menší je vsedě a nejmenší je vleže.

**Posturální motorika** udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla prostřednictvím neustálého balancování kolem střední polohy. Díky tomu je možno rychle přejít z klidové polohy do pohybu a z pohybu zpět do klidu. Hlavní roli zde hraje schopnost rychle, precizně a koordinovaně reagovat na změny, nikoli svalová síla. Posturální systém vytváří spolu se systémem lokomočním tzv. „hrubou motoriku“ (Véle, 2006).

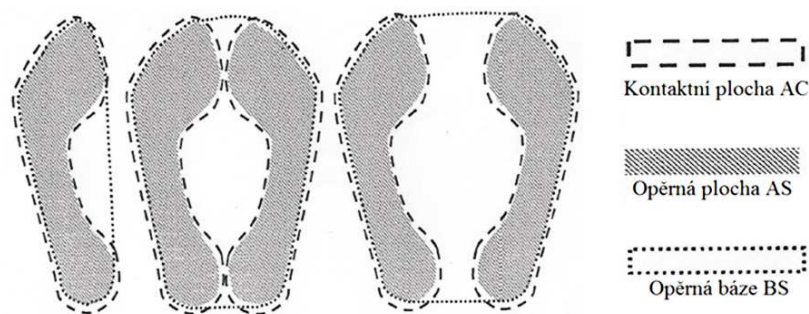
Aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil (především síly tíhové) nazýváme dle Koláře (2009) **posturální stabilizací**. Ta je součástí všech pohybů a zajišťují ji svaly řízené centrální nervovou soustavou. Véle (1995, 2006) tvrdí, že při stabilizaci vertikálního držení (stoj) dochází k distoproxilánímu náboru svalů na dolních končetinách, od slabších menších svalů, až po velké silné svalové skupiny. Svaly kolem páteře se aktivují obdobně, od drobných hlubokých svalů (flexibilní segmentová stabilizaci páteře) k silnějším povrchovým svalům působícím přes několik segmentů (sektorová a celková stabilizace).

## 2.2.2 Základní pojmy

V literatuře věnované posturální stabilitě se často můžeme setkat s pojmy opěrná plocha, plocha kontaktu, opěrná báze, úložná plocha, těžiště (COM, Centre of Mass), COG (Centre of Gravity) a COP (Centre of Pressure).

*Opěrná plocha (Area of Support, AS)*, která je částí *kontaktní plochy (Area of Contact, AC)*, se podílí na vytvoření *opěrné báze (Base of Support, BS)*. Opěrná plocha se tedy aktivně podílí na opoře a na kontrole posturální stability. Tento vztah můžeme lépe pochopit z následujícího obrázku (Obrázek 8). V případě hlubokého bezvědomí či u novorozenců, kteří ještě nemají řízené držení postury, mluvíme o *úložné ploše (Area of Load, AL)*. Ta není využita k vytvoření BS (Vařeka 2002a).





Obrázek 8. Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze

(Vařeka, 2002a, 117)

*Těžiště*, nebo také *COM* (*Centre of Mass*), je předpokládaným hmotným bodem, do kterého je koncentrována hmotnost celého těla. Jeho průmět do roviny opěrné báze se nazývá *COG* (*Centre of Gravity*). Důležitý pojem v oblasti posturální stability je působíště vektoru reakční síly podložky – *COP* (*Centre of Pressure*). Jeho polohu ovlivňuje poloha COM, ale i aktivita bérceových svalů, kdy se COP například při aktivaci plantárních flexorů nohy posunuje směrem dopředu. Polohu COP lze vypočítat z hodnot reakční síly naměřených v rozích silové plošiny nebo jako vážený průměr všech tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy (Vařeka 2002a).

COG i COP se musí ve stoji neustále nacházet v BS. Snažíme-li se přiblížit je hranici BS, následuje pád či úkrok. COG se může vyskytnout pouze na omezené části plochy potenciálního výskytu COP. Při chůzi může těžnice směřovat i mimo BS. V dvouoporové (či víceoporové) fázi se COP může nacházet mimo BS, v jednooporové nikoli. COM a COG se při stoji nemohou nacházet dorzálně od osy hlezenního kloubu (Vařeka 2002a, 2004).

## 2.2.3 Řídící mechanismy posturální stability

### 2.2.3.1 Proces řízení motoriky obecně

Při řízení pohybu dochází k výměně informací mezi řídicími orgány CNS a výkonným pohybovým aparátem. Informace jsou vedeny eferentními drahami z centra směrem k periférii a opačným směrem jsou vedeny aferentní informace z periferie

směrem do CNS. Zdrojem aferentních informací jsou proprioceptory ze svalů, šlach, kloubů a vestibulárního aparátu a receptory kožní, zrakové i sluchové. Rozdíly mezi zamýšleným a aktuálně prováděným pohybem jsou mozečkem neustále porovnávány a v případě nesouladu je pohyb ve svém průběhu opraven, aby bylo dosaženo požadovaného cíle (Véle, 2006).

U volní motoriky vychází prvotní popud k pohybu ze struktur CNS, které mají vztah k limbickému systému (motivační ústředí). Poté následuje senzorká analýza okolního prostředí a je vypracován plán akce a strategie dosažení cíle. Mozek nakonec vypracuje konkrétní program pohybu, na základě kterého dochází k iniciaci a realizaci pohybu. V procesu řízení se uplatňuje asociační (zadní parietální) korová oblast mozku, prefrontální korová oblast, suplementální motorická oblast, premotorická kůra, bazální ganglia a cerebrální mozeček až po primární motorickou korovou oblast (Kralíček, 2002).

Spolu s vytvořením pohybového programu pro změnu polohy se tvoří i program polohový, který polohu udržuje (stabilizace). Tyto programy jsou složeny z určitých elementárních podprogramů (pohybové stereotypy). Je třeba mít v záloze řadu různých programů získaných učením, aby byl člověk schopný adekvátně reagovat na různé situace. Rámcové lokomoční i posturální programy jsou geneticky zakotveny a strukturálně fixovány. Vytvářejí se prostřednictvím učení a opakováním se fixují a zdokonalují. Pokud nějaký pohybový program často opakujeme, zabírá větší rozsah mozkové kůry, stává se automatickým a mozek mu dává přednost před ostatními méně používanými programy. V terapii tohoto faktu využíváme a motivujeme pacienta k opakovanému cvičení, které je zvládnuto dobře i po kvalitativní stránce (Véle, 1995, 2006).

Pohyb je tedy výsledkem spuštění určitého programu, vybraného na základě aktuálního nebo odhadovaného stavu zevního prostředí. CNS dokáže předvídat pohyb a zajistit adekvátní nastavení postury před začátkem situace, která může způsobit vyvedení těla z rovnováhy – tzv. anticipatorní mechanismy. Pokud během pohybu nastane nějaká nepředvídaná změna, která může akutně ohrozit rovnováhu, nastupuje reflexní řízení (rychlý míšň reflexní servomechanismus). Reflexní odpověď je jakýmsi rychlým nouzovým zákrokem při selhání předem připraveného programového mechanismu (Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

### 2.2.3.2 Strategie řízení posturální stability

Posturální funkce probíhají podvědomě. Vařeka (2002b) rozděluje strategie zajištění posturální stability na statické a dynamické. *Statickou strategii* představují balanční mechanismy, především hlezenní a kyčelní mechanismus, u nichž nedochází ke změně AC. Pokud dojde k velkému vyvedení z rovnováhy (COP a COG mimo hranice BS), přichází na řadu *dynamická strategie*. Ta obsahuje mechanismus úkroku, přidržení se pevné opory v okolí a další mechanismy, při kterých dochází ke zvětšení BS. V případě, že není možno znovu nabýt rovnováhy ani pomocí dynamické strategie, přichází na řadu program „preventivního“ *řízeného pádu*, kde se uplatňují automatické obranné mechanismy jako natažení horních končetin ve směru pádu a ochrana hlavy a obličeje. Při selhání všech strategií dochází k neřízenému pádu, a může tak dojít k závažným úrazům. Rubenstein (2006) označuje posturální nestabilitu za hlavní rizikový faktor častých pádů starších lidí.

Strategii hlezenní používáme při stoji především jako mechanismus udržení stability v předozadním směru, na čemž se podílí především plantární flexory hlezenního kloubu. Částečně se zapojují také dorsální flexory, které však nemohou vyprodukovat tak velkou kontrakční sílu a zároveň působí na kloub přes menší páku. Pokud jsou síly působící na tělo v předozadním směru větší, zapojí se do procesu udržení rovnováhy i svaly kyčelní. Kyčelní strategie vyrovnává především výchylky do stran (Vařeka, 2002b).

Při statických a dynamických činnostech se zapojují odlišné dráhy, a proto je v klinické praxi důležité vyšetřovat posturální stabilitu staticky i dynamicky (Heebnera, Akinsb, Lepharta, & Sella, in press).

### 2.2.3.3 Vliv senzorické informace na posturální stabilitu

Senzorické informace se významně podílí na řízení stabilizace. Informace z receptorů míří do CNS, kde jsou porovnávány s informacemi uloženými v paměti a jsou dále využity v procesu řízení. Do senzorické složky patří informace z proprioceptorů, exteroceptorů, zrakového a vestibulárního systému. Informace

z jednotlivých receptorů by si měly odpovídat. Pokud tomu tak není, dochází k poruchám rovnováhy a závratím (Véle, 1995, 2006).

Při vyřazení některé ze složek je řízení rovnováhy značně složitější. Těchto poznatků využíváme při testování rovnováhy či při rehabilitačním cvičení, a můžeme tak zvyšovat náročnost testu či cviku prostřednictvím zavření očí, redukce opory (stoj na špičkách, stoj na jedné dolní končetině), nestabilním povrchem (měkký molitan, balanční pomůcky), pohyby hlavy a končetin apod. Výsledky studie Hejdy, Čákrta, Sochy, Schlenkera a Kutílka (in press) ukazují, že nejlepší úloha pro odhalení deficitů posturální kontroly u zdravých lidí je stoj na molitanu se zavřenýma očima.

**Proprioceptory** jsou mechanoreceptory, pomocí nichž lze vnímat vzájemnou polohu a pohyb těla. Propriocepce tedy zahrnuje statestézii (polohocit), která podává informace o vzájemné poloze částí těla a postavení kloubů, a kinestézii (pohybocit), jež informuje o vzájemném pohybu částí těla, rychlosti a rozsahu pohybu v kloubech. Mezi nejvýznamnější proprioceptory patří svalová vřetenka a šlachová tělíška. Somatosenzorické informace z aferentních receptorů z kůže, kloubů, svalů a šlach hrají klíčovou roli v udržování posturální stability (Johnson, Babis, Soultanis, & Soucacos, 2008; Králíček, 2002; Qu, 2015).

Při řízení stability stoje jsou obzvláště důležité informace z oblasti hlavy, páteře, pánve a dolních končetin. Hlava nese orgány, které jsou důležité pro orientaci v zevním prostředí (zrakový, vestibulární a sluchový aparát). Zvláště velké množství receptorů se nachází v oblasti horní krční páteře (subokcipitální svaly) a okohybných svalů. Další zásadní oblastí je chodidlo a informace z něj. Pokud je propriocepce v narušena, dochází ke zhoršení stability a zvyšuje se riziko pádů a zranění. Propriocepce má při řízení stability velký význam a její výpadek má obdobné důsledky jako vyřazení zraku a vestibulárního aparátu současně (Heebnera, Akinsb, Lepharta, & Sella, in press; Vařeka, 2002b; Véle, 1995, 2006).

**Zrakový aparát** se uplatňuje hlavně při celkové orientaci v prostoru, při anticipaci změn vyvolaných zevním působením a kontroluje postavení hlavy v prostoru. Výrazně tak ovlivňuje proces stabilizace. Pomocí zraku můžeme získat posturální jistotu (fixace pevného bodu v prostředí), ale může přispět i k posturálnímu znejistění (chůze po úzké stezce nad propastí) (Vařeka, 2002b; Véle, 2006).

**Vestibulární aparát** při pohybu i v klidu podává informace o směru gravitace a porovnává je s informacemi ze zrakového aparátu a proprioceptorů. V případě nesouladu těchto informací zodpovídá vestibulární systém za pocity polohové nejistoty a závratě. Vliv vestibulárního systému je důležitý zejména při rotačních pohybech a rychlých změnách polohy hlavy (Vařeka, 2002b; Vele, 2006). Poruchy rovnováhy spojené se závratí jsou vestibulárního původu zhruba u 50 % pacientů. Porušená posturální stabilita se u pacientů s vestibulární dysfunkcí projevuje zpravidla zvětšením výchylek těla. Zvláště se objevuje v situacích, kde nastává konflikt mezi informacemi ze zrakového aparátu a informacemi somatosenzorickými, u jedinců se sníženou funkční kapacitou, zhoršenou rovnováhou a změněnou chůzí a jedinců s častými pády v anamnéze (Quitschal, Fukunagaa, Gananc, & Caovilla, 2014).

## 2.3 Metodika senzomotorické stimulace

### 2.3.1 Teoretické podklady senzomotorické stimulace

Metodika senzomotorické stimulace (SMS) dle Jandy a Vávrové se postupně vyvíjela od 50. let minulého století. Je založena na jednotě senzomotorického (aférentního) a motorického (eferentního) systému, jež od sebe při řízení motoriky nelze oddělit. Tato metodika klade důraz na aktivaci proprioceptorů a podkorových mechanismů, jež se podílejí na řízení motoriky. Její základy můžeme hledat v práci britského lékaře M. Freemana, který poukázal na důležitost proprioceptivní informace z kloubu. Freeman se zaměřoval na problematiku instability hlezenního kloubu vlivem špatného vedení impulzů z poraněného kloubu směrem k CNS (tzv. deafferentace). V terapii posttraumatické instability hlezenního kloubu začal používat balanční pomůcky, jako je dřevěná válcová a kulová úseč. Metodika senzomotorické stimulace využívá těchto poznatků na rozdíl od Freemana u širokého spektra diagnóz (Janada & Vávrová, 1992; Page, 2006).

Senzomotorická stimulace je založena na koncepci dvoustupňového motorického učení. V prvním stupni motorického učení se pacient snaží zvládnout nový pohyb, a vytvořit tak základní funkční spojení. Dochází k výraznému zapojení mozkové kůry, hlavně senzomotorické a motorické oblasti – parietální a frontální lalok. Tato fáze je pro pacienta náročná a únavná. V druhém stupni motorického učení již přebírají řízení pohybu podkorová regulační centra, a pohyb je tak méně náročný, rychlejší a automatický. Zde je důležité pečlivě věnovat pozornost správnému provedení pohybu, jelikož nově fixovaný stereotyp se jen těžko mění. V této chvíli je důležitý i mechanismus dopředné vazby (tzv. „feedforward“), díky němuž se ještě před započítím pohybu zapojí příslušné stabilizační svaly, a to bez vědomé kontroly. Při SMS tedy chceme dosáhnout automatické reflexní aktivace daných svalů v takovém stupni, kdy není potřeba výrazné volní kontroly (Janda & Vávrová, 1992; Page, 2006).

Facilitací proprioceptorů a kožních receptorů dochází k ovlivnění pohybu a vyvolávání reflexního svalového stahu v rámci určitého pohybového stereotypu. Důležité jsou pak zvláště receptory v oblasti plosky nohy, sakroiliakálních kloubů a šíjových svalů, a proto těmto oblastem věnuje SMS zvláštní pozornost. Proprioceptory

z těchto oblastí mají zásadní vliv na řízení vertikálního držení těla a přes aktivaci spino-cerebello-vestibulárních drah a center se podílí na regulaci stoje a provedení přesných koordinovaných pohybů. Senzomotorická stimulace ovlivňuje jak svalovou koordinaci, tak i reaktivitu a zlepšuje automatizace pohybových stereotypů (Janda & Vávrová, 1992; Page, 2006).

Senzomotorická stimulace je vhodná pro širokou škálu pacientů. Má své důležité zastoupení v léčbě post-traumatických a pooperačních stavů pohybového aparátu, chronických bolestí zad a krku, vadného držení těla spojeného i s respirační dysfunkcí. Dále ji využíváme při léčbě hypermobility a nestabilit (například nestabilní kotník, koleno, páteř, pánev), idiopatických skolióz, poporodních svalových dysbalancí, organických mozečkových a vestibulárních poruch a poruch hlubokého čítí. Senzomotorickou stimulaci lze využít i preventivně, a to v prevenci pádů u seniorů nebo jako prostředek k udržení celkové kondice. Kotraindikována je pouze u absolutní ztráty povrchového i hlubokého čítí a akutních bolestivých stavů. Předpokladem k užití této terapie je spolupracující pacient (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

### **2.3.2 Zásady senzomotorické stimulace**

Samotnému cvičení podle metodiky SMS předchází normalizace struktur na periférii a náprava svalových dysbalancí. Terapeut by měl věnovat pozornost změnám v oblasti měkkých tkání a kloubů v klíčových oblastech (zvláště na ploskách nohou), kde může využít pasivních pohybů k obnovení kloubní vůle, odstranění blokády a uvolnění zkrácených svalů. Průpravná cvičení zahrnují protažení zkrácených svalů, posílení svalů oslabených a nácvik svalových souher důležitých pro správné držení těla ve vertikále. Po optimalizaci periferních struktur a průpravném cvičení lze přejít k senzomotorickému cvičení. Nejvíce se v SMS pracuje s cvičením ve vertikální poloze. Cílem je ovlivnit správné držení těla a stabilitu při stoji a chůzi (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

Cvičení podle SMS probíhá naboso, kvůli zvýšení toku aferentních informací z exteroceptorů a proprioceptorů nohou. Terapeut také takto může lépe pozorovat a korigovat pacienta. Při cvičení postupujeme od korekce distálních částí proximálně,

od nohou přes kolena a pánev až po správné nastavení ramen, krku a hlavy. Pacient nikdy necvičí přes fyzickou ani psychickou únavu nebo při pocitu bolesti. Při SMS postupujeme od jednodušších úkonů ke složitějším. Progrese spočívá v přechodu od stabilního povrchu k labilnímu (úseče), od menšího počtu opakování po větší, od základních cviků po složitější variace a kombinace, od stoje na obou dolních končetinách po stoj na jedné a v délce cvičební jednotky. Velmi důležité, zvláště na začátku, je neustálá vědomá korekce držení těla s pomocí zkušeného terapeuta se zvláštní pozorností k nastavení chodidla, pánve a hlavy (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007; Liebenson, 2001).

V otázce délky cvičební jednotky se různí autoři mírně odlišují. Janda, Vávrová, Herbenová a Veverková (2007) uvádějí, že chůze v balančních sandálech by měla trvat přibližně 2 minuty v jedné cvičební lekci, zatímco ostatní senzomotorická cvičení mohou trvat kolem 20 až 30 minut v jedné cvičební lekci. Každý cvik by se měl zopakovat 10x až 20x v jedné cvičební lekci, ve výdržích by se mělo setrvat od 5 do 10 sekund. Podle Liebersona (2001) je optimální trvání tréninku na balanční plošině od 5 do 30 minut. Page (2006) doporučuje řídit se raději pravidlem, že pacient nesmí pocítit při cvičení únavu, než řídit se časovým údajem, abychom se vyhnuli kompenzačním mechanismům. Při cvičení klademe důraz na kvalitu provedení, nikoli na kvantitu.

Janda, Vávrová, Herbenová a Veverková (2007) tvrdí, že podle klinických zkušeností už i krátký trénink SMS zlepšuje stabilitu a držení těla a umožňuje zafixovat si nové motorické stereotypy či programy. Přesný časový údaj zde ovšem neuvádějí. Metodika senzomotorické stimulace není nijak rigidní metodou, ba naopak individuální přístup a výběr vhodných cviků pro daného pacienta je zde velmi důležité.

### **2.3.3 Pomůcky využívané při SMS a balančním tréninku**

Metodika senzomotorické stimulace využívá při cvičení řadu balančních pomůcek. V této oblasti přichází i s inovativním přístupem a přináší s sebou i svoji vlastní balanční pomůcku, balanční sandály. Jak již bylo řečeno, v SMS začínáme zpravidla od cvičení na pevné podložce a poté teprve používáme labilní plochy. Janda a Vávrová (1992) radí ke klasickým pomůckám využívaným při SMS válcové a kulové



úseče, balanční sandály, točnu (rotanda, twister), Fitter (Swinger), minitrampolínu a balanční nafukovací míče. V přehledu si uvedeme popis klasických pomůcek senzomotorické stimulace a rozšíříme přehled i o další pomůcky využívané při balančním tréninku. Obrázky pomůcek lze najít v příloze této práce (Příloha 5).

### **2.3.3.1 Klasické pomůcky SMS**

#### **Kulové a válcové úseče**

Janda a Vávrová (1992) doporučují používat spíše pomůcky vyrobené ze dřeva, jelikož jejich zdrsňený povrch dráždí lépe kožní receptory nežli například pomůcky z umělé hmoty. Z kulových úsečí jsou podle nich lepší labilnější úseče, které jsou tvořeny plnou polokoulí než ty s malým jádrem. Labilnější plocha totiž lépe dráždí proprioceptory a cvičení na takové úseči vede k lepší facilitaci.

#### **Balanční sandály**

Senzomotorické balanční sandály se skládají s pevné, neohebné platformy a fixačního řemínku, který objímá metatarzy nohou. Pata je zde volná, aby došlo k facilitaci m. quadratus plantae a drobných svalů nohy. Na podrážce mají v místě předpokládaného středu těžiště nohy tvrdou gumovou polokouli. Při nácvičování chůze v balančních sandálech je důležité dbát na správné nastavení těla v podobě korekce stoje, kontroly pánve ve vertikálním a laterálním směru a udržení tzv. malé nohy. Kroky se zde dělají pouze krátké, ale rychlé s chodidly kladenými rovnoběžně. Cvičení v těchto sandálech opakujeme nejlépe několikrát denně po kratších časových intervalech, celkem 10 až 15 minut denně. Nejdříve s pacientem nacvičujeme stoj a přešlapování na místě, poté chůzi vpřed, vzad a do stran (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

#### **Točna**

Točna, nebo také rotana či twister podle Jandy a Vávrové (1992) nepatří přímo do senzomotorického cvičení, ale slouží k výcviku nervosvalové koordinace a stranové symetrie a umožňuje dobrou aktivaci hýžděových, zádových a břišních svalů. Výhodné je použití točny před zrcadlem, kdy lze sledovat případnou asymetrii v zapojení svalstva.

### **Fitter**

Fitter, u nás známější jako Swinger, je balanční pomůckou původně určenou pro nácvič jízdy na lyžích. Při cvičení na této pomůcce dochází ke zlepšení stability díky zvýšení toku informací z proprioreceptory a také k posílení důležitých svalových skupin na nohách, střední i horní části těla (Janda & Vávrová, 1992).

### **Minitrampolína**

Při cvičení na minitrampolíně dochází k masivnější aktivaci proprioreceptorů než při cvičení na rovné podlaze. Na minitrampolínách nacvičujeme běh, poskoky a využíváme zde i nejrůznějších posturálních poloh, dle terapeutického záměru. Trampolína absorbuje nárazy a tím chrání klouby. Kvůli bezpečnosti pacienta je lepší volit trampolíny s držákem (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

### **Balanční míče**

Nafukovací balanční míče využívá metodika SMS při tréninku rovnováhy a pro kinestetickou stimulaci pacienta. Nejčastěji jsou využívány míče o průměru 65 až 85 cm (Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

#### **2.3.3.2 Další pomůcky používané při balančním tréninku**

V současné době je výběr balančních pomůcek opravdu veliký. Výrobci se předhánějí a vznikají pomůcky nové či nové modifikace pomůcek klasických. Velmi rozšířené jsou vzduchové podložky různých tvarů a velikostí. Mezi nejčastěji se vyskytující se řadí balanční čocky o průměru zhruba 35 cm, zpravidla na jedné straně s masážními bodlinkami a druhá strana bývá zcela hladká nebo s nízkými hladkými výstupky. Další hojně využívanou pomůckou balanční polokoule (například BOSU<sup>®</sup> Balance Trainer), jež je tvořena z jedné strany vzduchovou kopulí a z druhé strany pevnou kruhovou základnou. U této pomůcky je možno využít při cvičení obou stran. Oblíbenými pomůckami jsou také pěnové balanční podložky, například Thera-Band Stability Trainer nebo Airex Balance-pad. Déle se k tréninku stability využívají nejrůznější pružinové desky, oblíbený je i Propriofoot, tvořený čtyřmi balančními destičkami, které umožňují segmentální aktivaci chodidla. Na trhu můžeme najít

i pomůcku podobnou Jandovým balančním sandálům, tzv. Balance step. Tato pomůcka je tvořena dvěma polokoulemi z pružné gumy se suchými zipy, což umožňuje upnutí na pevnou podrážku sportovní obuvi. Velmi rozšířenými pomůckami jsou malé nafukovací míče Overball a Soffball.

Z pomůcek ve vyšší cenové kategorii můžeme zmínit balanční točnu Gym Top USB, která je tvořena kulovou úsečí, jež se pomocí USB kabelu zapojí do počítače. K této pomůcce je přiložen na CD i speciální software, díky němuž je možno graficky zaznamenat a změřit kvalitu a kvantitu pohybového úkolu a trénovat pacientovu rovnováhu. V rehabilitačních centrech se často setkáváme s labilní plošinou Posturomed. Tato pomůcka se skládá z labilní čtvercové plošiny se dvěma brzdami a z rámu, jehož se pacient může chytit při ztrátě stability. Labilitu je možno regulovat brzdami.

#### **2.3.4 Metodická řada**

Před vlastním senzomotorickým cvičením je důležité provést důkladné vyšetření pacienta, vyšetřit jeho stabilitu, stoj, chůzi, odhalit případné blokády a zkrácené a oslabené svaly. V případě výrazně patologických stereotypů a dysbalancí zařadíme do tréninku i průpravná cvičení (návčik správného stereotypu dýchání, pohyby a korekce pánve apod.). Terapeut se nejdříve postará o úpravu periferních struktur, čímž myslíme mobilizaci kloubů nohy a facilitace exteroceptorů a proprioceptorů na ploskách, poté postupujeme k návčiku malé nohy a korigovaného stoje. Po jejich zvládnutí začínáme s balančním cvičením, jako jsou půlkroky, přivíjení a odvíjení chodidla, výpady a výskoky, a to nejdříve na zemi a poté na balančních pomůckách. Nacvičujeme také správné držení těla při chůzi, chůzi po úsečích a chůzi v balančních sandálech. Při tréninku můžeme využít různých pomůcek, jako jsou trampolíny, točny, Fitter, míče a další. Cvičení dle SMS není rigidní, ale můžeme vymyslet různé variace a cvičení individualizovat pro konkrétního pacienta (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

Page (2006) rozlišuje tři stadia senzomotorického tréninku. Jako první uvádí statickou fázi, kdy se klade důraz na návčik posturální stability a stabilitu pánve a středu těla. Postupuje se zde od stabilního povrchu k nestabilním podložkám (úseče apod.).

Hlavními pozicemi této fáze jsou stoj na obou dolních končetinách, stoj na jedné dolní končetině, půlkrok a minidřep.

V dynamické fázi dle Page (2006) přidává pacient pohyby paží a nohou, zatímco udržuje posturální stabilitu. Opět zvyšujeme náročnost postupným zařazováním labilních plošin. Můžeme zde využít i dalších pomůcek, jako jsou například gymnastické míče, cvičební gumy a další. Cvičíme ve stejných pozicích jako u první fáze.

Poslední fází je dle Page (2006) stadium funkčního tréninku. Zde využíváme různých funkčních cviků, jako jsou dřepy, výpady a výskoky na pevné podložce i balančních pomůckách, a nacvičujeme chůzi a běh. V této fázi můžeme do tréninku zařadit chůzi v balančních sandálech.

#### **2.3.4.1 Optimalizace periferních struktur**

Před nácvikem malé nohy je potřeba zajistit potřebnou mobilitu nohy a nastimulovat exteroceptory a mechanoceptory plosky nohy. K dosažení optimální mobility a stimulaci plosky využíváme mobilizaci kloubů a měkkých tkání nohy, hlubokou masáž, kartáčování, chůzi po kamínkách a stimulaci pomocí různých pomůcek, jako je například masážní míček, tzv. „ježek“ (Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

#### **2.3.4.2 Malá noha**

Malá noha spočívá ve zkrácení chodidla v podélném i příčném směru, kdy se k sobě přibližují 3 opěrné body chodidla (pata a hlavička prvního a pátého metatarzu). Jde tedy o současnou modelaci podélné i příčné klenby s podmínkou natažených prstů na nohou. Modelace malé nohy vede dle Jandy a Vávrové (1992) ke změně postavení a změně tlakového rozložení v kloubech nohy, což má za důsledek zvýšenou proprioceptivní signalizaci z těchto kloubů. Důležité je při nácviku věnovat pozornost izolované kontrakci m. quadratus plantae bez současné aktivace plantárních flexorů

prstů. Malá noha, kterou pacient střídavě aktivuje a uvolňuje, je spolu s korekcí stoje základem senzomotorického cvičení.

S jejím nácvikem začínáme nejprve vsedě, postupně se udržení malé nohy zkouší ve stoji na pevné podložce a nakonec na balančních pomůckách. Při aktivaci vsedě lze využít různých úhlů flexe v kolenním kloubu, například 70° (lehčí varianta) až do 100° (těžší varianta). Při aktivaci malé nohy je kromě chodidla důležitá i pozice ostatních částí těla. Kolena by měla být vytočená nad zevní hranu chodidel, čímž by se kyčelní klouby měly dostat do mírné zevní rotace a při nácviku malé nohy by měla být kolena mírně pokrčená. Zpočátku se provádí pasivní modelování malé nohy, kdy terapeut střídavě třikrát až čtyřikrát protahuje a zkracuje chodidlo pacienta. Dalším krokem je aktivní modelování malé nohy s dopomocí, kdy se pacient sám snaží o modelaci malé nohy a terapeut mu v tom dopomáhá pasivním zúžením chodidla a tlakem shora na prsty, aby nedocházelo k jejich flektování. Nakonec pacient sám aktivně modeluje malou nohu. Aktivace je následně vždy provázena relaxací. Terapeut může aktivaci malé nohy podpořit tlakem na dorsum nohy v oblasti středu podélné a příčné klenby (nad os naviculare a druhým a třetím metatarzem) nebo tlakem shora na koleno směrem k zemi při nácviku vsedě. Usnadnění spočívá i v současné oboustranné aktivaci, kdy se vzájemně dotýká mediální plocha chodidel, a cvičená noha tak lépe dopomáhá té druhé (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007). Page (2006) doporučuje pro usnadnění přilepit proužek Thera-Bandu na chodidlo, což usnadňuje pacientům udržet malou nohu.

### **2.3.4.3 Korigovaný stoj**

Korigovaný stoj je základní pozicí pro většinu cviků prováděných ve stoji. Pro zvládnutí správného korigovaného stoje je třeba nejdříve nacvičit tzv. stoj A a stoj B.

#### **Stoj A**

Cílem tohoto cviku je zvýšit vnímavost a procítit kontakt plosky s podložkou a zvýšit napětí ve svalech chodidla. Pacient stojí rovně s chodidly postavenými rovnoběžně a s nohama mírně od sebe a pomalu naklání tělo dopředu bez odlepení pat. Tento pohyb se děje v hlezenních kloubech a zbytek těla zůstává v jedné linii. Na

správné provedení dohlíží terapeut, který má jednu ruku položenou na hrudníku pacienta a druhou na jeho hýždích (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

### **Stoj B**

Tento cvik je provedením stejný jako tzv. stoj A s výjimkou nastavení pozice kolenních a kyčelních kloubů. Pacient je veden k lehkému pokrčení kolen (zhruba 20°) a zevní rotaci v kyčelních kloubech, kterou docílí stahem hýžděových svalů vytočením kolen nad vnější stranu chodidel. V této pozici při náklonu těla dopředu dochází k automatickému zvýšení kleneb nožních a korekci pánve a vyšších etází (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

### **Korigovaný stoj**

Při korigovaném stoji stojí pacienti rovně s chodidly rovnoběžně a mírně od sebe. Nejdříve pacient oboustranně aktivuje malou nohu, dále mírně pokrčí kolena (tzv. odemčená kolena) a vytočí je nad zevní hranu chodidel. Váha je rovnoměrně rozložena mezi oběma chodidly a těžiště těla je přeneseno mírně vpřed lehkým nakloněním těla vpřed v hlezenních kloubech. Pacienti tlačí chodidla do podložky a protahují tělo ve směru jeho dlouhé osy. Korekce postupuje kraniálně přes nastavení neutrálního postavení v lumbopelvicke oblasti přes správné postavení ramenních kloubů, která jsou stažena mírně dolů, až k neutrálnímu postavení krční páteře (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

Pro ztížení cviku může terapeut přidat postrky v různých směrech například na ramena, pánev, hrudník (lze zacílit na různé svalové skupiny). Postrky mohou být buď rychlejšího rázu, nebo ve formě pomalého tlaku. Je třeba zvolit adekvátní odpor, aby pacient neztratil rovnováhu (Janda & Vávrová, 1992). Dalším ztížením je provádění cviku na balanční plošině nebo přídatné pohyby hlavy, očí, rukou apod.

### **Korigovaný stoj na jedné dolní končetině**

Po zvládnutí korigovaného stoje na obou dolních končetinách lze přejít k nácviku korigovaného stoje na jedné dolní končetině. Princip korekce je stejný jako při stoji na obou končetinách. Nejdříve pacient zkoriguje stojnou nohu, na kterou

následně přenesse váhu. Druhá noha se lehce opírá o podložku a následně se odlepí od země do pozice zhruba 90° v kolenním kloubu a 20-25° v kloubu kyčelním. Levé koleno je tak před osou těla a chodidlo spočívá za touto osou. Do správného postavení pacient nastaví nejen dolní končetinu, ale i zbytek těla (Janda & Vávrová, 1992).

#### **2.3.4.4 Balanční cviky**

Po stožení na jedné dolní končetině nacvičujeme s pacientem přední a zadní půlkrok, přivíjení a odvíjení chodidla od podložky, výpady, výskoky na obou a následně na jedné dolní končetině a chůzi po úsečích. Trénink probíhá nejdříve na zemi, poté se ten samý cvik proband učí na úseči, a to nejdříve na válcové a nakonec na úseči kulové (Janda & Vávrová, 1992).

##### **Přední a zadní půlkrok**

Při nácvičování půlkroků stojí pacient ve stožení výkročném. Nejprve zkorigujeme pánev a trup a potom vytvoříme malou nohu na končetině, na kterou budeme následně přenášet váhu. Při předním půlkroku nakláníme celé tělo dopředu, flektujeme koleno přední dolní končetiny a na tuto končetinu přenášíme váhu. Je třeba dbát na správné postavení kolena vytočeného nad malíkovou hranu nohy, ale i zbytku těla, jež je v prodloužení zadní končetiny. Postupujeme dále dopředu až do zvednutí paty zadní dolní končetiny. Stoj se tak stává labilnější a náročnější. Stejným způsobem postupujeme u zadního půlkroku, kdy přenášíme těžiště nad zadní dolní končetinu (Janda & Vávrová, 1992).

##### **Přivíjení a odvíjení chodidla**

Přivíjení a odvíjení chodidla můžeme nacvičovat v předním a zadním půlkroku. U předního půlkroku vycházíme z polohy mírného stožení výkročného, kdy se přední noha opírá o podložku pouze patou. Pacient přenáší váhu vpřed a dochází tak k flexi předního kolena. Koleno je aktivně tlačeno nad malíkovou hranou chodidla. Na tomto chodidle udržujeme po celou dobu malou nohu a zachováváme časový sled přivíjení, a to nejdříve od paty, přes přenesení váhy na laterální stranu chodidla a hlavičku pátého

metatarzu až po přenesení váhy na hlavičku prvního metatarzu a prsty. Při odvíjení je postup opačný. Těžiště se přenáší zpět do výchozí pozice a noha se odvíjí od země od prstů a hlavičky prvního a pátého metatarzu, přes laterální stranu chodidla, až se noha opírá pouze o patu (Janda & Vávrová, 1992).

V pozici zadního půlkroku je jedna noha zanožena a opřena o zem pouze špičkou. Princip je stejný jako u předního půlkroku. Přivíjíme chodidlo od špičky, přes laterální stranu chodidla až po patu se současnou flexí v koleni a v opačném sledu chodilo odvíjíme (Janda & Vávrová, 1992).

### **Výpady**

Počáteční pozicí při výpadu je korigovaný stoj na obou dolních končetinách, při němž pacient naklání v hlezenních kloubech celé tělo dopředu. V momentě, kdy již neudrží rovnováhu, dojde k dopadu na jednu dolní končetinu. Ve výsledné pozici je celé tělo nakloněno dopředu v jedné linii se zadní dolní končetinou, která spočívá na zemi pouze špičkou. Přední dolní končetina je zkorigována do malé nohy, s 90° flexí v kolenním kloubu a kolenem vytočením nad malíkovou hranu chodidla (Janda & Vávrová, 1992).

### **Výskoky**

Výskoky trénujeme s pacientem nejdříve na obou dolních končetinách, až poté jen na jedné. Opět vycházíme z korigované pozice těla s vymodelovanou malou nohou. Přes mírný podřep a zapažení horních končetin pacient vyskočí do výšky a mírně vpřed s následným pružným dopadem. Důležité je při doskoku hlídat správné nastavení kolen, jež by se neměla vtáčet dovnitř. Stejně tak dáváme pozor na tvrdost dopadu a na pozici chodidel, která by měla mířit rovnoběžně (Janda & Vávrová, 1992).

### **Cvičení na úsečích**

Cviky, které se pacient naučil na zemi, lze ztížit tréninkem na úsečích. Cvičená na kulové úseči je náročnější nežli na válcové. Pro další ztížení může pacient na úseči přidat pohyb horními končetinami, dřepy, pohupování, chytání míčku, chůzi po balančních plošinách apod. Terapeut může použít postrky, a to buď tlakem na pacienta,



nebo může našlapovat na balanční plošinu a tím pacientovi cvik ztížit. Pokud máme k dispozici více úsečí, lze pro pacienta připravit tzv. „opičí dráhu“, kdy rozmístíme úseče od sebe na vzdálenost půlkroku. Pacient pak nacvičuje nejprve pomalou chůzi po těchto úsečích až po případný běh (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

### **Cvičení s balančními sandály**

Při chůzi v balančních sandálech pacient nejdříve zformuje oboustranně malou nohu a zaujme korigované držení těla. Chůze v sandálech se nepadobá normálnímu stereotypu chůze, ale kroky jsou zde krátké a rychlé. Chodidla pacient klade rovnoběžně a kolena by neměla být rigidně držena v extenzi, nýbrž by měla zůstat pružná. Důležitá je kontrola pozice pánve v bočním směru, kdy by spojnice kyčelních kloubů měla zůstat vodorovně. Začínáme s nácvičením stoje a přešlapováním na místě s přidržením se pevné opory, poté se pacient lehce přidržuje terapeuta. S dopomocí terapeuta následně pacient nacvičuje chůzi dopředu, dozadu a do stran a nakonec chodí pacient v balančních sandálech sám bez opory. Nácvik chůze s balančními sandály se doporučuje spíše pro dlouhodobý trénink (Janda & Vávrová, 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

## 2.4 Studie zabývající se balančním tréninkem

Balančním tréninkem v různých podobách se zabývají mnohé studie. Většina studií se zabývá efektem krátkodobého balančního tréninku v řádu několika týdnů, již o poznání méně autorů se věnuje dlouhodobému tréninku a nedohledali jsme žádné studie zkoumající jednorázový efekt balančního tréninku.

Autoři často zkoumají vliv balančního tréninku na rovnováhu, vnímání propriocepce a svalovou aktivaci. Studie, které se zabývají změnou rozložení zatížení do různých oblastí chodidla, jsme nenašli. Adedoyina, Olaoguna, Omotayo, Olawaleb a Egwua (2008) zkoumali efekt cvičení na kulové úseči na rozložení váhy mezi dolní končetiny u mladých osob se sedavým způsobem života. Trénink probíhal po dobu 6 týdnů, třikrát týdně od 10 do 25 minut. Rozložení zatížení se měřilo na dvou vedle sebe postavených osobních vahách a pro stanovení míry symetrie bylo použito „weight distribution score (WDS)“. Výsledky ukazují statisticky významné zlepšení v symetrii zatížení dolních končetin po 4. a 6. týdnu tréninku. Autoři doporučují cvičení na balanční kulové úseči pro zlepšení symetrie zatížení dolních končetin u osob se sedavým způsobem života, ale také u hemiplegických pacientů a pacientů po amputaci dolní končetiny, kteří používají protézu. V této práci Adedoyina et al. řeší pouze symetrii zatížení mezi pravou a levou dolní končetinou, ne však rozložení tlaků do specifických oblastí plosky.

Mnozí autoři se věnují ve spojitosti s balančním tréninkem problematice instability hlezenního kloubu a zranění dolních končetin. Podle Hertel a Olmsted-Kramer (2007) může vést špatná rovnováha a porušená propriocepce ke zranění dolních končetin, a to nejčastěji v oblasti kotníků. Eils a Rosenbaum (2001) zjistili, že 6týdenní proprioceptivní trénink přispívá u osob s chronickou nestabilitou v oblasti kotníků ke snížení počtu distorzí. Trénink probíhal jednou týdně a probandi využívali při cvičení různé balanční pomůcky (minitrampolína, úseč, Posturomed, pěnové podložky a další). Stejně tak McKeon, Ingersoll, Kerrigan, Saliba, Bennett a Hertel (2008) potvrzují pozitivní vliv 4týdenního balančního tréninku na posturální kontrolu a snížení rizika opakujících se distorzí. Clark a Burden (2005) zkoumali efekt tréninku na kulové úseči na rychlost aktivace svalů (TA a PL) a vnímání stability u osob s funkčně nestabilním kotníkem. Probandi absolvovali trénink třikrát týdně (10 minut) po dobu 4 týdnů.

Výsledkem byl signifikantní pokles svalové latence a významné zlepšení vnímání funkční stability. Největší změny v poklesu svalové latence nastaly během prvních dvou týdnů a autoři dospěli k závěru, že již krátký balanční program může snížit riziko distorze kotníku. Balanční cvičení není pouze záležitostí terapeutických center, ale je vhodné i jako domácí cvičení. Emery, Cassidy, Klassen, Rosychuk a Rowe (2005) potvrdili pozitivní efekt dlouhodobého cvičení na balanční plošině (6 měsíců) v domácím prostředí u zdravých adolescentů. Zlepšuje statickou a dynamickou rovnováhu a snižuje úrazovost spojenou se sportovními aktivitami a distorze kotníků.

Ne všechny studie však poukazují na jednoznačně pozitivní efekt balančního tréninku. Söderman, Werner, Pietilä, Engström a Alfredson (2000) zkoumali, zda může balanční trénink na kulové úseči snížit počet zranění dolních končetin u hráček fotbalu. Během sezóny (7 měsíců) byl výzkumné skupině hráček do klasického tréninku zařazen i 10 až 15minutový trénink na balanční plošině. Výsledky neukázaly žádné statisticky významné rozdíly v počtu, incidenci nebo typu zranění mezi výzkumnou a kontrolní skupinou, která balanční trénink neměla. Pouze parametr „incidence rate“ (rychlost, s jakou se ve sledované populaci vyskytují dané zdravotní jevy) u tzv. „velkých“ zranění byl vyšší u výzkumné skupiny s balančním tréninkem. Autoři tedy dospěli k názoru, že pomocí tréninku na kulové úseči u hráček fotbalu nelze předejít těžším úrazům v oblasti dolních končetin. Verhagen et al. (2005) zjistili, že 5,5týdenní balanční trénink nevede u zdravých mladých osob ke snížení výchylek COP. Měření probíhalo na silové plošině a balanční trénink probíhal na pevné podložce i kulové úseči.

Šestitýdenní balanční trénink mladých volejbalistek podle Pau, Loi a Pettotta (2012) statisticky významně zlepšuje posturální kontrolu při stoji na obou dolních končetinách se zavřenýma očima a při stoji na jedné, a to nedominantní dolní končetině. Balanční cvičení probíhalo na pevné podložce i balanční čočce. K měření výchylek COP (a dalších sledovaných parametrů) byl použit systém Footscan. Zlepšení posturální kontroly přináší velké benefity i u starší populace a vede ke snížení počtu pádů a potenciaálních úrazů. Paquette, Li, Hoekstra a Bravo (in press) porovnávali reakční časy, rychlost chodidla, statickou rovnováhu a jistotu v udržení rovnováhy u dvou skupin zdravých starších osob. Jedna skupina trénovala reaktivní balanční trénink na přístroji Quick Board (nákroky na specifické body na podložce podle světelného signálu na přístroji), který využívá vizuální zpětnou vazbu a druhá skupina podstoupila trénink na bicyklovém ergometru. Terapie probíhala dvakrát týdně (30 min)

po dobu 8 týdnů. Výsledky ukazují signifikantní zlepšení reakčních časů a rychlosti chodidla u obou skupin s výraznějším zlepšením u skupiny cvičící balanční trénink na QuickBoard. Ani jedna skupina neprokázala statisticky významné zlepšení v statické rovnováze. Autoři se však domnívají, že zlepšení, která po tréninku nastala, mohou být přínosná pro prevenci pádů. Ahmed (2011) zjistil, že krátkodobý (6 týdnů) senzomotorický balanční trénink u starších lidí s osteoartrózou kolenního kloubu vede k signifikantnímu zmírnění bolesti, zlepšení vnímání propriocepce a zlepšení funkční disability. Probandi cvičili po dobu 6 týdnů se zvyšující se progresí, na pevné podložce i na balanční čočce. Ahmed tvrdí, že „klasické“ cvičení bez senzomotorického tréninku není pro zlepšení rovnováhy a efekt terapie dostačující a doporučuje zařazení senzomotorického tréninku do rehabilitačního programu osob s artrózou kolenního kloubu.

Většina studií porovnává skupiny, které byly podrobeny balančnímu tréninku, se skupinami kontrolními, které balanční trénink nepodstoupily. Při balančním cvičení používají buďto je jednu pomůcku, nebo cvičící skupiny využívá kombinaci více balančních pomůcek, jak již bylo uvedeno například u Eils a Rosenbaum (2001), avšak jen zřídka porovnávají vliv různých pomůcek na efekt terapie. Horstmann, Rapp a Appel (2007) měřili pomocí EMG, zda stoj na různých typech nestabilních ploch (kulová úseč a podložka Thera-Band® Stability Trainer) s různými povrchy (hladký nebo s vystupujícími oblými bodlinkami) ovlivňuje neuromuskulární aktivaci svalů kotníku a kyčelního kloubu. Výsledky ukazují, že obě pomůcky zvyšují aktivaci svalstva, Thera-Band® Stability Trainer aktivuje více vybrané svaly kyčle a kulová úseč více aktivuje svaly okolo kotníků. Povrch pomůcky nemá vliv na neuromuskulární aktivaci těchto svalů. Autoři doporučují používat v rehabilitaci obě tyto pomůcky, protože zlepšují koordinaci a senzomotorické schopnosti.

Někteří autoři se zabývají vlivem balančního tréninku i na vzdálenější oblasti, než jsou dolní končetiny. Beinert a Taube (2013) zkoumali vliv balančního tréninku na oblast krční páteře. Došli k závěru, že 5týdenní balanční trénink, který se skládal z tandemového stoje, stoje na jedné dolní končetině na pevné podložce a stoje na obou dolních končetinách na kulové úseči, zlepšuje senzomotorickou funkci v oblasti šíje a snižuje intenzitu bolesti krční páteře.

## 2.5 Dynamická plantografie a systém Footscan

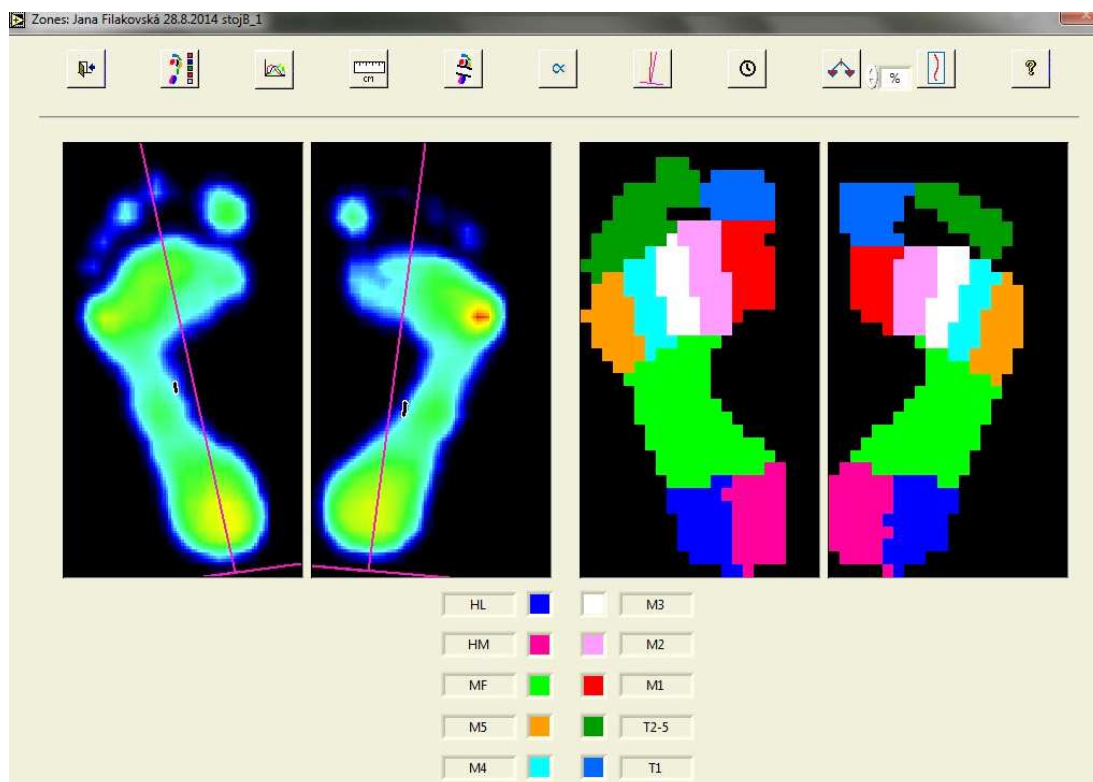
### 2.5.1 Dynamická plantografie

Dynamická plantografie je metoda, která analyzuje rozložení tlaku pod chodidlem prostřednictvím tlakových plošin. Tlakové plošiny dokážou pomocí senzorů (kapacitních či odporových) měřit tlakové síly při kontaktu nohy s podložkou a dynamické změny hodnot dalších odvozených parametrů v čase. Nejčastěji je měřena chůze, stoj a jeho variace. Často sledovaným parametrem je vztah trajektorie COP k jednotlivým definovaným oblastem chodidla. Plošiny mohou mít různý tvar a velikost, od vložek do bot až po velké plošiny sestavené v dlouhé koberce. Součástí těchto systémů je i sofistikovaný software, díky němuž lze hodnotit a zpracovat objemné množství nasnímaných dat. Na trhu v současné době existuje řada takových systémů. U nás se nejvíce používají systémy Emed® (Novel GmbH, Munich, Německo), Baropodometer (Diagnostic Support, Miami, USA) a Footscan® (RSScan International, Paal, Belgie)(Anonymous, n.d.;„Dynamická plantografie,“ n.d.).

### 2.5.2 Systém Footscan

Tlakové plošiny Footscan vyrábí firma RSScan International ([www.rsscan.com](http://www.rsscan.com)) se sídlem v Belgii. Plošiny se vyrábí v různých velikostech, a to o délkách 0,5 m, 1 m, 1,5 m nebo 2 m a šířce 0,4 m. Tlakové senzory jsou umístěny na ploše o něco menší, než je celková plocha zařízení. Footscan využívá odporových senzorů tvořených dvěma plochými kruhovými vodiči, mezi nimiž se nachází vrstva vodivého uhlíkového prachu či inkoustu. Plocha senzorů činí 7,62 x 5,08 mm, jejich hustota je 2,6/cm<sup>2</sup> při citlivosti v rozsahu 0,27-127 N/cm<sup>2</sup>. Citlivost je závislá i na příslušném software. Snímkovací frekvence u systému Footscan činí až 500 Hz. Software dodávaný k plošinám je dostupný v několika verzích (verze „Gait Clinical“, „Gait Scientific“, „Balance“ a „Footwear Adviser“) zaměřených na specifické oblasti měření – chůzi, rovnováhu a individuální výběr správné obuvi (Anonymous, n.d.;„Dynamická plantografie,“ n.d.).

Pomocí příslušného software se po skončení měření na monitoru počítače zobrazí otisk chodidla. Chodidlo je softwarem rozděleno do 10 anatomických zón (Obrázek 9), které lze dodatečně manuálně upravit pomocí funkce „zone division – manual zone selection“. Těmito zónami jsou HM (mediální část paty), HL (laterální část paty), MF (středonoží), M1 až M5 (I. až V. metatarz), T1 (palec), T2 až T5 (II. až V. prst). Na obrázku otisku chodidla je barevně znázorněno rozložení tlaku (různé barvy pro různé velikosti tlaku, které v sebe plynule přecházejí) a trajektorie COP. Můžeme zde vyčíst i graficky znázorněný časový průběh polohy v ose x (mediolaterální směr) a v ose y (dorsoventrální směr) a rychlost pohybu COP. Naměřená data pak lze uložit do databáze, kopírovat a exportovat do jiných formátů, například „.xls“ (Anonymous, n.d.; „Dynamická plantografie,“ n.d.; Vařeka, 2004).



Obrázek 9. Rozdělení chodidla do zón pomocí software

Footscan® 7.97 Gait 2nd Generation

(fotoarchiv autorky)

## 3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

### 3.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv jednorázového balančního tréninku (využívajícího prvků metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy) na rozložení tlaků na chodidle u zdravých osob.

#### Dílčí cíle

1. Zhodnocení změn zatížení chodidla při cvičení na balanční čočce a na kulové úseči a jejich vzájemné porovnání po jednorázovém balančním tréninku využívajícím prvky senzomotorické stimulace dle Jandy u zdravých osob.

2. Porovnání rozložení tlaků na chodidle mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy.

### 3.2 Výzkumné otázky

V<sub>1</sub>: Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech?

V<sub>1a</sub>: Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) při klidovém nekorigovaném stoju?

V<sub>1b</sub>: Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) při korigovaném stoju s bilaterální aktivací malé nohy?

V<sub>1c</sub>: Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech (% Contact, Impulse, Max P) při chůzi?

V<sub>1d</sub>: Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech (funkční dosah v cm, rozsah pohybu COP a relativní rozsah pohybu COP) při Functional Reach Test?

V<sub>2</sub>: Lze pozorovat významnou závislost mezi funkčním dosahem v cm, rozsahem pohybu COP a relativním rozsahem pohybu COP při Functional Reach Test?

V<sub>3</sub>: Jaký je rozdíl ve změnách sledovaných parametrů mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči?

V<sub>3a</sub>: Jaký je rozdíl ve změnách sledovaných parametrů (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči při klidovém nekorigovaném postoji?

V<sub>3b</sub>: Jaký je rozdíl ve změnách sledovaných parametrů (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči při korigovaném postoji s bilaterální aktivací malé nohy?

V<sub>3c</sub>: Jaký je rozdíl ve změnách sledovaných parametrů (% Contact, Impulse, Max P) mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči při chůzi?

V<sub>4</sub>: Dochází k rozdílu v distribuci tlaku na chodidle (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy?



## 4 METODIKA

### 4.1 Charakteristika souboru

Výzkumný soubor tvořil vzorek mladé zdravé populace – 33 osob, a to 13 mužů a 20 žen, průměrného věku  $23,8 \pm 1,8$  let, výšky  $175,7 \pm 8,0$  cm a hmotnosti  $70,6 \pm 10,9$  kg. Probandi byli rozděleni do dvou skupin (Tabulka 1).

Pro zařazení do sledovaného souboru nesměli probandi vykazovat významné patologické změny muskuloskeletálního systému, vylučovacími kritérii byla také závažná onemocnění (neurologická, metabolická apod.), akutní bolestivost, traumata a operační zákroky na páteři a dolních končetinách s přetrvávající bolestivostí, poruchy zraku a propriocepce, mozečkové a vestibulární poruchy a právě probíhající senzomotorický trénink. U probandů se mohly vyskytovat v anamnéze občasné vertebrogenní bolesti mírného charakteru, skoliózy, traumata horních a dolních končetin a páteře bez akutní bolestivosti.

Tabulka 1. Základní charakteristika souboru

	Všichni probandi	P1	P2
	$n = 33$	$n = 17$	$n = 16$
věk	$23,8 \pm 1,8$	$23,9 \pm 1,9$	$23,6 \pm 1,7$
hmotnost [kg]	$70,6 \pm 10,9$	$73,0 \pm 11,8$	$68,0 \pm 9,1$
výška [cm]	$175,7 \pm 8,0$	$176,1 \pm 9,2$	$175,3 \pm 6,5$
pohlaví - muži	13	7	6
pohlaví - ženy	20	10	10

*Poznámka:*  $n$  – počet probandů v souboru,  $P1$  – skupina cvičící na pomůcce č. 1 (kulová úseč),  $P2$  – skupina cvičící na pomůcce č. 2 (balanční čočka)

## 4.2 Informování účastníků studie

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (viz Příloha 1). Na začátku měření byli všichni účastníci seznámeni s cílem studie a průběhem vyšetřování a měření a podepsali *informovaný souhlas* (viz Příloha 2), jehož podpisem souhlasili s účastí na měření a s použitím naměřených dat pro výzkumné účely.

## 4.3 Postup měření

Měření probíhalo v srpnu a září 2014 na Katedře přírodních věd v kinantropologii na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, pomůcky byly zapůjčeny z Katedry fyzioterapie Fakulty tělesné kultury a z Centra RRR – Centra léčby bolestivých stavů a pohybových poruch. Na měření se podíleli dva studenti. Tato diplomové práce se zabývá vlivem jednorázového balančního tréninku na kulové úseči a balanční čočce na rozložení tlaků na chodidle a do terapie je zahrnuta i optimalizace periferních struktur (mobilizace drobných kloubů nohy a měkké techniky v oblasti plosky). Práce druhého studenta zkoumá vliv optimalizace periferních struktur na rozložení tlaků na chodidle.

Postup měření byl následující: nejprve probandi vyplnili anamnestický dotazník, poté podstoupili vyšetření a následně proběhlo vstupní měření na tenzometrické plošině Footscan. Poté, co jsme změřili klidový stoj nekorigovaný, chůzi a Functional Reach Test, jsme probandům vysvětlili korigovaný stoj a malou nohu. Po jejich zaučení jsme na plošině Footscan změřili korigovaný stoj s bilaterální aktivací malé nohy. Když jsme skončili s prvním měřením, byla probandům provedena optimalizace periferních struktur. Po ní následovalo druhé vyšetření na Footscanu pro potřeby diplomové práce druhého studenta, podílejícího se na měření. Nakonec probandi podstoupili senzomotorický trénink na balanční čočce či kulové úseči (určeno losem) a posledním bodem bylo výstupní měření na plošině Footscan. Celý proces trval zhruba 75 minut.

### 4.3.1 Anamnestický dotazník a vyšetření

Před vlastním vyšetřením vyplnili účastníci **anamnestický dotazník** (viz. Příloha 3), jehož cílem bylo zjištění základních údajů jako je věk, pohlaví, výška a vyloučení případných patologií pohybového a nervového systému a dalších závažných onemocnění, která by mohla ovlivnit měření. Byla odebrána i sportovní anamnéza a vyloučen právě probíhající senzomotorický trénink.

Po vyplnění dotazníků se probandi svlékli do spodního prádla a podstoupili následující **vyšetření** (viz. Příloha 4). Krejčovským metrem jim byly změřeny *délky dolních končetin*, a to jak anatomická (trochanter major – malleolus lateralis), tak i funkční (spina iliaca anterior superior – malleolus medialis) a umbilikomaleolární (umbilicus – malleolus medialis). Dále se prováděla *zkouška laterality dolních končetin* podle Měkoty (1984) a Elias, Bryden a Bulman-Fleming (1998), kdy jsme testovali úkony jako vystoupení na stoličku, kop do míčku, posouvání kostky nohou po čáře na zemi, poskoky na jedné dolní končetině a klouzání po podlaze. Následovalo vyšetření *chůze po špičkách, patách a s pokrčenými koleny a stoj na jedné noze* po dobu 30 sekund. Pomocí mechanických analogových vah byla zjištěna *hmotnost* a provedena *zkouška dvou vah* dle Dvořáka, Krainové, Janury a Elfmarka (2000). Oproti zmíněným autorům, kteří při vyšetření doporučují používat váhy digitální, jsme použili váhy analogové, u kterých může docházet ke kolísání hodnot během odečítání naměřených hodnot. Poté jsme *aspekci* určili typ nohy dle antropologické typologie a zhodnotili stav příčné klenby. Nálezy jsme ještě porovnali s otisky na Footscanu. Stav podélné klenby jsme hodnotili z otisku nohy snímaného na plošině Footscan pomocí indexu Chippaux-Šmiřák a kategorizovali je (normální, vysoká, nízká) dle tabulek Klementy (1987).

Nakonec jsme provedli *zkoušku hlubokého čítí* (propriocepce) na dolních končetinách – statestézie (polohocit), kinestézie (pohybocit) a pomocí ladičky palestézie (vibrační čítí). Při vyšetření statestézie (polohocitu) ležela vyšetřovaná osoba na zádech a bez zrakové kontroly poznávala a popisovala do jaké polohy (flexe či extenze) byl nastaven palec na noze. Během vyšetření kinestézie (pohybocitu) jsme pomalým tlakem (úhlovou rychlostí do 30 stupňů/10 s) přes gázu pohybovali jedním z prstů na noze do extenze, přičemž jsme se dotýkali i článků ostatních prstů. Proband měl tuto pomalou změnu zaregistrovat a určit, kterým z prstů se hýbalo. U těchto dvou modalit hlubokého čítí jsme zaznamenávali tři pokusy u každé. Palestézii (vibrační čítí) jsme vyšetřovali

pomocí kalibrované (128 Hz) ladičky Rydel-Seiffer (Gebrueder Martin, Tuttlingen, Německo), kterou jsme oboustranně přikládali na vnitřní kotník, první metatarz a proximální článek palce shora bez zrakové kontroly probanda. Dolní normální limit hodnot vibračních prahů při použití 128Hz ladičky na první metatarz se pohybuje u zdravých osob ve věku 18-29 let v průměru 6,6/8. Za jednoznačně abnormální hodnoty se považují hodnoty pod 3,5/8 (Hilz et al., 1998; Opavský, 2003; Vlčková & Šrotová, 2014).

### **4.3.2 Měřicí zařízení**

Vlastní měření probíhalo na tenzometrické dvoumetrové plošině Footscan (footscan® 7.97 Gait 2nd Generation, RSScan International, Belgie, [www.rsscan.com](http://www.rsscan.com)), jež měří rozložení tlaků pod chodidlem. Plošina má rozměry 2096 mm x 469 mm x 18 mm, přičemž aktivní plocha se senzory zaujímá 1950 mm x 325 mm. Odporových senzorů s plochou 7,62 mm x 5,08 mm je v plošině 16384. Hustota senzorů je přibližně 2,6/cm<sup>2</sup> při citlivosti v rozsahu 1-127 N/cm<sup>2</sup>. Data je možno snímat s frekvencí až do 500 Hz (Anonymous, n.d.). My jsme pracovali s frekvencí snímání 50 Hz a snímání probíhalo po dobu 5 sekund.

### **4.3.3 Měření**

Pomocí systému Footscan jsme měřili klidový stoj nekorigovaný, chůzi, Functional Reach Test a po instruktáži malé nohy a korigovaného stoje i korigovaný stoj s bilaterální aktivací malé nohy. Měření probíhalo naboso, v uzavřené místnosti za denního světla bez přítomnosti rušivých vlivů. Před vlastním měřením si proband danou pozici nanečisto vyzkoušel a měřit jsme začali po tom, co proband ohlásil, že dosáhl požadované pozice (stoj, malá noha, Functional Reach). Každý pokus byl měřen celkem třikrát, a to jak před terapií, tak i po terapii.

#### **4.3.3.1 Klidový stoj nekorigovaný**

Probandi byli instruováni, aby se přirozeně postavili na plošiny a dívali se přímo před sebe. Mezi jednotlivými měřenými pokusy si vždy přešlápnuli.

#### **4.3.3.2 Chůze**

Při měření chůze na plošině Footscan jsme po probandech chtěli co nejpřirozenější chůzi bez přílišného soustředění se, rychlostí jim vlastní, s pohledem upřeným před sebe do dálky. Chůze byla započata již před plošinou a končila až za ní, abychom se vyvarovali ovlivnění chůze zrychlením či zpomalením pohybu. Délka kroků měla být přirozená a neměla se uzpůsobovat poloze a délce plošiny.

#### **4.3.3.3 Functional Reach Test**

Při testu funkčního dosahu dle Duncan, Weiner, Chandler a Studenski (1990) a Waroquier-Leroy et al. (2014) se probandi postavili bokem ke zdi, na které bylo umístěno měřidlo (v našem případě krejčovský metr) ve výšce ramenního kloubu. Výchozí pozicí byl stoj na šířku ramen s flektovanou pravou horní končetinou (90° v ramenním kloubu) a sevřenou dlaní v pěst. Proband byl instruován dosáhnout pěstí v linii měřidla co nejdále beze ztráty rovnováhy, bez nutnosti nároku a bez odlepení pat od země a následně se vrátit do výchozí pozice. Vyšetřující změřil na měřidle rozdíl mezi výchozí a výslednou pozicí třetího metatarzu probandovy pravé horní končetiny. Každý proband si maximální dosah dvakrát nanečisto vyzkoušel a následně byly provedeny tři měřené pokusy. Zároveň s měřením délky dosahu se měřily i další parametry pomocí plošiny Footscan, na které proband při provádění testu stál. Kvůli časovému omezení při nastavení dané frekvence záznamu museli probandi stihnout maximální dosah a vrácení se do výchozí pozice do 5 sekund.

Strategie provedení testu podle Maranesi, Ghetti, Rabini a Fioretti (2014) byla při měření vizuálně kontrolována a poznamenána do záznamového archu. Při maximálním dosahu může člověk využívat různých pomocných strategií, jako je strategie kyčelní, kotníková, rotace trupu v transverzální rovině a celotělová flexe podobná dřepu. My jsme rozlišovali strategii kyčelní (flexe v kyčelním kloubu větší než 20° a plantární flexe v hlezenním kloubu menší než 5°) a strategii rotace trupu (rotace v transversální rovině větší než 20°).

#### 4.3.3.4 Korigovaný stoj s bilaterální aktivací malé nohy

Po desetiminutovém zaučení korigovaného stoje a malé nohy byl proband instruován k zaujetí korigovaného stoje s bilaterální aktivací malé nohy. Postup nácviku korekce je probrán níže. Probandi se dívali přímo před sebe a mezi jednotlivými měřenými pokusy vždy na místě přešlápnuli a znovu se nastavili do korigované polohy.

##### Nácvik malé nohy

S nácvikem malé nohy (Obrázek 10 a 11) podle Jandy a Vávrové (1992) jsme začali v poloze vsedě, kdy jsme s probandem nacvičovali zúžení chodidla nejdříve izolovaně na každé noze a nakonec na obou současně. Nejdříve jsme probandovi vysvětlili princip malé nohy a tři opěrné body (hlavička prvního a pátého metatarzu a pata), jež se k sobě během nácviku malé nohy přibližují a zůstávají v kontaktu s podložkou. Důraz jsme kladli na uvolněné volně položené prsty a správné nastavení kolenních kloubů, vytočených nad zevní hranu chodidel, jež probíhá současně se zevní rotací kyčelních kloubů. Postupovali jsme podle zásad senzomotorické stimulace od pasivního modelování malé nohy, přes aktivní modelování s dopomocí terapeuta, po aktivní modelaci malé nohy. Takto naformované chodidlo probandi drželi zhruba 5 sekund s následnou relaxací a dalším opakováním cviku. Nácvik malé nohy vsedě trval zhruba 5 minut a po něm následovalo dalších 5 minut nácviku malé nohy při korigovaném stoji.



*Obrázek 10.*  
Chodidlo bez aktivace malé nohy  
(fotoarchiv autorky, 2014)



*Obrázek 11.*  
Chodidlo s aktivovanou malou nohou  
(fotoarchiv autorky, 2014)

### **Nácvik korigovaného stoje**

Při korigovaném stoji dle popisu Jandy a Vávrové (1992) byl proband instruován stát rovně s chodidly zhruba rovnoběžně a mírně od sebe. Dále byl vyzván k oboustranné modelaci malé nohy, mírnému pokrčení kolenních kloubů a jejich vytočení nad zevní hranu chodidel. Váha byla rovnoměrně rozložena mezi oběma chodidly a těžiště těla probandi přenesli mírně vpřed se současným zatlačením chodidel do podložky a protažením těla ve směru jeho dlouhé osy. Vyšetřující pomohl probandovi nastavit neutrální pozici v lumbopelvicke oblasti a došlo k mírnému zploštění břišní stěny. Korekce postupovala kraniálně přes správné postavení ramenních kloubů (stažena mírně dolů) až k neutrálnímu postavení krční páteře. Nácvik korigovaného stoje trval zhruba 5 minut. Tuto pozici proband držel několik sekunda poté vždy následovala relaxace a další opakování cviku s pauzami.

## 4.4 Měřené parametry

### Chůze:

#### Tlakové parametry

- **Max P** [ $N/cm^2$ ] – maximální tlak ve specifické oblasti
- **Impulse** [ $Ns/cm^2$ ] – celkové zatížení, tlakový impuls, který je vyjádřen velikostí plochy pod křivkou závislosti velikosti tlaku na čase

#### Časové parametry

- **Contact** [%] – doba kontaktu specifické oblasti vzhledem k celkové době kontaktu chodidla během celého kroku

### Klidový stoj nekorigovaný

- **Průměrný P** [ $N/cm^2$ ] – průměrný tlak ve specifické oblasti

### Korigovaný stoj s bilaterální aktivací malé nohy

- **Průměrný P** [ $N/cm^2$ ] – průměrný tlak ve specifické oblasti

### Functional Reach Test

- **Rozsah pohybu COP** [ $mm$ ] – rozsah pohybu COP v předozadním směru
- **Relativní rozsah pohybu COP** [% délky chodidla] –  $COP / \text{délka chodidla} \times 100 \%$
- **Functional Reach Test** [ $cm$ ] – test funkčního dosahu



## 4.5 Terapie

Pro terapii jsme zvolili vybrané prvky z metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové (1992). Nejdříve probandi podstoupili manuální ošetření nohou, tzv. optimalizaci periferních struktur, která se skládala z mobilizace kloubů nohy a facilitace proprioceptorů a exteroceptorů nohy. Další částí byl balanční trénink na vybrané balanční pomůcce. Tyto dvě části terapie byly proloženy měřením na plošině Footscan (v pořadí druhým) pro potřebu diplomové práce druhého studenta.

Podle Jandy a Vávrové (1992) „V praxi postupujeme tak, že každý cvik naučíme nejdříve na pevné podložce, tj. na zemi, pak identický cvik na válcové úseči a pak na kulové“ (p. 26-27). My jsme v průběhu měření probandy učili malou nohu a korigovaný stoj na pevné podložce, ale vybrané balanční cviky při terapii již cvičili rovnou na balanční čočce nebo kulové úseči. Při výběru cviků jsme zohlednili pravidlo postupného zvyšování náročnosti. V úvahu jsme brali tvrzení Jandy a Vávrové (1992) „Při klinické aplikaci není pochopitelně třeba používat celý systém, nýbrž terapeut má možnost a dokonce povinnost vybrat ty cviky, které považuje pro svého pacienta za nejdůležitější. Nicméně však zvládnutí malé nohy je ve většině případů základním předpokladem úspěchu“ (p. 17).

### 4.5.1 Optimalizace periferních struktur

Pod pojmem optimalizace periferních struktur se v pojetí senzomotorické stimulace skrývají nejrůznější mobilizace kloubů nohy, péče o měkké tkáně, stimulace plosky pomocí hluboké masáže, kartáčování, chůze po kamínkách a využívá se různých stimulačních pomůcek. My jsme do terapie zařadili mobilizace dle Lewita (2003) a Rychlíkové (2002). Tato část terapie trvala zhruba 15 minut, byla provedena bilaterálně a proband při ní ležel na zádech na lehátku. U následujících kloubních spojení jsme vyšetřovali jointplay a v případě blokády jsme kloub následně mobilizovali.

- *Interfalangeální klouby* – dorsoventrální posun, laterolaterální posun, distrakce amobilizace do rotace
- *Metatarzofalangeální klouby* – trakce (lehce plantárním směrem) se současnou plantární flexí
- *Intermetatarzální klouby, příčná klenba* – vějířovité prohýbání příčné nožní klenby dorsálním a plantárním směrem
- *Tarzometatarzální skloubení* a klouby mezi *tarzálními kůstkami*
- *Lisfrancovo skloubení* (všechna tarzometatarzální skloubení) podle Sachseho
- *Chopartovo skloubení* (skloubení mezi os cuboideus a os naviculare a mezi talem a kostí patní) podle Sachseho
- *Nártní kůstky* – mobilizace protřepáváním
- *Dolní hlezenní kloub* – mobilizace paty proti nártu všemi směry (mediálně, laterálně, do supinace, do pronace, plantární, dorzální flexe) a distrakční mobilizace dolního hlezna
- *Horní hlezenní kloub* – pružení bérce proti patě

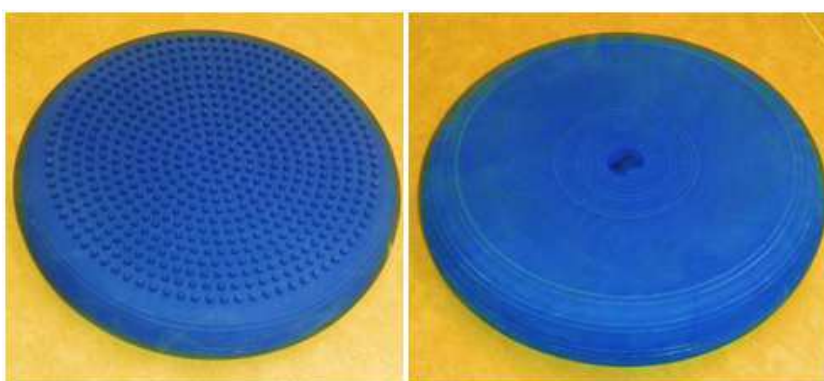
#### **4.5.2 Balanční trénink – Senzomotorická stimulace**

Po druhém měření na plošině Footscan (pro potřebu diplomové práce druhého studenta) následoval balanční trénink. Pro tento trénink jsme si vybrali některé prvky z metody senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové (1992). Trénink probíhal naboso rovnou na cvičební pomůcce. Každý proband měl losem přidělenou cvičební pomůcku a to buďto kulovou úseč (Obrázek 10) nebo balanční čochku (Obrázek 11).

Kulová úseč, na které probandi cvičili, byla ze dřeva, nahoře potažena umělým protiskluzovým vroubkovaným materiálem. Povrch, na kterém proband stál, byl tudíž pevný. Rozměry čtvercové desky byly 50 x 50 cm, průměr samotné polokoule byl 36 cm a její výška činila cca 9 cm. Balanční čochka (Togu Dynair Senso Ballkissen, Německo) s průměrem 33 cm, byla vyplněná vzduchem, a tak byl její povrch vratký a chodidla probanda neměla pevnou oporu. Probandi cvičili na její hladké straně.



*Obrázek 10.* Kulová úseč (fotoarchiv autorky, 2014)



*Obrázek 11.* Balanční čočka (fotoarchiv autorky, 2014)

Balanční trénink probíhal 15 minut čistého času (s pauzami zhruba 20 minut) a skládal se z několika částí. Cvičení bylo prokládáno pauzami mezi jednotlivými částmi tréninku a v případě únavy si mohl proband kdykoli odpočinout. Proband byl během tohoto tréninku opakovaně instruován k držení korigovaného stoje a aktivaci malé nohy (střídavě udržoval a povoloval malou nohu). Po celou dobu jsme probanda kontrolovali a korigovali jeho držení a případně mu pomohli s udržením rovnováhy. Po balančním tréninku podstoupili probandi po krátké pauze poslední měření na plošinách Footscan.

Trénink jsme započali korigovaným stojem na balanční pomůcce (Obrázek 14). Jakmile proband bez problémů udržel stabilitu, přidali jsme drobné postrky, nejprve pomalejší, pak rychlejší. Poté proband sestoupil z balanční pomůcky na zem a následovala pauza (pauza byla mezi všemi částmi balančního tréninku).

Další částí bylo přenášení váhy („pohupování“) v předozadním a bočním směru a tzv. „opisování kroužků“ na balanční pomůcce. Proband se měl okraji kulové úseče dostat co nejbližší podložce, avšak ne se jimi podložky dotknout. Při cvičení na balanční čočce byla potřeba mít pod nohou pořád alespoň malou vzduchovou bublinu. Stěny čočky se neměly vzájemně dotýkat.

Třetí částí balančního tréninku byl korigovaný stoj s pomalými minidřepy. Při těchto poddřepích jsme probanda instruovali, aby držel balanční pomůcku v horizontální poloze a co nejvíce omezil její výkyvy.

Čtvrtá část se skládala z korigovaného stoje, při kterém si proband házel s míčkem – overballem (Obrázek 15). Nejdříve proband vyhazoval míček do vzduchu a chytal jej a poté si přehazoval míček s vyšetřujícím.

Pátou částí byly ná kroky na balanční podložku s balancováním na jedné dolní končetině. Proband ze země vystoupil jednou nohou (například pravou) na pomůcku a následně k ní pomalu přitahoval levou nohu. Poté, co se dostal levou nohou na úroveň stojné pravé nohy, opět ji vrátil do výchozí pozice dozadu na zem. Levá noha byla po odlepení ze země celou dobu ve vzduchu bez kontaktu s podložkou a na pravé noze proband balancoval. Tento cvik proband opakoval střídavě na pravé a levé noze, na každé celkem třikrát.

Poslední částí byl nácvik výpadu na balanční pomůcku (Obrázek 16) střídavě levou a pravou nohou, kdy jedna noha dopadla vpřed na balanční podložku a druhá noha zůstala vzadu v kontaktu se zemí. Přední noha byla v plném kontaktu s balanční pomůckou, avšak zadní noha byla v kontaktu pouze špičkou a patu měla odlepenou od podložky. Pokud bylo třeba, vyšetřující zorigoval postavení trupu a hlavy, aby byl trup, hlava a zadní dolní končetina v jedné rovině. Proband v pozici zůstal tak dlouho, než nabyl rovnováhy, a poté se vrátil zpět do výchozí pozice a to samé opakoval druhou nohou. Výpad byl proveden každou nohou celkem třikrát.



*Obrázek 14.*

Korigovaný stoj na balanční pomůcce (fotoarchiv autorky, 2014)



*Obrázek 15.*

Korigovaný stoj na balanční pomůcce s míčem (fotoarchiv autorky, 2014)



*Obrázek 16.*

Výpady na balanční pomůcce (fotoarchiv autorky, 2014)

#### **4.6 Statistické zpracování dat**

Naměřená data byla zanesena do tabulek v programu Microsoft Office Excel 2007 a následně statisticky zpracována pomocí programu STATISTICA, verze 12. K porovnání rozdílů rozložení tlakových parametrů na chodidle před a po terapii, rozdílů mezi stojem a malou nohou a mezi skupinou cvičící na balanční čočce a skupinou cvičící na kulové úseči, byla po ověření normality (Kolmogorov-Smirnov test) využita vícefaktorová analýza rozptylu (ANOVA) a Fisherův LSD test. U všech sledovaných parametrů byly vypočítány základní statistické veličiny: aritmetický průměr (M) a směrodatná odchylka (SD). K porovnání závislosti zkoumaných parametrů u Functional Reach Test jsme použili Pearsonův korelační koeficient. Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou zvýrazněny v tabulkách tučně.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Anamnestický dotazník a kineziologické vyšetření

Do anamnestického dotazníku 39,4 % probandů uvedlo, že utrpělo jednou či opakovaně úraz v oblasti dolní končetiny, který je starší jednoho roku. Občasné vertebrogenní potíže (nikoli akutní bolest) se vyskytovaly u 36,4 % probandů.

Podle vyšetření laterality dolních končetin má 84,8 % probandů dominantní pravou dolní končetinu a u 15,2 % probandů je dominantní levá dolní končetina. Při porovnání délky dolních končetin (u délky anatomické, funkční a umbilikomaleolární) jsme neshledali ani u jednoho probanda významný rozdíl, stejně tak ani u zkoušky dvou vah. Všichni testovaní zvládli bez problémů chůzi po špičkách, po patách a s pokrčenými koleny a stoj na jedné noze po dobu 30 sekund.

Dle aspekčního vyšetření příčné klenby nožní má 51,5 % probandů klenbu normální a 48,5 % probandů klenbu nízkou. Podélnou klenbu nožní jsme vyhodnotili z otisku na Footscanu pomocí indexu Chippaux-Šmiřák. U 66,7 % probandů jsme určili normální podélnou klenbu a u 33,3 % probandů vysokou. Žádný z probandů neměl dle tabulek Klementy (1987) nízkou podélnou klenbu. Podle antropologické typologie nohy mělo 30,3 % probandů nohu řeckou, 66,7% nohu egyptskou a 3 % nohu kvadratickou.

U zkoušky propiocepce na dolních končetinách byly výsledky u všech tří modalit (polohocit, pohybocit, vibrační cití) v normě. Průměrné hodnoty vibračního cití se pohybovaly u kotníku 7,03 na LDK a 7,06 na PDK, u prvního metatarzu 7,30 na LDK a 7,36 na PDK a u proximálního článku palce shora 7,42 na LDK a 7,33 na PDK. Podle Hilz et al. (1998) se dolní normální limit hodnot vibračních prahů pohybuje v průměru kolem 6,6/8.

## 5.2 Výsledky k výzkumným otázkám

Výsledky k jednotlivým výzkumným otázkám jsou uvedeny v tabulkách a popsány v textu pod tabulkami. Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou zvýrazněny v tabulkách červeně. Pro označení jednotlivých oblastí chodidla jsme použili následující zkratky:

Toe 1	oblast palce
Toe 2-5	oblast druhého až pátého prstce
Meta 1	oblast prvního metatarzu
Meta 2	oblast druhého metatarzu
Meta 3	oblast třetího metatarzu
Meta 4	oblast čtvrtého metatarzu
Meta 5	oblast pátého metatarzu
Midfoot	oblast středonoží
Heel Medial (HM)	mediální část paty
Heel Lateral (HL)	laterální část paty

### 5.2.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

**V<sub>1</sub>:** Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech?

**V<sub>1a</sub>:** Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) při klidovém nekorigovaném stoji?

**Tabulka 2.** Výsledky k parametru průměrný tlak [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla při klidovém nekorigovaném stoji

Oblast	Před terapií		Po terapii		<i>p</i>
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	
Toe 1	0,99	0,92	1,01	0,92	0,943
Toe 2-5	0,43	0,59	0,75	1,49	0,247
Meta 1	2,13	1,15	2,17	0,90	0,934
Meta 2	4,64	1,99	4,61	1,57	0,959
Meta 3	6,50	1,71	6,24	1,69	0,541
Meta 4	6,83	2,26	6,85	2,24	0,983
Meta 5	4,63	2,30	5,13	2,82	0,437
Midfoot	2,60	1,75	2,70	1,76	0,813
Heel Medial	9,55	3,38	9,94	2,60	0,614
Heel Lateral	8,32	3,17	8,28	2,19	0,961

*Poznámka.* *M* = průměr, *SD* = směrodatná odchylka, *p* = statistická signifikance

Základní statistické charakteristiky průměrného tlaku ve specifických oblastech chodidla při klidovém nekorigovaném stoji, měřeného pomocí systému Footscan před terapií a po ní, jsou uvedeny v tabulce 2.

Na základě Fisherova LSD testu jsme nenašli ani v jedné oblasti chodidla v parametru průměrný tlak před terapií a po ní statisticky významný rozdíl.



V<sub>1b</sub>: Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) při korigovaném stoji s bilaterální aktivací malé nohy?

**Tabulka 3.** Výsledky k parametru průměrný tlak [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla při korigovaném stoji s bilaterální aktivací malé nohy

Oblast	Před terapií		Po terapii		p
	M	SD	M	SD	
Toe 1	1,78	1,45	1,81	1,59	0,915
Toe 2-5	0,60	0,64	0,89	1,34	0,280
Meta 1	2,83	2,01	3,46	2,67	0,167
Meta 2	3,81	1,98	4,15	2,33	0,488
Meta 3	4,74	1,73	4,75	1,79	0,979
Meta 4	6,56	2,35	6,42	2,29	0,813
Meta 5	5,59	2,58	5,52	2,58	0,917
Midfoot	2,74	1,31	3,00	1,95	0,546
Heel Medial	10,32	2,83	9,31	3,41	0,188
Heel Lateral	9,07	2,56	8,30	2,78	0,250

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance

Základní statistické charakteristiky průměrného tlaku ve specifických oblastech chodidla při korigovaném stoji s bilaterální aktivací malé nohy, měřeného pomocí systému Footscan před terapií a po ní, jsou uvedeny v tabulce 3.

Na základě Fisherova LSD testu není ani v jedné oblasti chodidla v parametru průměrný tlak před terapií a po ní statisticky významný rozdíl.

**V<sub>1c</sub>:** Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech (% Contact, Impulse, Max P) při chůzi?

**Parametr Contact [%]**

**Tabulka 4.** Výsledky k parametru Contact [%] ve specifických oblastech chodidla při chůzi

Oblast	Před terapií		Po terapii		p
	M	SD	M	SD	
<b>Toe 1</b>	71,07	12,69	71,43	13,07	0,876
<b>Toe 2-5</b>	68,00	13,69	69,31	13,16	0,578
<b>Meta 1</b>	79,69	6,08	80,49	6,76	0,482
<b>Meta 2</b>	84,80	4,24	84,91	4,61	0,888
<b>Meta 3</b>	87,44	3,41	87,30	3,56	0,817
<b>Meta 4</b>	87,15	3,52	86,66	3,98	0,463
<b>Meta 5</b>	82,11	5,32	81,68	4,87	0,636
<b>Midfoot</b>	60,25	8,14	60,27	7,43	0,993
<b>Heel Medial</b>	59,27	6,44	56,70	7,09	<b>0,033</b>
<b>Heel Lateral</b>	58,05	7,04	55,04	7,12	<b>0,017</b>

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance

Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky doby kontaktu specifické oblasti vzhledem k celkové době kontaktu chodidla během celého kroku (% Contact), měřeného pomocí systému Footscan před terapií a po ní, jsou uvedeny v tabulce 4.

Z tabulky 4 vyplývá, že se po terapii statisticky významně zkrátila doba kontaktu oblasti Heel Medial a Heel Lateral vzhledem k celkové době kontaktu chodidla. Dle jednorozměrné analýzy rozptylu (ANOVA) došlo před terapií a po ní v oblasti Heel Medial ( $p = 0,033$ ) a Heel Lateral ( $p = 0,017$ ) ke statisticky významnému rozdílu na námi zvolené hladině statistické významnosti  $\alpha < 0,05$ . V ostatních oblastech jsme nenašli statisticky významný rozdíl.

### **Parametr Impulse [Ns/cm<sup>2</sup>]**

**Tabulka 5.** Výsledky k parametru Impulse [Ns/cm<sup>2</sup>] ve specifických oblastech chodidla při chůzi

<b>Oblast</b>	<b>Před terapií</b>		<b>Po terapii</b>		<b><i>p</i></b>
	<b><i>M</i></b>	<b><i>SD</i></b>	<b><i>M</i></b>	<b><i>SD</i></b>	
<b>Toe 1</b>	1,64	0,80	1,51	0,62	0,305
<b>Toe 2-5</b>	0,33	0,22	0,32	0,18	0,949
<b>Meta 1</b>	1,88	1,15	1,83	0,84	0,799
<b>Meta 2</b>	3,56	1,18	3,45	1,13	0,589
<b>Meta 3</b>	3,88	1,04	3,57	0,90	0,074
<b>Meta 4</b>	3,44	1,13	3,24	1,10	0,297
<b>Meta 5</b>	1,81	0,80	1,74	0,78	0,607
<b>Midfoot</b>	0,80	0,58	0,71	0,40	0,325
<b>Heel Medial</b>	3,24	0,83	3,01	0,75	0,105
<b>Heel Lateral</b>	2,74	0,79	2,58	0,73	0,238

*Poznámka.* *M* = průměr, *SD* = směrodatná odchylka, *p* = statistická signifikance

Základní statistické charakteristiky tlakového impulsu (Impulse), měřeného pomocí systému Footscan před terapií a po ní, jsou uvedeny v tabulce 5.

Dle jednorozměrné analýzy rozptylu (ANOVA) nedošlo ani v jedné oblasti chodidla ke statisticky významnému rozdílu v parametru tlakový impuls před terapií a po ní.

**Parametr Max P [N/cm<sup>2</sup>]**

**Tabulka 6.** Výsledky k parametru Max P [N/cm<sup>2</sup>] ve specifických oblastech chodidla při chůzi

Oblast	Před terapií		Po terapii		p
	M	SD	M	SD	
Toe 1	7,84	3,40	7,86	2,68	0,973
Toe 2-5	1,80	1,01	1,81	0,91	0,961
Meta 1	7,20	3,73	7,54	3,21	0,578
Meta 2	13,18	3,40	13,32	3,41	0,803
Meta 3	13,25	2,62	12,70	2,62	0,231
Meta 4	10,44	3,05	9,99	3,11	0,400
Meta 5	5,73	2,33	5,61	2,45	0,785
Midfoot	3,24	1,87	3,21	1,62	0,918
Heel Medial	13,79	2,68	14,07	2,63	0,542
Heel Lateral	11,81	2,51	12,23	2,91	0,376

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance

Základní statistické charakteristiky maximálního tlaku ve specifické oblasti (Max P), měřeného pomocí systému Footscan před terapií a po ní, jsou uvedeny v tabulce 6.

Na základě jednorozměrné analýzy rozptylu (ANOVA) jsme nenašli ani v jedné oblasti chodidla v parametru maximální tlak před terapií a po ní statisticky významný rozdíl.

**V<sub>1d</sub>**: Dochází po jednorázovém balančním tréninku ke změnám ve sledovaných parametrech (funkční dosah v cm, rozsah pohybu COP a relativní rozsah pohybu COP) při Functional Reach Test?

**Parametr rozsah pohybu COP a relativní rozsah pohybu COP**

**Tabulka 7.** Výsledky k parametru rozsah pohybu COP [mm] a relativní rozsah pohybu COP [% délky chodidla] při Functional Reach Test

	Před terapií		Po terapii		<i>p</i>
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	
<b>RP COP</b>	83,41	18,75	90,75	22,02	<b>0,041</b>
<b>Relativ RP COP</b>	32,20	7,70	35,04	8,97	0,053

*Poznámka.* *M* = průměr, *SD* = směrodatná odchylka, *p* = statistická signifikance, *RP COP* = rozsah pohybu COP, *Relativ RP COP* = relativní rozsah pohybu COP  
 Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky rozsahu pohybu COP (RP COP) a relativního rozsahu pohybu COP (Relativ RP COP), měřených pomocí systému Footscan před terapií a po ní, jsou uvedeny v tabulce 7. Relativní rozsah pohybu COP jsme vypočítali podle následujícího vzorce:  $\text{Relativ RP COP} = \text{RP COP} / \text{délka chodidla} \times 100 \%$ .

Z tabulky 7 vyplývá, že se po terapii zvýšily hodnoty rozsahu pohybu COP i relativního rozsahu pohybu COP. Dle jednorozměrné analýzy rozptylu (ANOVA) došlo u parametru rozsah pohybu COP ke statisticky významnému rozdílu ( $p = 0,041$ ). U parametru relativní rozsah pohybu COP se rozdíl před terapií a po ní ( $p = 0,053$ ) blíží naší zvolené hladině statistické významnosti, avšak statisticky významný není.

### ***Parametr funkční dosah [cm]***

**Tabulka 8.** *Výsledky k parametru funkční dosah [cm] při Functional Reach Test*

	<b>Před terapií</b>		<b>Po terapii</b>		<b><i>p</i></b>
	<b><i>M</i></b>	<b><i>SD</i></b>	<b><i>M</i></b>	<b><i>SD</i></b>	
<b>Funkční dosah</b>	41,61	4,13	43,69	5,38	0,087

*Poznámka.* *M* = průměr, *SD* = směrodatná odchylka, *p* = statistická signifikance

Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Pro porovnání efektu terapie u parametru funkční dosah jsme zvolili jednorozměrnou analýzu rozptylu (ANOVA). Podle výsledků v tabulce 8 došlo ke zvýšení hodnoty funkčního dosahu z průměrných  $41,61 \pm 4,13$  cm na průměrných  $43,69 \pm 5,38$  cm, zlepšení však není statisticky významné.

Při Functional Reach Test zvolilo 25 probandů kyčelní strategii a 8 probandů k maximálnímu dosahu použilo strategii rotace trupu.

## 5.2.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

**V<sub>2</sub>:** Lze pozorovat významnou závislost mezi funkčním dosahem v cm, rozsahem pohybu COP a relativním rozsahem pohybu COP při Functional Reach Test?

**Tabulka 9.** Průměrné hodnoty parametrů rozsah pohybu COP [mm], relativní rozsah pohybu COP [% délky chodidla] a funkční dosah [cm] při Functional Reach Test

	<b>M</b>	<b>SD</b>
<b>RP COP</b>	87,08	25,66
<b>Relativ RP COP</b>	33,62	10,27
<b>Funkční dosah</b>	42,65	5,52

*Poznámka.* *M* = průměr, *SD* = směrodatná odchylka, *RP COP* = rozsah pohybu COP, *Relativ RP COP* = relativní rozsah pohybu COP

Základní statistické charakteristiky rozsahu pohybu COP (RP COP), relativního rozsahu pohybu COP (Relativ RP COP) a funkčního dosahu jsou uvedeny v tabulce 9.

Hodnoty (*M* a *SD*) byly získány ze všech měřených pokusů (před terapií a po terapii). Rozsah pohybu COP jsme měřili pomocí systému Footscan. Relativní rozsah pohybu COP jsme vypočítali z hodnot rozsahu COP podle následujícího vzorce: Relativ RP COP = RP COP/délka chodidla × 100 %. Funkční dosah se měřil pomocí odečtení hodnoty z měřidla (krejčovský metr) a byl měřen souběžně s měřením na Footscanu.

Pro měření síly lineární závislosti mezi dvěma spojitými náhodnými veličinami (RP COP a Relativ RP COP; RP COP a Funkční dosah; Relativ RP COP a Funkční dosah) jsme použili Pearsonův korelační koeficient. Sílu asociace podle velikosti korelačního koeficientu *r* jsme určovali podle tabulky 10.

**Tabulka 10.** Pásma síly asociace podle velikosti korelačního koeficientu *r* (Hendl, 2009, 256)

<b>Síla asociace</b>	<b><i>r</i></b>
malá	0,1 - 0,3
střední	0,3 - 0,7
velká	0,7 - 1

*Poznámka.* *r* = korelační koeficient

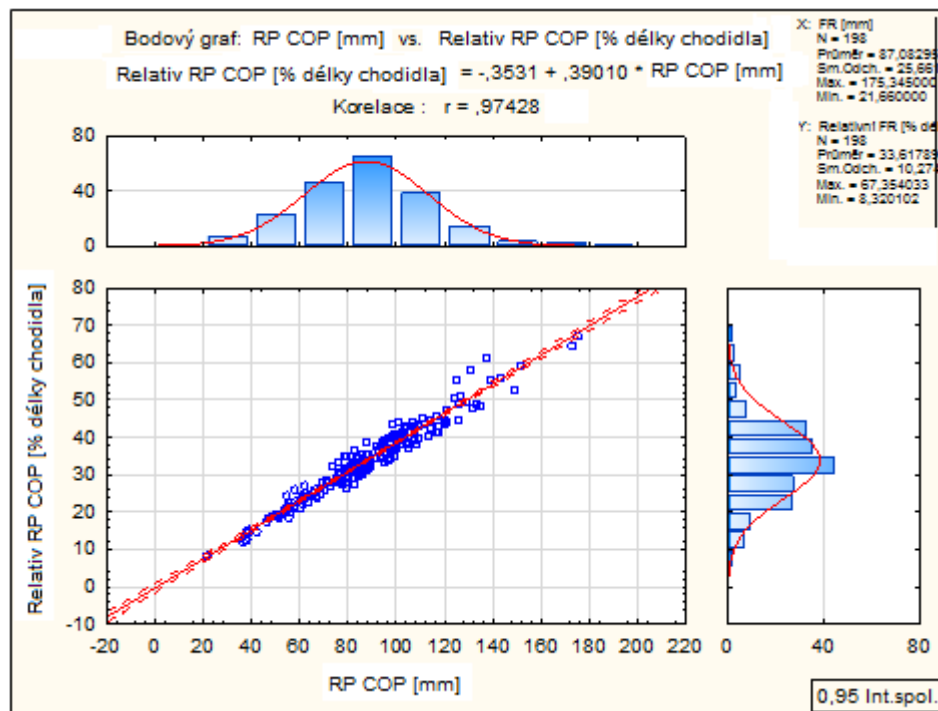
**Tabulka 11.** Korelace mezi jednotlivými parametry (funkční dosah v cm, rozsah pohybu COP a relativní rozsah pohybu COP) při Functional Reach Test

		RP COP	Relativ RP COP	Funkční dosah
RP COP	<i>r</i>	1	0,974	0,273
	<i>p</i>	p= ---	p=,000	p=,000
Relativ RP COP	<i>r</i>	0,9740	1	0,192
	<i>p</i>	p=,000	p= ---	p=,007
Funkční dosah	<i>r</i>	0,273	0,192	1
	<i>p</i>	p=,000	p=,007	p= ---

*Poznámka.* *p* = statistická signifikance, *r* = korelační koeficient, *RP COP* = rozsah pohybu COP, *Relativ RP COP* = relativní rozsah pohybu COP

Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

V tabulce 11 jsou uvedeny hodnoty statistické signifikance a korelačních koeficientů získané porovnáním jednotlivých parametrů Functional Reach Test (funkční dosah v cm, rozsah pohybu COP a relativní rozsah pohybu COP).

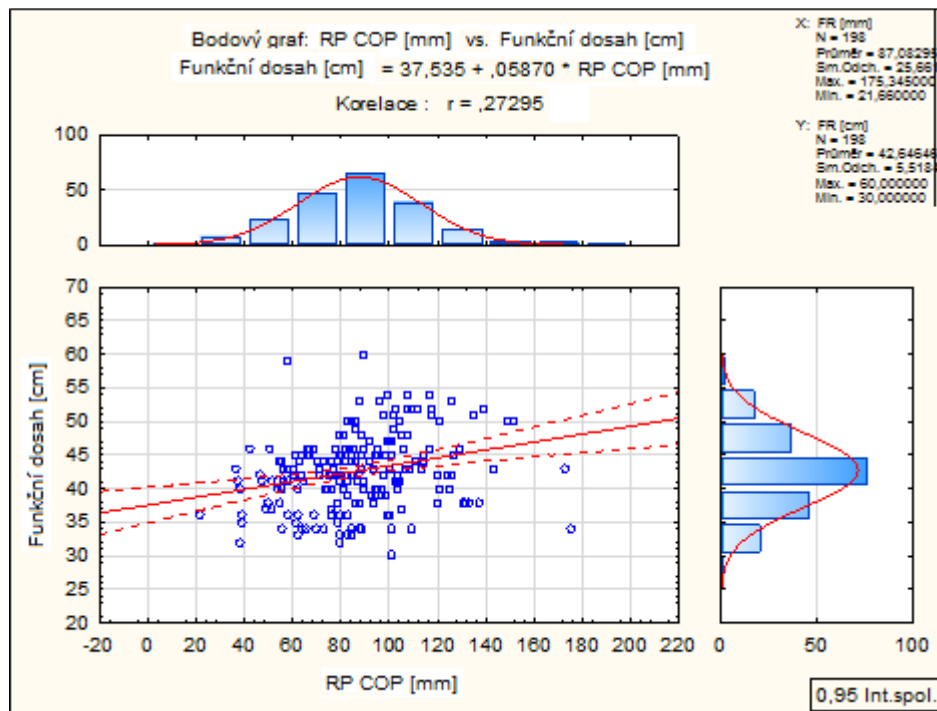


**Obrázek 17.** Korelace mezi rozsahem pohybu COP [mm] a relativním rozsahem pohybu COP [% délky chodidla]



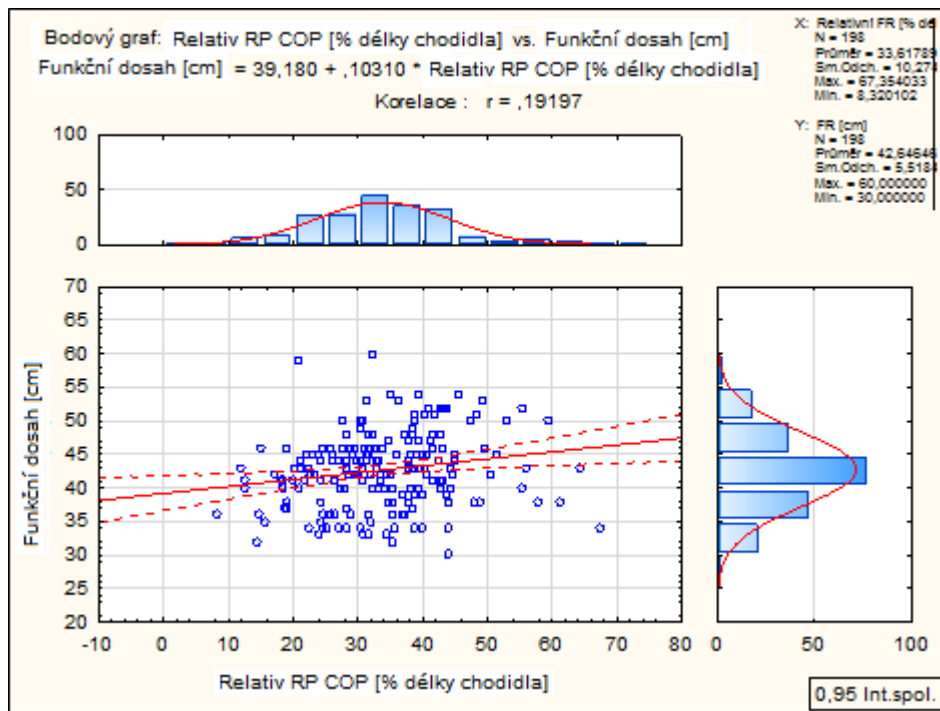
Legenda k obrázku 17–19:  $p$  = statistická signifikance,  $r$  = korelační koeficient,  $N$  = počet pokusů,  $Sm. Odch$  = směrodatná odchylka,  $Max$  = maximum,  $Min$  = minimum,  $RP COP/ FR[mm]$  = rozsah pohybu COP,  $Relativ RP COP/ Relativní FR$  = relativní rozsah pohybu COP,  $FR[cm]$  = funkční dosah v centimetrech

Na obrázku 17 můžeme pozorovat velkou sílu závislosti ( $r = 0,974$ ) mezi rozsahem pohybu COP [mm] a relativním rozsahem pohybu COP [% délky chodidla]. Mezi těmito dvěma veličinami je závislost statisticky významná ( $p = 0,000$ ).



Obrázek 18. Korelace mezi rozsahem pohybu COP [mm] a funkčním dosahem [cm]

Na obrázku 18 můžeme pozorovat pouze malou sílu závislosti ( $r = 0,273$ ) mezi rozsahem pohybu COP [mm] a funkčním dosahem [cm]. Mezi těmito dvěma veličinami je však závislost statisticky významná ( $p = 0,000$ ).



Obrázek 19. Korelace mezi relativním rozsahem pohybu COP [% délky chodidla] a funkčním dosahem [cm]

Na obrázku 19 můžeme pozorovat jen malou sílu závislosti ( $r = 0,192$ ) mezi relativním rozsahem pohybu COP [% délky chodidla] a funkčním dosahem [cm]. Mezi těmito dvěma veličinami je však závislost statisticky významná ( $p = 0,007$ ).

### 5.2.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

V<sub>3</sub>: Jaký je rozdíl ve změnách sledovaných parametrů mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči?

V<sub>3a</sub>: Jaký je rozdíl ve změnách sledovaných parametrů (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči při klidovém nekorigovaném postoji?

**Tabulka 12.** Výsledky k parametru průměrný tlak [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla při klidovém nekorigovaném postoji u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2)

Oblast	skupina	Před terapií		Po terapii		p
		M	SD	M	SD	
Toe 1	P1	0,70	0,83	0,74	0,67	0,861
	P2	1,30	0,92	1,32	1,08	0,965
Toe 2-5	P1	0,58	0,78	0,63	1,52	0,881
	P2	0,28	0,21	0,88	1,50	0,108
Meta 1	P1	2,14	1,45	2,20	1,10	0,825
	P2	2,13	0,77	2,14	0,63	0,942
Meta 2	P1	4,87	2,52	4,79	1,83	0,814
	P2	4,39	1,24	4,41	1,26	0,988
Meta 3	P1	6,31	2,02	5,93	1,74	0,322
	P2	6,71	1,34	6,60	1,62	0,745
Meta 4	P1	6,60	2,38	7,05	2,61	0,288
	P2	7,08	2,18	6,61	1,79	0,264
Meta 5	P1	4,86	2,12	5,99	3,20	<b>0,030</b>
	P2	4,38	2,52	4,15	1,98	0,538
Midfoot	P1	2,81	1,63	3,13	2,02	0,478
	P2	2,37	1,89	2,20	1,29	0,688
Heel Medial	P1	9,63	3,69	10,26	2,75	0,439
	P2	9,47	3,13	9,57	2,47	0,819
Heel Lateral	P1	8,71	3,41	8,70	2,18	0,990
	P2	7,90	2,95	7,81	2,18	0,935

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance, P1 = skupina cvičící na kulové úseči, P2 = skupina cvičící na balanční čočce  
Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky průměrného tlaku ve specifických oblastech chodidla při klidovém nekorigovaném stoji, měřených pomocí systému Footscan před a po terapii u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2), jsou uvedeny v tabulce 12.

Na základě Fisherova LSD testu došlo u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) v parametru průměrný tlak v oblasti Meta 5 ke statisticky významnému rozdílu ( $p = 0,030$ ). Po terapii došlo u skupiny P1 ke zvýšení průměrného tlaku pod 5. metatarzy.

U skupiny cvičící na balanční čočce (P2) nedošlo ani v jedné oblasti chodidla v parametru průměrný tlak ke statisticky významnému rozdílu.

**Tabulka 13.** Porovnání výsledků k parametru průměrný tlak [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla při klidovém nekorigovaném stoji mezi skupinou cvičící na kulové úseči (P1) a skupinou cvičící na balanční čočce (P2)

	P1 (kulová úseč)				P2 (balanční čočka)				<i>p</i>	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	Před terapií P1 x P2	Po terapii P1 x P2
Oblast	Před terapií		Po terapii		Před terapií		Po terapii			
Toe 1	0,70	0,83	0,74	0,67	1,30	0,92	1,32	1,08	0,151	0,186
Toe 2-5	0,58	0,78	0,63	1,52	0,28	0,21	0,88	1,50	0,395	0,530
Meta 1	2,14	1,45	2,20	1,10	2,13	0,77	2,14	0,63	0,974	0,916
Meta 2	4,87	2,52	4,79	1,83	4,39	1,24	4,41	1,26	0,498	0,579
Meta 3	6,31	2,02	5,93	1,74	6,71	1,34	6,60	1,62	0,500	0,285
Meta 4	6,60	2,38	7,05	2,61	7,08	2,18	6,61	1,79	0,522	0,593
Meta 5	4,86	2,12	5,99	3,20	4,38	2,52	4,15	1,98	0,665	<b>0,039</b>
Midfoot	2,81	1,63	3,13	2,02	2,37	1,89	2,20	1,29	0,496	0,128
HM	9,63	3,69	10,26	2,75	9,47	3,13	9,57	2,47	0,820	0,540
HL	8,71	3,41	8,70	2,18	7,90	2,95	7,81	2,18	0,326	0,362

*Poznámka.* *M* = průměr, *SD* = směrodatná odchylka, *p* = statistická signifikance, *P1* = skupina cvičící na kulové úseči, *P2* = skupina cvičící na balanční čočce  
Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Z tabulky 13 vyplývá, že je po terapii při klidovém nekorigovaném stoji statisticky významně ( $p = 0,039$ ) větší tlak v oblasti Meta 5 u skupiny cvičící na kulové úseči oproti skupině cvičící na balanční čočce. Ostatní výsledky nejsou dle Fisherova LSD testu statisticky významné.

V<sub>3b</sub>: Jaký je rozdíl ve změnách sledovaných parametrů (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči při korigovaném stoji s bilaterální aktivací malé nohy?

**Tabulka 14.** Výsledky k parametru průměrný tlak [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla při korigovaném stoji s bilaterální aktivací malé nohy u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2)

Oblast	Skupina	Před terapií		Po terapii		p
		M	SD	M	SD	
Toe 1	P1	1,80	1,64	2,30	1,86	<b>0,044</b>
	P2	1,76	1,28	1,30	1,07	0,051
Toe 2-5	P1	0,77	0,77	0,71	0,59	0,924
	P2	0,42	0,43	1,09	1,84	0,082
Meta 1	P1	3,23	2,15	3,70	2,89	0,053
	P2	2,44	1,84	3,21	2,48	<b>0,016</b>
Meta 2	P1	4,54	2,30	4,78	2,77	0,229
	P2	3,07	1,29	3,48	1,57	0,244
Meta 3	P1	4,92	2,14	4,87	1,99	0,932
	P2	4,56	1,23	4,62	1,60	0,872
Meta 4	P1	6,60	2,34	7,12	2,27	0,387
	P2	6,51	2,44	5,68	2,14	0,062
Meta 5	P1	5,73	1,84	6,52	2,39	0,385
	P2	5,44	3,21	4,46	2,39	0,064
Midfoot	P1	2,70	1,33	2,47	1,19	0,669
	P2	2,78	1,34	3,56	2,44	0,099
Heel Medial	P1	10,33	2,88	9,33	3,18	0,286
	P2	10,31	2,88	9,29	3,74	0,222
Heel Lateral	P1	9,37	2,93	8,22	2,51	0,153
	P2	8,77	2,18	8,38	3,12	0,586

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance, P1 = skupina cvičící na kulové úseči, P2 = skupina cvičící na balanční čočce  
 Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky průměrného tlaku ve specifických oblastech chodidla při korigovaném stoji s bilaterální aktivací malé nohy, měřených pomocí systému Footscan před terapií a po ní u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2), jsou uvedeny v tabulce 14.

Na základě Fisherova LSD testu došlo u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) v parametru průměrný tlak v oblasti Toe 1 ke statisticky významnému rozdílu ( $p = 0,044$ ) ve smyslu zvýšení průměrného tlaku pod palci po terapii. V oblasti 1. metatarzu došlo u skupiny P1 po terapii ke zvýšení tlaku, avšak výsledek není statisticky významný ( $p = 0,053$ ), pouze se přibližuje námi zvolené hladině statistické významnosti  $\alpha < 0,05$ .

U skupiny cvičící na balanční čočce (P2) došlo v parametru průměrný tlak v oblasti Meta 1 ke statisticky významnému rozdílu ( $p = 0,016$ ), kdy se po terapii zvýšil průměrný tlak pod 1. metatarzy. V oblasti Toe 1 došlo u skupiny P2 ke snížení tlaku, ale výsledek není statisticky významný ( $p = 0,051$ ), pouze se přibližuje námi zvolené hladině statistické významnosti  $\alpha < 0,05$ .

**Tabulka 15.** Porovnání výsledků k parametru průměrný tlak [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla při korigovaném stoju s bilaterální aktivací malé nohy mezi skupinou cvičící na kulové úseči (P1) a skupinou cvičící na balanční čočce (P2)

	P1 (kulová úseč)				P2 (balanční čočka)				<i>p</i>	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	Před terapií P1 x P2	Po terapií P1 x P2
<b>Oblast</b>	<b>Před terapií</b>		<b>Po terapií</b>		<b>Před terapií</b>		<b>Po terapií</b>			
<b>Toe 1</b>	1,80	1,64	2,30	1,86	1,76	1,28	1,30	1,07	0,919	<b>0,027</b>
<b>Toe 2-5</b>	0,77	0,77	0,71	0,59	0,42	0,43	1,09	1,84	0,374	0,366
<b>Meta 1</b>	3,23	2,15	3,70	2,89	2,44	1,84	3,21	2,48	0,228	0,335
<b>Meta 2</b>	4,54	2,30	4,78	2,77	3,07	1,29	3,48	1,57	<b>0,036</b>	<b>0,034</b>
<b>Meta 3</b>	4,92	2,14	4,87	1,99	4,56	1,23	4,62	1,60	0,560	0,593
<b>Meta 4</b>	6,60	2,34	7,12	2,27	6,51	2,44	5,68	2,14	0,916	0,115
<b>Meta 5</b>	5,73	1,84	6,52	2,39	5,44	3,21	4,46	2,39	0,739	0,052
<b>Midfoot</b>	2,70	1,33	2,47	1,19	2,78	1,34	3,56	2,44	0,899	0,083
<b>HM</b>	10,33	2,88	9,33	3,18	10,31	2,88	9,29	3,74	0,989	0,895
<b>HL</b>	9,37	2,93	8,22	2,51	8,77	2,18	8,38	3,12	0,536	0,967

*Poznámka.* *M* = průměr, *SD* = směrodatná odchylka, *p* = statistická signifikance, *P1* = skupina cvičící na kulové úseči, *P2* = skupina cvičící na balanční čočce  
Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Z tabulky 15 vyplývá, že je na základě Fisherova LSD testu po terapii při korigovaném stoju s bilaterální aktivací malé nohy statisticky významně ( $p = 0,027$ )

větší tlak v oblasti Toe 1 u skupiny cvičící na kulové úseči oproti skupině cvičící na balanční čočce.

V oblasti Meta 2 došlo ke statisticky významnému rozdílu v zatížení mezi skupinami, a to jak před terapií ( $p = 0,036$ ), tak i po terapii ( $p = 0,034$ ). Skupina cvičící na kulové úseči zatěžovala v obou případech 2. metatarzy více nežli druhá skupina.

Rozdíl v zatížení oblasti Meta 5 mezi skupinami po terapii ( $p = 0,052$ ) se blíží naší zvolené hladině statistické významnosti  $\alpha < 0,05$ . Větší tlak pod 5. metatarzy můžeme pozorovat u skupiny cvičící na kulové úseči (P1).

V<sub>3c</sub>: Jaký je rozdíl ve změnách sledovaných parametrů (% Contact, Impulse, Max P) mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči při chůzi?

**Parametr Contact [%]**

**Tabulka 16.** Výsledky k parametru Contact [%] ve specifických oblastech chodidla při chůzi u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2)

Oblast	Skupina	Před terapií		Po terapii		p
		M	SD	M	SD	
Toe 1	P1	68,75	12,20	70,10	11,52	0,472
	P2	73,39	8,99	72,83	11,43	0,781
Toe 2-5	P1	66,19	10,39	67,13	9,36	0,643
	P2	69,81	10,92	71,63	13,05	0,397
Meta 1	P1	79,27	4,49	80,43	4,87	0,140
	P2	80,11	5,46	80,55	6,93	0,571
Meta 2	P1	84,95	3,52	85,16	3,65	0,571
	P2	84,65	3,77	84,65	4,59	0,991
Meta 3	P1	87,45	2,99	87,12	3,05	0,552
	P2	87,43	3,23	87,49	3,49	0,894
Meta 4	P1	86,96	3,21	86,29	3,09	0,212
	P2	87,33	3,21	87,06	4,17	0,598
Meta 5	P1	81,57	4,74	81,01	4,00	0,274
	P2	82,64	4,93	82,40	4,50	0,750
Midfoot	P1	59,88	7,88	59,51	7,81	0,474
	P2	60,63	7,00	61,07	5,77	0,568
Heel Medial	P1	58,62	7,36	56,93	7,40	0,163
	P2	59,91	4,44	56,45	5,89	<b>0,002</b>
Heel Lateral	P1	57,58	8,00	55,23	7,29	<b>0,049</b>
	P2	58,52	4,64	54,84	6,01	<b>0,001</b>

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance, P1 = skupina cvičící na kulové úseči, P2 = skupina cvičící na balanční čočce  
 Statisticky významné rozdíly (p < 0,05) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky doby kontaktu specifické oblasti vzhledem k celkové době kontaktu chodidla během celého kroku (% Contact), měřeného pomocí systému Footscan před a po terapii u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2), jsou uvedeny v tabulce 16.



Z tabulky 16 vyplývá, že se u skupiny P2 po terapii statisticky významně zkrátila doba kontaktu oblasti Heel Medial vzhledem k celkové době kontaktu chodidla. V oblasti Heel Lateral došlo rovněž ke zkrácení doby kontaktu, a to statisticky významně u skupiny P1 i P2.

Dle Fisherova LSD testu došlo u skupiny P2 před terapií a po ní v oblasti Heel Medial ke statisticky významnému rozdílu ( $p = 0,002$ ). V oblasti Heel Lateral došlo ke statisticky významnému rozdílu skupiny P1 ( $p = 0,049$ ) i u skupiny P2 ( $p = 0,001$ ). V ostatních oblastech jsme nenašli statisticky významný rozdíl.

**Tabulka 17.** Porovnání výsledků k parametru Contact [%] ve specifických oblastech chodidla při chůzi mezi skupinou cvičící na kulové úseči (P1) a skupinou cvičící na balanční čočce (P2)

Oblast	Terapie	P1 (kulová úseč)		P2 (balanční čočka)		p
		M	SD	M	SD	
Toe 1	Před	68,75	12,20	73,39	8,99	0,248
	Po	70,10	11,52	72,83	11,43	0,512
Toe 2-5	Před	66,19	10,39	69,81	10,92	0,360
	Po	67,13	9,36	71,63	13,05	0,262
Meta 1	Před	79,27	4,49	80,11	5,46	0,673
	Po	80,43	4,87	80,55	6,93	0,955
Meta 2	Před	84,95	3,52	84,65	3,77	0,830
	Po	85,16	3,65	84,65	4,59	0,647
Meta 3	Před	87,45	2,99	87,43	3,23	0,990
	Po	87,12	3,05	87,49	3,49	0,788
Meta 4	Před	86,96	3,21	87,33	3,21	0,761
	Po	86,29	3,09	87,06	4,17	0,541
Meta 5	Před	81,57	4,74	82,64	4,93	0,511
	Po	81,01	4,00	82,40	4,50	0,307
Midfoot	Před	59,88	7,88	60,63	7,00	0,768
	Po	59,51	7,81	61,07	5,77	0,499
Heel Medial	Před	58,62	7,36	59,91	4,44	0,574
	Po	56,93	7,40	56,45	5,89	0,755
Heel Lateral	Před	57,58	8,00	58,52	4,64	0,692
	Po	55,23	7,29	54,84	6,01	0,783

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance, P1 = skupina cvičící na kulové úseči, P2 = skupina cvičící na balanční čočce  
Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Z tabulky 17 vyplývá, že se dle Fisherova LSD testu při chůzi v parametru % Contact nevyskytuje ani v jedné oblasti chodidla statisticky významný rozdíl mezi skupinou cvičící na kulové úseči a skupinou cvičící na balanční čočce.

### *Parametr Impulse [Ns/cm<sup>2</sup>]*

**Tabulka 18.** Výsledky k parametru Impuls [Ns/cm<sup>2</sup>] ve specifických oblastech chodidla při chůzi u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2)

Oblast	Skupina	Před terapií		Po terapii		p
		M	SD	M	SD	
Toe 1	P1	1,59	0,70	1,55	0,53	0,754
	P2	1,69	0,64	1,46	0,48	<b>0,046</b>
Toe 2-5	P1	0,35	0,18	0,31	0,12	0,231
	P2	0,30	0,14	0,34	0,18	0,268
Meta 1	P1	1,87	0,94	1,91	0,77	0,726
	P2	1,89	0,96	1,76	0,76	0,251
Meta 2	P1	3,67	1,28	3,58	1,18	0,325
	P2	3,44	0,90	3,32	0,91	0,212
Meta 3	P1	3,78	1,07	3,43	0,77	<b>0,005</b>
	P2	3,98	0,88	3,72	0,82	<b>0,045</b>
Meta 4	P1	3,39	1,18	3,08	0,92	0,063
	P2	3,51	0,71	3,41	0,96	0,587
Meta 5	P1	1,94	0,81	1,82	0,56	0,267
	P2	1,67	0,56	1,65	0,70	0,887
Midfoot	P1	0,87	0,59	0,70	0,38	<b>0,027</b>
	P2	0,72	0,37	0,72	0,36	0,947
Heel Medial	P1	3,14	0,77	3,07	0,74	0,470
	P2	3,34	0,63	2,95	0,62	<b>0,001</b>
Heel Lateral	P1	2,69	0,83	2,55	0,76	0,136
	P2	2,78	0,60	2,61	0,61	0,106

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance, P1 = skupina cvičící na kulové úseči, P2 = skupina cvičící na balanční čočce  
 Statisticky významné rozdíly (p < 0,05) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky tlakového impulsu (Impulse), měřeného pomocí systému Footscan před terapií a po ní u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2), jsou uvedeny v tabulce 18.

Dle Fisherova LSD testu došlo u skupiny P1 v parametru tlakový impuls v oblasti Meta 3 ( $p = 0,005$ ) a v oblasti Midfoot ( $p = 0,027$ ) ke statisticky významnému rozdílu. V obou případech se jednalo o snížení tlakového impulsu po terapii.

U skupiny P2 došlo v parametru tlakový impuls ke statisticky významnému snížení tlakového impulsu po terapii v oblasti Toe 1 ( $p = 0,046$ ), Meta 3 ( $p = 0,045$ ) a Heel medial ( $p = 0,001$ ).

**Tabulka 19.** Porovnání výsledků k parametru Impuls [ $Ns/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla při chůzi mezi skupinou cvičící na kulové úseči (P1) a skupinou cvičící na balanční čočce (P2)

Oblast	Terapie	P1 (kulová úseč)		P2 (balanční čočka)		p
		M	SD	M	SD	
Toe 1	Před	1,59	0,70	1,69	0,64	0,613
	Po	1,55	0,53	1,46	0,48	0,667
Toe 2-5	Před	0,35	0,18	0,30	0,14	0,423
	Po	0,31	0,12	0,34	0,18	0,510
Meta 1	Před	1,87	0,94	1,89	0,96	0,939
	Po	1,91	0,77	1,76	0,76	0,621
Meta 2	Před	3,67	1,28	3,44	0,90	0,552
	Po	3,58	1,18	3,32	0,91	0,502
Meta 3	Před	3,78	1,07	3,98	0,88	0,539
	Po	3,43	0,77	3,72	0,82	0,348
Meta 4	Před	3,39	1,18	3,51	0,71	0,722
	Po	3,08	0,92	3,41	0,96	0,318
Meta 5	Před	1,94	0,81	1,67	0,56	0,242
	Po	1,82	0,56	1,65	0,70	0,469
Midfoot	Před	0,87	0,59	0,72	0,37	0,347
	Po	0,70	0,38	0,72	0,36	0,943
Heel Medial	Před	3,14	0,77	3,34	0,63	0,429
	Po	3,07	0,74	2,95	0,62	0,641
Heel Lateral	Před	2,69	0,83	2,78	0,60	0,733
	Po	2,55	0,76	2,61	0,61	0,788

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance, P1 = skupina cvičící na kulové úseči, P2 = skupina cvičící na balanční čočce  
 Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Z tabulky 19 vyplývá, že se dle Fisherova LSD testu při chůzi v parametru Impuls nevyskytuje ani v jedné oblasti chodidla statisticky významný rozdíl mezi skupinou cvičící na kulové úseči a skupinou cvičící na balanční čočce.

### Parametr Max P [N/cm<sup>2</sup>]

**Tabulka 20.** Výsledky k parametru Max P [N/cm<sup>2</sup>] ve specifických oblastech chodidla při chůzi u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2)

Oblast	Skupina	Před terapií		Po terapii		p
		M	SD	M	SD	
Toe 1	P1	7,85	3,63	8,12	2,64	0,559
	P2	7,83	2,05	7,58	1,64	0,599
Toe 2-5	P1	1,89	0,85	1,77	0,75	0,388
	P2	1,71	0,78	1,85	0,85	0,313
Meta 1	P1	7,38	3,23	8,01	3,14	0,191
	P2	7,00	3,08	7,03	2,72	0,951
Meta 2	P1	13,70	3,41	13,72	3,51	0,954
	P2	12,62	2,52	12,91	2,60	0,483
Meta 3	P1	12,92	2,38	12,23	2,34	<b>0,047</b>
	P2	13,59	2,29	13,19	1,94	0,259
Meta 4	P1	10,14	2,78	9,51	2,52	0,178
	P2	10,77	2,42	10,50	2,52	0,562
Meta 5	P1	6,22	2,20	6,05	1,52	0,612
	P2	5,20	1,82	5,15	2,23	0,880
Midfoot	P1	3,55	1,73	3,27	1,46	0,156
	P2	2,91	1,28	3,15	1,43	0,248
Heel Medial	P1	13,66	2,38	14,55	2,15	<b>0,007</b>
	P2	13,93	2,09	13,57	2,45	0,264
Heel Lateral	P1	11,82	2,50	12,27	2,90	0,094
	P2	11,80	2,08	12,19	2,38	0,162

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance, P1 = skupina cvičící na kulové úseči, P2 = skupina cvičící na balanční čočce  
Statisticky významné rozdíly (p < 0,05) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky maximálního tlaku ve specifické oblasti (Max P), měřeného pomocí systému Footscan před terapií a po ní u skupiny cvičící na kulové úseči (P1) a balanční čočce (P2), jsou uvedeny v tabulce 20.

Dle Fisherova LSD testu došlo u skupiny P1 v parametru maximální tlak v oblasti Meta 3 ke statisticky významnému rozdílu (p = 0,047) ve smyslu snížení maximálního tlaku po terapii. V oblasti Heel Medial došlo rovněž u skupiny P1 ke statisticky významnému rozdílu (p = 0,007). Zde se po terapii maximální tlak zvýšil.

U skupiny P2 jsme nenašli ani v jedné oblasti statisticky významný rozdíl.

**Tabulka 21.** Porovnání výsledků k parametru Max P [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla při chůzi mezi skupinou cvičící na kulové úseči (P1) a skupinou cvičící na balanční čočce (P2)

Oblast	Terapie	P1 (kulová úseč)		P2 (balanční čočka)		p
		M	SD	M	SD	
Toe 1	Před	7,85	3,63	7,83	2,05	0,981
	Po	8,12	2,64	7,58	1,64	0,553
Toe 2-5	Před	1,89	0,85	1,71	0,78	0,519
	Po	1,77	0,75	1,85	0,85	0,790
Meta 1	Před	7,38	3,23	7,00	3,08	0,726
	Po	8,01	3,14	7,03	2,72	0,365
Meta 2	Před	13,70	3,41	12,62	2,52	0,321
	Po	13,72	3,51	12,91	2,60	0,450
Meta 3	Před	12,92	2,38	13,59	2,29	0,401
	Po	12,23	2,34	13,19	1,94	0,227
Meta 4	Před	10,14	2,78	10,77	2,42	0,481
	Po	9,51	2,52	10,50	2,52	0,276
Meta 5	Před	6,22	2,20	5,20	1,82	0,143
	Po	6,05	1,52	5,15	2,23	0,194
Midfoot	Před	3,55	1,73	2,91	1,28	0,221
	Po	3,27	1,46	3,15	1,43	0,816
Heel Medial	Před	13,66	2,38	13,93	2,09	0,732
	Po	14,55	2,15	13,57	2,45	0,224
Heel Lateral	Před	11,82	2,50	11,80	2,08	0,986
	Po	12,27	2,90	12,19	2,38	0,927

Poznámka. M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance, P1 = skupina cvičící na kulové úseči, P2 = skupina cvičící na balanční čočce  
 Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Z tabulky 21 vyplývá, že se dle Fisherova LSD testu při chůzi v parametru Max P nevyskytuje ani v jedné oblasti chodidla statisticky významný rozdíl mezi skupinou cvičící na kulové úseči a skupinou cvičící na balanční čočce.

## 5.2.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

**V<sub>4</sub>:** Dochází k rozdílu v distribuci tlaku na chodidle (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla) mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy?

**Tabulka 22.** Porovnání výsledků v parametru průměrný tlak [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla mezi klidovým nekorigovaným stojem (stoj) a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy (malá noha) před terapií

Oblast	Stoj		Malá noha		p
	M	SD	M	SD	
Toe 1	0,99	0,92	1,78	1,45	<b>0,012</b>
Toe 2-5	0,43	0,59	0,60	0,64	0,542
Meta 1	2,13	1,15	2,83	2,01	0,125
Meta 2	4,64	1,99	3,81	1,98	0,094
Meta 3	6,50	1,71	4,74	1,73	<b>0,000</b>
Meta 4	6,83	2,26	6,56	2,35	0,626
Meta 5	4,63	2,30	5,59	2,58	0,136
Midfoot	2,60	1,75	2,74	1,31	0,740
Heel Medial	9,55	3,38	10,32	2,83	0,318
Heel Lateral	8,32	3,17	9,07	2,56	0,262

*Poznámka.* M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance

Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky průměrného tlaku ve specifické oblasti při klidovém nekorigovaném stoju a korigovaném stoju s bilaterální aktivací malé nohy, měřeného pomocí systému Footscan před terapií, jsou uvedeny v tabulce 22.

Dle Fisherova LSD testu je již před terapií statisticky významný rozdíl mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy v průměrném tlaku v oblasti Toe 1 a Meta 3. V oblasti Toe 1 se jedná o statisticky významný rozdíl ( $p = 0,012$ ), kdy je pod palci u malé nohy větší průměrný tlak nežli při klidovém nekorigovaném stoju. V oblasti Meta 3 pozorujeme statisticky významný rozdíl ( $p = 0,000$ ), kdy je při aktivaci malé nohy v této oblasti menší průměrný tlak než při klidovém nekorigovaném stoju.

**Tabulka 23.** Porovnání výsledků v parametru průměrný tlak [ $N/cm^2$ ] ve specifických oblastech chodidla mezi klidovým nekorigovaným stojem (stoj) a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy (malá noha) po terapii

Oblast	Stoj		Malá noha		p
	M	SD	M	SD	
Toe 1	1,01	0,92	1,78	1,45	<b>0,011</b>
Toe 2-5	0,75	1,49	0,89	1,34	0,595
Meta 1	2,17	0,90	3,46	2,67	<b>0,005</b>
Meta 2	4,61	1,57	4,15	2,33	0,348
Meta 3	6,24	1,69	4,75	1,79	<b>0,001</b>
Meta 4	6,85	2,24	6,42	2,29	0,457
Meta 5	5,13	2,82	5,52	2,58	0,539
Midfoot	2,70	1,76	3,00	1,95	0,484
Heel Medial	9,94	2,60	9,31	3,41	0,411
Heel Lateral	8,28	2,19	8,30	2,78	0,983

Poznámka. M = průměr, SD = směrodatná odchylka, p = statistická signifikance

Statisticky významné rozdíly ( $p < 0,05$ ) jsou v tabulce zvýrazněny tučně.

Základní statistické charakteristiky průměrného tlaku ve specifické oblasti při klidovém nekorigovaném stoju a korigovaném stoju s bilaterální aktivací malé nohy, měřeného pomocí systému Footscan po terapii, jsou uvedeny v tabulce 23.

Dle Fisherova LSD testu je po terapii statisticky významný rozdíl mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy v průměrném tlaku v oblasti Toe 1, Meta 1 a Meta 3. V oblasti Toe 1 se jedná o statisticky významný rozdíl ( $p = 0,011$ ), kdy je pod palci u malé nohy větší průměrný tlak nežli při klidovém nekorigovaném stoju. V oblasti Meta 1 je po terapii průměrný tlak u malé nohy statisticky významně větší ( $p = 0,005$ ) než u klidového nekorigovaného stoje. V oblasti Meta 3 pozorujeme statisticky významný rozdíl ( $p = 0,001$ ), kdy je při malé noze v této oblasti menší průměrný tlak než při klidovém nekorigovaném stoju.

## 6 DISKUZE

Cílem této práce bylo zjistit, zda má již jednorázový balanční trénink, který využívá prvky metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy, vliv na rozložení tlaků na chodidle u zdravých osob. Spolu s efektem jednorázové terapie jsme sledovali vliv balanční pomůcky. Porovnávali jsme mezi sebou kulovou úseč a balanční čoučku. V dostupné literatuře jsme nedohledali podobné studie zkoumající efekt jednorázového balančního tréninku, většina autorů se zabývá vlivem tréninku v řádu několika týdnů. Studie, které se zabývají změnou rozložení zatížení v různých oblastech chodidla po balančním tréninku, se nám rovněž nepodařilo nalézt. Tomuto tématu se podrobněji věnujeme v teoretické části – studii zabývající se balančním tréninkem.

Pomocí systému Footscan jsme měřili klidový stoj nekorigovaný, chůzi, Functional Reach Test a po instruktáži i korigovaný stoj s bilaterální aktivací malé nohy. U klidového nekorigovaného stoje a korigovaného stoje s bilaterální aktivací malé nohy jsme se zaměřili na sledování průměrného tlaku ve specifických oblastech chodidla, zatímco u chůze jsme sledovali maximální tlak ve specifických oblastech chodidla, tlakový impuls a dobu kontaktu specifických oblastí chodidla vzhledem k celkové době kontaktu během celého kroku. Při Functional Reach Test jsme na plošině Footscan sledovali rozsah pohybu COP (v předozadním směru), ze kterého jsme následně vypočítali relativní rozsah pohybu COP. Souběžně s tím jsme měřili pomocí krejčovského metru funkční dosah v centimetrech. Zjišťovali jsme také, zda lze pozorovat závislost mezi těmito třemi parametry (funkční dosah v cm, rozsah pohybu COP a relativní rozsah pohybu COP).

Senzomotorická stimulace je založena na koncepci dvoustupňového motorického učení. Snažíme se co nejrychleji dostat na úroveň druhého stupně, kdy řízení pohybu přebírají podkorová regulační centra, a pohyb se tak stává z náročného a únavného méně náročným, rychlejším a automatickým a není potřeba výrazné volní kontroly. V tomto okamžiku je důležité zapojení dopředných (feedforward) mechanismů, které připravují naše tělo pomocí kontrakce stabilizačních svalů k pohybu, ještě před jeho vlastní iniciací (Page, 2006). V metodice senzomotorické stimulace postupujeme od jednodušších úkonů k složitějším, od menšího počtu opakování po větší, od základních cviků po složitější variace a kombinace a od stabilního povrchu



k labilnímu (Janda & Vávrová, 1992). My jsme v terapii přešli k labilnějším povrchům (kulová úseč a balanční čočka) hned po nacvičení korigovaného stoje a malé nohy, avšak vzhledem k vzorku probandů (zdraví mladí lidé), jsme předpokládali zvládnutí cviků na pomůckách bez větších problémů. Jelikož probandi nebyli na stejné úrovni, co se týče fyzické kondice, schopnosti udržovat rovnováhu a učit se novému pohybu, pro některé z nich byl přechod na balanční pomůcky těžší. Někteří se soustředili na udržení rovnováhy na balanční pomůcce na úkor správného držení těla a provedení cviku, tudíž aktivace nemusela být tak účinná. Probandy jsme v průběhu terapie neustále kontrolovali a v případě potřeby zkorigovali. Většina probandů ale zvládla cvičení bez větších problémů. Janda a Vávrová také uvádějí, že SMS není nijak rigidní metodou a upřednostňují individuální přístup a výběr vhodných cviků pro daného pacienta. Vzhledem k tomu, že jsme kvůli studii dodržovali jednotný postup při terapii, neměli jsme prostor k individualizaci, jako bychom to udělali v praxi. V případě cílené individuálně volené terapie bychom mohli dospět k jiným, možná lépe vypovídajícím výsledkům.

## **6.1 Diskuze k výzkumným otázkám**

### **6.1.1 Diskuze k výzkumné otázce 1**

Janda, Vávrová, Herbenová a Veverková (2007) uvádějí, že již po krátkém tréninku SMS dochází ke zlepšení stability a držení těla a je možno zafixovat si nové motorické stereotypy či programy a modelace malé nohy má za následek změnu tlakového rozložení v kloubech nohy. Jaký časový interval se skrývá pod pojmem „krátký“ však neuvádějí, ale jak je známo, proces motorického učení vyžaduje více času a opakování. Zajímalo nás tedy, zda můžou již po jednorázové terapii nastat výraznější změny v námi měřených parametrech.

Podle Kapandjiho (1987) dochází k rozložení hmotnosti těla, která působí na chodidlo, do tří hlavních opěrných bodů, jimiž jsou oblast pod patou a hlavičkami prvního a pátého metatarzu. Janda a Vávrová (1992) se prostřednictvím aktivace malé

nohy snaží tyto tři body vzájemně přiblížit a zkrátit a zúžit chodidlo v podélné i příčné ose (vymodelovat klenby nožní) při natažených prstech. Pokud bychom po jednorázové terapii našli rozdíly v průměrném tlaku pod jednotlivými oblastmi chodidla, očekávali bychom větší zatížení právě pod těmito body a naopak odlehčení v jiných oblastech chodidla.

Při klidovém stoji nekorigovaném ani při korigovaném stoji s bilaterální aktivací malé nohy jsme nakonec nenalezli žádné statisticky významné rozdíly v parametru průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla před terapií a po ní. Při jednorázové stimulaci zřejmě není dostatek času k ovlivnění rozložení zatížení na chodidle u mladých zdravých osob. Nabízí se otázka, zda by byly výsledky jiné, pokud bychom měřili probandy s určitou patologií v oblasti chodidla či jiné oblasti pohybového aparátu. Zajímavé by také bylo pozorovat efekt dlouhodobé terapie, kde by se mohly projevit změny s větší pravděpodobností než po jediné stimulaci.

U chůze jsme v parametru tlakový impuls [Ns/cm<sup>2</sup>] a maximální tlak [N/cm<sup>2</sup>] rovněž nenalezli po terapii žádné statisticky významné změny. Opět se nabízí otázka, jak by situace vypadala po dlouhodobější intervenci. Po terapii ovšem došlo ke statisticky významnému zkrácení doby kontaktu chodidla vzhledem k celkové době kontaktu chodidla v oblasti pat (mediálních i laterálních částí). Zkrácení doby kontaktu díky urychlení odvíjení paty poukazuje na zlepšení dynamiky odvalu při chůzi po jednorázové balanční terapii. Podle Jandy a Vávrové (1992) dochází po SMS k aktivaci center, které se podílejí na regulaci stoje a provedení koordinovaného pohybu a dochází také k facilitaci proprioceptorů ovlivňujících řízení vertikálního držení těla. Cílem SMS je ovlivnit správné držení těla a stabilitu při stoji a chůzi. Koordinovaný pohyb je známkou přesunutí řízení do podkorových oblastí a vyznačuje se menší energetickou náročností. Pokud k tomu dojde, pohyb je snadnější a rychlejší a můžeme tedy očekávat zkrácení doby zatížení specifických oblastí při chůzi, což se nám potvrdilo v oblasti pat.

Výše uvedené tvrzení, že krátkodobý senzomotorický trénink vede ke zlepšení stability a držení těla (Janda & Vávrová, 1992), nás vedlo k předpokladu, že pokud by již po jednorázovém tréninku nastala významná změna, mohla by se projevit zvýšením parametru funkční dosah při Functional Reach Test. Ten vypovídá o schopnosti udržet dynamickou rovnováhu ve stoji při přenášení váhy dopředu (Maranesi, Ghetti, Rabini, & Fioretti, 2014). Po terapii došlo ke statisticky významnému zvýšení rozsahu pohybu COP. Podle Duncan, Weiner, Chandler a Studenski (1990) a Waroquier-Leroy et al.

(2014) koreluje funkční dosah s rozsahem pohybu COP v předozadním směru (čím větší dosah, tím větší výchylky COP v předozadním směru). Podle našich výsledků rozebraných níže je však mezi těmito parametry pouze nízká korelace. Relativní rozsah pohybu COP, který je vztažen na délku probandova chodidla, se rovněž zvýšil, ovšem nikoli statisticky významně. Stejně tak tomu bylo u funkčního dosahu v centimetrech, který se zvýšil, ale ne statisticky významně. Můžeme tedy říci, že po jednorázové terapii došlo k určitému zlepšení dynamické rovnováhy ve stoji při přenášení váhy dopředu, ale toto zlepšení není statisticky významné. Významně se zvýšil pouze rozsahu pohybu COP.

### **6.1.2 Diskuze k výzkumné otázce 2**

Spolu s vlivem terapie na změny v jednotlivých parametrech Functional Reach Test, jsme zkoumali i vzájemnou závislost mezi těmito parametry. Porovnávali jsme funkční dosah v centimetrech, pomocí systému Footscan měřený rozsah pohybu COP a relativní rozsah pohybu COP. Relativní rozsah pohybu COP je vypočítaný z rozsahu pohybu COP a je vztažen na délku chodidla daného probanda. Má tudíž lépe vypovídající hodnotu než samotný rozsah pohybu COP, který může být ovlivněný právě délkou probandova chodidla. Pohyb COP jsme měřili pouze v předozadním směru, což zde značí změny v přenosu zatížení z pat na špičky.

Jak jsme již zmínili výše, podle Duncan, Weiner, Chandler a Studenski (1990) a Waroquier-Leroy et al. (2014) koreluje funkční dosah s rozsahem pohybu COP v předozadním směru. Duncan, Weiner, Chandler a Studenski uvádí, že oba parametry mohou odrážet rozpětí stability, ale rozhodně nejsou totožné. Měření funkčního dosahu by nemělo být považováno za přímé měření COP. Na Functional Reach Test (funkční dosah) je třeba pohlížet jako na klinickou míru rozpětí stability, která konceptuálně souvisí s COP. Waroquier-Leroy et al. (2014) uvádí, že funkční dosah je spojen se schopností posouvat COP dopředu. Starší lidé při Functional Reach Test více ohýbají trup dopředu, což kompenzují flexí v kyčelních kloubech, kolenou a posunem pánve dozadu, aby se vyhnuli přílišným výchylkám COP. U mladších osob se více vyskytuje flexe v kotnících a náklon celého těla dopředu. Výchylky COP jsou tedy nižší u starších

osob z důvodu výše zmíněné strategie. U mladších osob se vyskytuje větší rozsah pohybu COP i větší skóre funkčního dosahu.

Při našem měření vyšla statisticky významná a velká síla závislosti mezi rozsahem pohybu COP a relativním rozsahem pohybu COP. Tento výsledek není překvapivý, jelikož relativní rozsah pohybu COP byl vypočítaný z rozsahu pohybu COP.

Mezi rozsahem pohybu COP a funkčním dosahem je pouze malá, ale statisticky významná síla závislosti. Stejně tomu je i mezi relativním rozsahem pohybu COP a funkčním dosahem. Podle našich výsledků tedy nelze říci, že čím dále proband při Functional Reach Test dosáhl pěstí v linii měřidla, tím větší dráhu v předozadním směru urazilo jeho COP. Jelikož probandi při Functional Reach Test volili různou strategii (někteří například i při nízkém posunu COP dosáhli rukou daleko a naopak), je závislost mezi rozsahem pohybu COP a funkčním dosahem a mezi relativním rozsahem pohybu COP a funkčním dosahem malá.

### **6.1.3 Diskuze k výzkumné otázce 3**

Dalším úkolem, který jsme si stanovili, bylo porovnání rozdílů efektu terapie mezi terapií na balanční čočce a terapií na kulové úseči. Dřevěná kulová úseč s plnou polokoulí patří ke klasickým pomůckám metodiky senzomotorické stimulace. Díky jejímu pevnému povrchu na ní lze podle našich předpokladů poměrně jednoduše vymodelovat malou nohu, která je základem metodiky SMS. Oproti tomu na měkké gumové balanční čočce nemá noha pevnou oporu, modelace malé nohy by tím mohla být ztížena a mohlo by více docházet k nežádoucí flexi prstů ve snaze přilnout lépe k jejímu povrchu.

Při klidovém nekorigovaném stoji došlo po terapii u skupiny cvičící na kulové úseči ke statisticky významnému zvýšení průměrného tlaku pod pátými metatarzy. U skupiny cvičící na balanční čočce jsme nezaznamenali žádné statisticky významné rozdíly. Při porovnání efektu obou pomůcek je zvýšení průměrného tlaku pod pátými metatarzy po terapii statisticky významné u skupiny cvičící na kulové úseči oproti skupině cvičící na balanční čočce. To může být způsobeno lepší stimulací a aktivací malé nohy na kulové úseči, kde lze na jejím pevném povrchu snadněji vymodelovat

a udržet malou nohu. Pátý metatarz je uváděn jako jeden ze tří hlavních opěrných bodů při malé noze.

U korigovaného stoje s bilaterální aktivací malé nohy je situace méně jednoznačná. U skupiny cvičící na kulové úseči došlo po terapii ke statisticky významnému zvýšení průměrného tlaku pod palci. V oblasti prvních metatarzů došlo po terapii u skupiny cvičící na kulové úseči rovněž ke zvýšení tlaku, avšak výsledek se pouze přibližuje námi zvolené hladině statistické významnosti. U skupiny cvičící na balanční čočce došlo po terapii pod prvními metatarzy ke statisticky významnému zvýšení průměrného tlaku a pod palci došlo ke snížení tlaku, které se přibližuje námi zvolené hladině statistické významnosti. Při porovnání rozdílů mezi skupinami je po terapii statisticky významně větší tlak v oblasti palců u skupiny cvičící na kulové úseči. Pod pátými metatarzy je u skupiny cvičící na kulové úseči rovněž tlak větší a blíží se námi zvolené hladině statistické významnosti. Pod druhými metatarzy máme statisticky významný rozdíl mezi skupinami jak před terapií, tak po ní, což pro nás tudíž nemá důležitou výpovědní hodnotu. Skupina cvičící na kulové úseči zatěžovala v obou případech druhé metatarzy více nežli skupina cvičící na balanční čočce. Při správné aktivaci malé nohy bychom dle teoretických podkladů očekávali zvýšení tlaku pod prvními a pátými metatarzy. Zvýšení tlaku pod palci může vypovídat spíše o nadměrném zapojení prstů a jejich nežádoucí flexi. Při malé noze by měly být prsty relaxované a volně položené na podložce (Janda & Vávrová 1992; Janda, Vávrová, Herbenová, & Veverková, 2007).

Při chůzi došlo po terapii u skupiny cvičící na kulové úseči ke statisticky významnému zkrácení doby kontaktu vzhledem k celkové době kontaktu chodidla v oblasti mediální části paty. U obou skupin pak došlo ke statisticky významnému zkrácení doby kontaktu na laterální straně paty. Jak jsme již výš uvedli, zkrácení doby kontaktu díky urychlení odvíjení paty po terapii poukazuje na zlepšení dynamiky odvalu při chůzi. Při porovnání rozdílů doby kontaktu mezi oběma skupinami však nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl.

Tlakový impuls [ $\text{Ns}/\text{cm}^2$ ], který představuje celkové zatížení, je ovlivněn jak maximem tlaku, tak dobou zatížení. Statisticky významně se snížil po terapii u skupiny cvičící na kulové úseči v oblasti třetích metatarzů a středonoží. U obou oblastí se výrazněji snížil maximální tlak a došlo tak po terapii ke zvýšení příčné a podélné klenby nožní. U skupiny cvičící na balanční čočce se tlakový impuls rovněž statisticky

významně snížil po terapii, a to v oblasti palců, třetích metatarzů a mediální části pat. V oblasti palců a třetích metatarzů došlo ke snížení jejich zatížení a u mediální strany pat k rychlejšímu přesunu z mediální na laterální stranu chodidla. Při porovnání rozdílu mezi oběma skupinami však rovněž nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl.

Parametr maximální tlak může poukazovat na přetížení jednotlivých částí chodidla. Při rychlejší chůzi dochází v některých oblastech chodidla k jeho nárůstu. Podle Burnfield, Few, Mohamed a Perry (2004) dochází při rychlejší chůzi ke zvýšení maximálního (Max P) a průměrného tlaku pod patou, mediálními a středními metatarzy a prsty. Největší nárůst tlaku pozorujeme pod patou. Tento fakt potvrdili ve své studii i Menz a Morris (2006). Rosenbaum a Becker (1997) uvádějí, že při rychlejší chůzi klesá zatížení v oblasti středonoží a laterální části předonoží, naopak ke zvýšení zatížení dochází v oblasti mediální části předonoží a paty. Dle Burnfield, Few, Mohamed a Perry (2004) při zvýšení rychlosti chůze nedochází ke zvětšení tlaku pod středonožím a prvními metatarzy. Podle našich výsledků došlo u skupiny cvičící na kulové úseči ke statisticky významnému snížení maximálního tlaku [ $\text{N}/\text{cm}^2$ ] pod třetími metatarzy a zvýšení tlaku v oblasti mediální části paty. Zvýšení tlaku pod patami svědčí o zrychlení chůze po terapii. Snížení tlaku pod třetími metatarzy by mohlo být ovlivněno aktivací malé nohy při terapii, pokud docházelo na podkladě teoretických poznatků k modelaci příčné klenby nožní a odlehčení centrálních metatarzů.

#### **6.1.4 Diskuze k výzkumné otázce 4**

Modelace malé nohy vede dle Jandy a Vávrové (1992) ke změně postavení a změně tlakového rozložení v kloubech nohy. Změna v rozložení tlaku má za důsledek zvýšenou propioceptivní signalizaci z těchto kloubů. Při malé noze dochází podle teoretických podkladů k modelaci kleneb nožních, a tlak by se tak měl zvyšovat pod hlavními opěrnými body, jimiž jsou hlavička prvního a pátého metatarzu a dorsální části patní kosti, pod dalšími oblastmi by se měl naopak snížit. Zajímalo nás tedy, zda můžeme tyto teoretické podklady potvrdit, či nikoli a zda opravdu dochází k rozdílné distribuci tlaku na chodidle mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy. Nicméně, jak již bylo řečeno, na nácvik jsme měli pouze krátkou dobu a nemohlo se tak plně uplatnit motorické učení

a ne všichni probandi dokonale zvládali aktivaci malé nohy. Častou chybou byla flexe prstů (zvláště palce) a odlepování prvního metatarzu od země.

Již před terapií jsme pozorovali statisticky významné rozdíly mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy v průměrném tlaku u jednotlivých oblastí chodidla. Tento rozdíl byl patrný v oblasti palců a třetích metatarzů. Při aktivaci malé nohy by měly prsty podle Jandy a Vávrové (1992) volně spočívat na podložce. Oblast pod palci probandi při aktivaci malé nohy zatěžovali statisticky významně více nežli při klidovém stoji. Větší tlak v oblasti palce si vysvětlujeme nesprávně provedenou aktivací malé nohy s větším zapojením prstů, jak je poznamenáno výše. Zvýšení tlaku při malé noze, avšak statisticky nevýznamné, můžeme pozorovat i u ostatních prstů. Pod třetími metatarzy je u malé nohy statisticky významně nižší tlak nežli u klidového nekorigovaného stoje. To zapadá do teoretického modelu malé nohy, kdy se snažíme vymodelovat mimo podélné i příčnou klenbu nožní, tudíž by mělo docházet k odlehčení centrálních metatarzů. Další výsledky, avšak již statisticky nevýznamné, rovněž zapadají do modelu malé nohy, kdy je u malé nohy proti klidovému nekorigovanému stoji větší zatížení v oblasti hlavních opěrných bodů (první a pátý metatarz a pata) a menší zatížení v oblasti druhých až čtvrtých metatarzů. Tlak ve středonoží je u malé nohy podobný (nepatrně zvýšený) jako při klidovém nekorigovaném stoji.

Podobný trend vidíme, když srovnáme klidový nekorigovaný stoj s korigovaným stojem s bilaterální aktivací malé nohy po terapii. Můžeme zde pozorovat opět statisticky významný rozdíl ve větším zatížení palců a menším zatížení třetích metatarzů u malé nohy. Statisticky významná změna nastává po terapii u prvního metatarzu, který je u malé nohy více zatížený nežli u klidového nekorigovaného stoje. První metatarz je jedním ze tří hlavních opěrných bodů a jeho zatížení se po terapii zvýraznilo.

Souhrnně tedy můžeme říci, že jednorázový balanční trénink není dostatečně dlouhý na to, abychom pozorovali výraznější změny v rozložení tlaků na chodidle. Dochází však k určitému zlepšení v dynamice chůze a je naznačeno zlepšení dynamické rovnováhy. V praxi proto navrhuje věnovat balančnímu tréninku delší dobu, minimálně 4 až 8 týdnů.

Pokud mezi sebou porovnááme vliv terapie na kulové úseči a balanční čočce, při chůzi mezi nimi nenacházíme významný rozdíl. Rozdíl pozorujeme při klidovém stoji a malé noze, kdy po terapii na kulové úseči vidíme oproti terapii na balanční čočce při klidovém stoji větší přenos zatížení na páté metatarzy. Při korigovaném stoji s aktivací malé nohy po terapii dochází u obou pomůcek k většímu přenosu zatížení na první metatarzy a při jejich vzájemném porovnání vede terapie na kulové úseči ke zvýšení zatížení pod palci. Obecně lze říci, že mezi těmito dvěma pomůckami tedy nenacházíme výrazný rozdíl, ale pokud se v praxi například chceme vyhnout u pacienta přílišnému zapojení palců při aktivaci malé nohy a budeme s ním cvičit na balanční pomůcce, doporučujeme spíše zvolit balanční čočku. Kulová úseč lépe stimuluje přenos zatížení na laterální stranu chodidla (páté metatarzy) při stoji.

Zjistili jsme také, že rozdíl v rozložení tlaků na chodidle mezi klidovým stojem a korigovaným stojem s malou nohou spočívá ve vyšším tlaku pod palci a nižším tlaku pod třetími metatarzy, který vidíme u malé nohy. Po terapii navíc u korigovaného stoje s aktivovanou malou nohou pozorujeme i vyšší tlak pod prvními metatarzy oproti klidovému nekorigovanému stoji. Při porovnání našich výsledků s teoretickými podklady modelu malé nohy (Janda & Vávrová, 1992) zde vidíme výsledky, které nám do modelu „zapadají“, a to je vyšší tlak pod prvními metatarzy a nižší tlak v oblasti třetích metatarzů. Větší tlak pod palci bychom dle teoretických východisek u malé nohy neočekávali, jelikož by prsty měly být relaxované a nemělo by docházet k nadměrnému zapojování flexorů prstů, což by mohlo zapříčinit zvýšení tlaku. Otázkou je, zda při měření docházelo k nesprávné aktivaci, nebo zda je model malé nohy pouze modelem teoretickým a v praxi je situace jiná. Doporučujeme proto v příštích studiích věnovat aktivaci malé nohy více času a na větším vzorku probandů znovu provést měření tlaku a porovnat rozdíly s klidovým stojem bez aktivace malé nohy.



## 6.2 Diskuze k limitům studie

Limity studie mohou spočívat v relativně malém vzorku probandů (33) a výběru probandů, kdy jsme měřili pouze mladé zdravé jedince bez větších zdravotních potíží. Zajímavé by bylo srovnat naše výsledky s výsledky osob starší věkové kategorie nebo s osobami se specifickými problémy pohybového aparátu, jako jsou vertebrogenní potíže, stavy po operaci kolene apod. Výsledky může ovlivňovat i nepřírozené prostředí, ve kterém jsme probandy měřili (laboratorní měření), či chyba měření způsobena buďto lidským faktorem, nebo samotným přístrojem.

Při kineziologickém vyšetření se nám v některých případech zdálo sporné aspekční hodnocení příčné klenby nožní. Pro hodnocení podélné klenby jsme zvolili metodu Chippaux-Šmiřák a jako otisk nohy jsme použili otisk z tlakové plošiny Footscan. Tato metoda je však standardizovaná pro klasický plantogram. Na otisku z plošiny Footscan se zobrazuje menší plocha zatížení chodidla než na klasickém plantogramu, což může být dáno citlivostí a geometrickým rozložením tlakových senzorů. Vyšlo nám tak, že 66,7 % probandů mělo normální podélnou klenbu a 33,3 % probandů mělo klenbu vysokou, ač bychom pomocí aspekčního vyšetření některé nohy, které vyšly dle indexu jako normální, zařadili do plochých a některé vysoké do normálních. Přidalová, Vorálková, Elfmark a Janura (2004) dospěli k závěru, že při měření typu nohy na systému Footscan dochází k častějšímu výskytu vysoké nohy oproti klasickému plantografu a hodnocení podélně ploché nohy pomocí metody Chippaux-Šmiřák je velmi vágní a rozsah hodnocení v rámci jednotlivých kategorií je poměrně široký.

Podle vyšetření laterality dolních končetin mělo 84,8 % probandů dominantní pravou dolní končetinu a u 15,2 % probandů byla dominantní levá dolní končetina. Nakonec jsme však lateralitu ani rozdíl mezi pravou a levou nohou nezkoumali. Hodnoty u jednotlivých oblastí chodidla jsou průměrnými hodnotami obou dolních končetin (například oblastí Toe 1 je myšlena oblast pod palci pravé i levé dolní končetiny), což může zkreslit konečné výsledky.

Probandi byli měřeni celkem třikrát (vstupní a výstupní měření, mezi nimiž bylo zařazeno měření pro účely práce druhého studenta podílejícího se na výzkumu), což mohlo být dlouhé a únavné a při posledním měření se probandi již nemuseli tak soustředit na správné provedení jednotlivých úkonů. Únava podle Véleho (2006) je

jedním z faktorů ovlivňujícím stabilitu těla a její udržování. Jak jsme již výše zmínili, ne všichni probandi byli na stejné motorické úrovni a pro některé byla cvičební jednotka těžší a únavná, a to i přes přestávky mezi cviky. Optimálním řešením by byla individualizace a přizpůsobení cvičební jednotky danému probandovi s postupným zvyšováním náročnosti. Véle (1995) uvádí, že změny v posturálním chování můžeme dosáhnout jen v určitých mezích, které jsou dané individuálním pohybovým vývojem a schopností uvědomovat si pohyb. Proto bychom měli zvážit i fakt, že i pokud zvolíme stejnou terapii, ne u všech jedinců dosáhneme stejných výsledků.

Zajímavé by bylo také porovnat naše výsledky s výsledky dlouhodobého balančního tréninku či zjistit, zda změny přetrvávají a změřit probandy znovu s určitým časovým odstupem. Speciálně nácvik malé nohy byl problematickou částí terapie a navrhujeme věnovat se jejímu nácviku déle a opakovaně pod dohledem terapeuta.

## 7 ZÁVĚR

Jednorázový balanční trénink není dostatečně dlouhý na to, abychom pozorovali výraznější změny v rozložení tlaků na chodidle. Dochází však k určitému zlepšení v dynamice chůze a je naznačeno zlepšení dynamické rovnováhy.

Mezi rozsahem pohybu COP v předozadním směru a z něj odvozeným relativním rozsahem pohybu COP je velká síla závislosti. Mezi rozsahem pohybu COP a funkčním dosahem a mezi relativním rozsahem pohybu COP a funkčním dosahem je však pouze malá síla závislosti. Nelze tedy říci, že čím většího skóre (cm) při Functional Reach Test probandí dosáhli, tím větší dráhu v předozadním směru urazilo jejich COP, jelikož probandí volili různé strategie dosahu.

Při porovnávání vlivu terapie na kulové úseči a balanční čočce mezi nimi u hodnocení chůze nenacházíme výrazný rozdíl. Při klidovém nekorigovaném stoji po terapii na kulové úseči vidíme oproti terapii na balanční čočce větší přenos zatížení na páté metatarzy. Při korigovaném stoji s aktivací malé nohy vede terapie na kulové úseči oproti terapii na balanční čočce ke zvýšení zatížení pod palci.

Rozdíly v rozložení tlaků na chodidle mezi klidovým stojem nekorigovaným a korigovaným stojem s aktivací malé nohy spočívají ve vyšším zatížení oblastí pod palci a nižším zatížení pod třetími metatarzy, který vidíme u malé nohy. Po terapii navíc u korigovaného stoje s aktivovanou malou nohou pozorujeme oproti klidovému nekorigovanému stoji vyšší tlak také pod prvními metatarzy.

## 8 SOUHRN

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv jednorázového balančního tréninku, který využívá prvků metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy, na rozložení tlaků na chodidle u zdravých osob a spolu s tím i vliv balanční pomůcky, kdy jsme mezi sebou porovnávali kulovou úseč a balanční čočku. Dále jsme se zaměřili i na hodnocení rozdílu v distribuci tlaku na chodidle mezi klidovým nekorigovaným stojem a korigovaným stojem s aktivací malé nohy a na vzájemnou závislost mezi funkčním dosahem a rozsahem pohybu COP při Functional Reach Test.

V teoretické části práce jsme rozebrali anatomii a kineziologii nohy a shrnuli základní poznatky o posturální stabilitě a studiích zabývajících se balančním tréninkem. Dále jsme se v teorii zaměřili na metodiku senzomotorické stimulace a vzhledem k metodice práce je část práce věnována dynamické plantografii a systému Footscan.

Výzkumný soubor tvořilo 33 zdravých jedinců (13 mužů a 20 žen), v průměrném věku 24 let. Po kineziologickém vyšetření jsme pomocí systému Footscan měřili klidový stoj nekorigovaný (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla), chůzi (maximální tlak ve specifických oblastech chodidla, tlakový impuls, doba kontaktu specifických oblastí chodidla), Functional Reach Test (rozsah pohybu COP) a po instruktáži i korigovaný stoj s aktivací malé nohy (průměrný tlak ve specifických oblastech chodidla). U Functional Reach Test jsme také měřili pomocí krejčovského metru funkční dosah v centimetrech.

Terapie obsahovala vybrané prvky z metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové (1992) a skládala se z manuálního ošetření nohou (tzv. optimalizace periferních struktur) a balančního tréninku na kulové úseči nebo balanční čočce. Každá část trvala zhruba 15 minut. Po terapii jsme pomocí systému Footscan provedli výstupní měření. Výsledky jsme zpracovali pomocí programu STATISTICA, verze 12.

Z výsledků práce vyplývá, že jednorázový balanční trénink není dostatečně dlouhý na to, abychom pozorovali u zdravých osob výraznější změny v rozložení tlaků na chodidle, ale dochází po něm k určitému zlepšení v dynamice chůze a je naznačeno zlepšení dynamické rovnováhy. Po jednorázovém balančním tréninku nenacházíme výrazný rozdíl v porovnání terapie na kulové úseči a balanční čočce (pouze při

klidovém nekorigovaném stoji dochází po terapii na kulové úseči ke statisticky významně většímu zatížení pod pátými metatarzy a při korigovaném stoji s aktivací malé nohy pozorujeme statisticky významně vyšší zatížení pod palci po terapii na kulové úseči v porovnání s balanční čoučkou). Rozdíly v rozložení tlaků na chodidle mezi klidovým stojem nekorigovaným a korigovaným stojem s aktivací malé nohy spočívají podle našeho měření ve větším zatížení oblastí pod palci a prvními metatarzy a odlehčením v oblasti třetích metatarzů u malé nohy oproti klidovému stoji. Mezi rozsahem pohybu COP v předozadním směru a funkčním dosahem u Functional Reach Test jsme našli pouze malou sílu závislosti.

## 9 SUMMARY

The aim of this study was to assess the effect of a single balance training that uses elements of Janda's sensorimotor stimulation technique on the foot pressure distribution in healthy persons, and simultaneously the effect of the balance training aid, when we compared a wobble board and a wobble cushion. Furthermore, we also focused on the difference in the foot pressure distribution between the uncorrected stance and the corrected stance with an activation of the short foot, and on the mutual relation between the functional reach and the COP excursion in the Functional Reach Test.

The theoretical part presents the anatomy and kinesiology of the foot, fundamental information about the postural stability, and studies focused on balance training. Furthermore, sensorimotor stimulation techniques are summarized, and the dynamic plantography and the Footscan system are studied (in line with the thesis methodology).

The sample consisted of 33 healthy probands (13 men, 20 women) with the average age of 24. After a kinesiological examination, we measured, using the Footscan system, the uncorrected stance (the average pressure in specific areas of the foot), gait (the maximum pressure in specific areas of the foot, the pressure impulse, contact times of specific areas of the foot), the Functional Reach Test (COP excursion), and after the initial instruction we measured also the corrected stance with an activation of the short foot (the average pressure in specific areas of the foot). In the Functional Reach Test, we also measured the functional reach range in centimetres with a tape meter.

The therapy comprised selected elements of the sensorimotor stimulation technique by Janda and Vávrová (1992), and consisted of a manual optimization of the relevant dysfunction in the periphery and the balance training on a wobble board or a wobble cushion. Each part took about 15 minutes. After the therapy we performed the final measurement using the Footscan system. The results were processed by the STATISTICA programme, version 12.

The results of the thesis show that a single balance training is not long enough to bring significant changes in the foot pressure distribution in healthy persons, but it leads

to some improvement in the gait dynamics, and an improvement in the dynamic balance may be observed. After a single balance training we do not find any significant difference when comparing the therapy on a wobble cushion and on a wobble board (only in the uncorrected stance after the therapy on a wobble board, there is a significantly higher pressure under the fifth metatarsal bone, and in the corrected stance with a bilateral activation of the short foot we observe a significantly higher load under the thumbs after the therapy on a wobble board, as compared with the wobble cushion). The differences in the foot pressure distribution between the uncorrected stance and the corrected stance with an activation of the short foot are based, according to our measurements, on a higher load in the area under the thumb and the first metatarsal bone, and a reduction of the load under the third metatarsal bone in the short foot, as compared with the uncorrected stance. There is only a weak dependence between the anteroposterior displacement of COP and functional reach range in the Functional Reach Test.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adedoyina, R. A., Olaoguna, M. O., Omotayoa, K., Olawaleb, O. A., & Egwua M. O. (2008). Effects of wobble board training on weight distribution on the lower extremities of sedentary subjects. *Technology and Health Care, 16*(4), 247-253.
- Ahmed, A. F. (2011). Effect of sensorimotor training on balance in elderly patients with knee osteoarthritis. *Journal of Advanced Research, 2*, 305-311. doi:10.1016/j.jare.2011.02.001
- Anonymous, (n.d.). RSscan International. Retrieved from [http:// www.rsscan.com](http://www.rsscan.com)
- Beinert, K., & Taube, W. (2013). The effect of balance training on cervical sensorimotor function and neck pain. *Journal of Motor Behavior, 45*(3), 271-278. doi: 10.1080/00222895.2013.785928
- Burnfield, J. M., Few, C. D., Mohamed, O. S., & Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics, 19*(1), 78-84. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.09.007
- Caravaggi, P., Pataky, T., Günther, M., Savage, R., & Crompton, R. (2010). Dynamics of longitudinal arch support in relation to walking speed: Contribution of the plantar aponeurosis. *Journal of Anatomy, 217*(3), 254-261. doi: 10.1111/j.14697580.2010.01261.x
- Clark, V. M., & Burden, A. M. (2005). A 4-week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. *Physical Therapy in Sport, 6*(4), 181-187. doi: 10.1016/j.ptsp.2005. 08.003
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: A new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology, 45*(6), 192-197. doi: 10.1093/geronj/45.6.M192



- Dungl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum.
- Dvořák, R., Krainová, Z., Janura, M., & Elfmark, M. (2000). Standardizace metodiky klinického vyšetření stoje na dvou vahách. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 7(3), 102-105.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Dynamická plantografie (n.d.). *Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu*. Retrieved from <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>
- Eils, E., & Rosenbaum, D. (2001). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 33(12), 1991-1998. doi: 10.1097/00005768-200112000-00003
- Elias, L. J., Bryden, M. P., & Bulman-Fleming, M. B. (1998). Footedness is a better predictor than handedness for emotional lateralization. *Neuropsychologia*, 36(1), 37-43. doi: 10.1016/S0028-3932(97)00107-3
- Emery, C. A., Cassidy, J. D., Klassen, T. P., Rosychuk, R. J., & Rowe, B. H. (2005). Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: A cluster randomized controlled trial. *Canadian Medical Association Journal*, 172(6), 749-754. doi: 10.1503/cmaj.1040805
- Gallo, J. et al. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Haendlmayer, K. T., Harris, N. J. (2009). Flatfoot deformity: An overview. *Orthopaedics and Trauma*, 23(6), 395-403. doi: 10.1016/j.mporth.2009.09.006
- Heebner, N. R., Akinsb, J. S., Lepharta, S. M., & Sella, T. C. (in press). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural

- stability in healthy and active individuals. *Gait & Posture*. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.12.009
- Hejda, J., Čakrt, O., Socha, V., Schlenker, J., & Kutílek, P. (in press). 3-D trajectory of body sway angles: A technique for quantifying postural stability. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. doi:10.1016/j.bbe.2015.02.001
- Hendl, J (2009). *Přehled statistických metod: Analýza a metaanalýza dat* (3rd ed.). Praha: Portál.
- Hertel, J., & Olmsted-Kramer, L. C. (2007). Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait and Posture*, 25(1), 33-39.
- Hilz, M. J., Axelrod, F. B., Hermann, K., Haertl, U., Deutsch, M., & Neundörfer, B. (1998). Normative values of vibratory perception in 530 children, juveniles and adults aged 3-79 years. *Journal of the Neurological Sciences*, 159(2),219-225. doi:10.1016/S0022-510X(98)00177-4
- Honzíková, L., Svoboda, Z., Janura, M., Rosický, J., & Martinásková, E. (2013). Vztah valgozity paty, typologie a biomechaniky nohy u dětí. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 20(2), 71-76.
- Horstmann, T., Rapp, W., & Appel, G. (2007). EMG activation at hip and ankle joint muscles while balancing on pads with different surface textures. *Proceedings of the 9th Annual TRAC Meeting* [Brochure], p. 12.
- Janda, V., & Vávrová, M. (1992). Senzomotorická stimulace. Základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 25(3), 14-34.
- Janda, V., Vávrová, M., Herbenová, A., & Veverková, M. (2007). Sensory motor stimulation. In C. Liebenson (Ed.), *Rehabilitation of the spine: A practitioner's manual* (2nd ed, pp. 513-530). Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.
- Johnson, E. O., Babis, G. C., Soutanis, K. C., & Soucacos, P. N. (2008). Functional neuroanatomy of proprioception. *Journal of Surgical Orthopaedic Advances*, 17(3), 159-164.

- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume two. Lower Limb*. London: Churchill Livingstone.
- Klementa, J. (1987). *Somatometrie nohy*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Kokubo, T., Hashimoto, T., Nagura, T., Nakamura, T., Suda, Y., Matsumoto, H., & Toyama, Y. (2012). Effect of the posterior tibial and peroneal longus on the mechanical properties of the foot arch. *Foot & Ankle International*, 33(4), 320-325. doi: 10.3113/FAI.2012.0320
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Králíček, P. (2002). *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha: Karolinum.
- Kučera, M., Korbelář, P., Kolář, P., & Linz, R. (1994). Noha – jeden z limitujících faktorů výkonnosti. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*, 3(4), 114–119.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika.
- Liebenson, C. (2001). Self-help advice for the clinician: Sensory-motor training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 5(1), 21-27. doi: 10.1054/jbmt.2000.0206
- Maranesi, E., Ghetti, G., Rabini, R. A., & Fioretti, S. (2014). Functional reach test: Movement strategies in diabetic subjects. *Gait & Posture*, 39(1), 501-505. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.035
- McKeon, P. O., Ingersoll, C. D., Kerrigan, D. C., Saliba, E., Bennett, B. C., & Hertel, J. (2008). Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 40(10), 1810-1819. doi: 10.1249/MSS.0b013e31817e0f92
- Menz, H. B., & Morris, M. E. (2006). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait & Posture*, 24(2), 229-236. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.09.002

- Nurzynska, D., Di Meglio, F., Castaldo, C., Latino, F., Romano, V., Miraglia, R., Guerra, G., Brunese, L., & Montagnani, S. (2012). Flatfoot in children: Anatomy of decision making. *Italian Journal of Anatomy and Embryology*, *117*(2), 98-106.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Page, P. (2006). Sensorimotor training: A “global” approach for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *10*(1), 77-84. doi: 10.1016/j.jbmt.2005.04.006
- Paquette, M. R., Li, Y., Hoekstra, J., & Bravo, J. (in press). An 8-week reactive balance training program in older healthy adults: A preliminary investigation. *Journal of Sport and Health Science*. doi: 10.1016/j.jshs.2014.06.004
- Pau, M., Loi, A., & Pettotta, M. C. (2012). Does sensorimotor training improve the static balance of young volleyball players? *Sports Biomechanics*, *11*(1), 97-107. doi: 10.1080/14763141.2011.637126
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Přidalová, M., Vorálková, D., Elfmark, M., & Janura, M. (2004). The evaluation of morphology and foot function. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, *34*(1), 49-57.
- Qu, X. (2015). Impacts of different types of insoles on postural stability in older adults. *Applied Ergonomics*, *46*, 38-43. doi: 10.1016/j.apergo.2014.06.005
- Quitschal, R. M., Fukunagaa, J. Y., Gananc, M. M., & Caovilla, H. H. (2014). Evaluation of postural control in unilateral vestibular hypofunction. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, *80*(4), 339-345. doi:10.1016/j.bjorl.2014.05.015
- Rosenbaum, D., & Becker, H. P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, *3*(1), 1-14. doi: 10.1046/j.1460-9584.1997.00043.x

- Rubenstein, L. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35(S2), ii37-ii41. doi:10.1093/ageing/afl084
- Rychlíková, E. (2002). *Funkční poruchy kloubů končetin. Diagnostika a léčba*. Praha: Grada Publishing.
- Skalka, P. (2002). Možnosti léčebné rehabilitace v léčbě močové inkontinence. *Urologie pro praxi*, 3, 94-100.
- Söderman, K., Werner, S., Pietilä, T., Engström, B., & Alfredson, H. (2000). Balance board training: Prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8(6), 356-363. doi: 10.1007/s001670000147
- Stryhal, F., Bielický, T., & Svoboda, J. (1959). *Ošetřování nohou*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Vařeka, I. (2004). Dynamický model „tříbodové“ opory nohy. *Rehabilitácia*, 41(3), 132-136.
- Vařeka, I., & Vařeková R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10(3),94-102.
- Vařeka, I., & Vařeková R. (2005). Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(4),155-166.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.

- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Verhagen, E., Bobbert, M., Inklaar, M., van Kalken, M., der Beek, A., Bouter, L., & van Mechelen, W. (2005). The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clinical Biomechanics*, 20(10), 1094-1100. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.07.001
- Vlčková, E., & Šrotová, I. (2014). Vyšetření senzitivity. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 77(4), 402-418.
- Waroquier-Leroy, L., Bleuse, S., Serafi, R., Watelain, E., Pardessus, V., Tiffreau, A.-V., & Thevenon, A. (2014). The Functional Reach Test: Strategies, performance and the influence of age. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 57(6), 452-464. doi:10.1016/j.neulet.2015.01.039
- Wong, Y. S. (2007). Influence of the abductor hallucis muscle on the medial arch of the foot: A kinematic and anatomical cadaver study. *Foot & Ankle International*, 28(5), 617-620. doi: 10.3113/FAI.2007.0617

## 11 PŘÍLOHY

### Seznam příloh

**Příloha č. 1** – Souhlas etické komise

**Příloha č. 2** – Informovaný souhlas

**Příloha č. 3** – Anamnestický dotazník

**Příloha č. 4** – Vyšetření

**Příloha č. 5** – Balanční pomůcky

# PŘÍLOHA 1



**Fakulta tělesné kultury  
Univerzity Palackého  
tř. Míru 115  
OLOMOUC**

## **Vyjádření Etické komise FTK UP**

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 6. 6. 2014 byl projekt diplomové práce

autorky **Bc. Jany Filakovské**

s názvem **Vliv jednorázového balančního tréninku na kulové úseči a balanční čočce na rozložení tlaků na chodidle**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 34 / 2014

dne: 30. 6. 2014.

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

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

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

razítko fakulty



# PŘÍLOHA 2

## Informovaný souhlas

**Název studie (projektu):** *Vliv jednorázového balančního tréninku na kulové úseči a balanční čočce na rozložení tlaků na chodidle*

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím se svou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

# PŘÍLOHA 3

## Anamnestický dotazník

**Jméno a příjmení:** ..... Číslo probanda: .....  
**Datum narození:** ..... Datum měření: .....  
**Pohlaví:** M x Ž  
**Výška:** ..... cm

**Úrazy a operace:** lokalizace, typ, kdy (rok), jak léčeno, příp. následky

Na dolních končetinách: .....

Ostatní (páteř, hlava...): .....

### Závažná neurologická a metabolická onemocnění

NE x ANO Pokud ano, jaká.....

Např. Diabetes mellitus / Kořenová symptomatika – Výhřez meziobratlové ploténky / Neuropatie / Tabes dorsalis / Leze periferního nervu

**Vertebrogenní potíže** (bolesti zad, skoliózy, vrozené vady páteře aj.)

NE x ANO Pokud ano, jaké.....

**Jiná onemocnění či jakákoli akutní bolest**

NE x ANO Pokud ano, jaká/kde.....

**Sport** (druh, délka tréninkové jednotky, jak často)

NE x ANO

Profesionální úroveň:

.....

Rekreačně:

.....

**Cvičíte nyní balanční nebo senzomotorická cvičení v rámci rehabilitace?**

NE x ANO

**Objevuje se u vás některý z následujících příznaků?** - Poruchy rovnováhy při stožení a chůzi, pocit tahu na jednu stranu při chůzi, třes při cílených pohybech, poruchy koordinace pohybů, tikavé pohyby očí, závratě a nevolnost až zvracení

NE x ANO Pokud ano, jaký.....

# PŘÍLOHA 4

## Vyšetření

Jméno:

Číslo probanda:

Datum měření:

### Lateralita DKK

Vystoupení na stoličku	LDK	PDK
Kop do míčku	LDK	PDK
Posunování kostky nohou po čáře po zemi	LDK	PDK
Poskoky na 1 DK	LDK	PDK
Klouzání po podlaze (která noha vepředu)	LDK	PDK

### Chůze po špičkách / patách / s pokrčenými koleny

Zvládá x Nezvládá

### Stoj na 1 DK (30 s)

**LDK** Zvládá x Nezvládá **PDK** Zvládá x Nezvládá

### Hmotnost a zkouška 2 vah

Hmotnost: ..... kg LDK: ..... kg PDK: ..... kg rozdíl: ..... kg

### Aspekce:

Klenba podélná (KPO) a příčná (KPŘ) – vysoká (1), normální (2), nízká (3)

Antropometrické dělení (AD) – řecká (1), egyptská (2), kvadratická (3)

Otlaky, deformity, tvar paty apod.

**LDK:** KPO: KPŘ: AD:

.....

**PDK:** KPO: KPŘ: AD:

.....

### **Délka dolních končetin**

Anatomická (absolutní): trochanter major – malleolus lat.

LDK ..... PDK .....

Funkční (relativní): SIAS – malleolus med.

LDK ..... PDK .....

Umbilikomaleolární: umbilicus – malleolus med.

LDK ..... PDK .....

### **Propriocepce DKK**

#### **Polohocit** (statestézie)

Pozná do jaké polohy prst nastaven:

LDK ...../..... PDK ...../.....

#### **Pohybocit** (kinestézie)

Registruje pohyb prstu:

LDK ...../..... PDK ...../.....

#### **Vibrační cití** (palestézie) – vyšetření ladičkou

Vnitřní kotník LDK ..... PDK .....

1. metatarz LDK ..... PDK .....

Prox. čl. palce shora LDK ..... PDK .....

### **Functional Reach test**

#### **PŘED**

1. pokus .....

2. pokus .....

3. pokus .....

#### **PO 1**

1. pokus .....

2. pokus .....

3. pokus .....

#### **PO 2**

1. pokus .....

2. pokus .....

3. pokus .....

Strategie:

Poznámky:

## PŘÍLOHA 5

### Balanční pomůcky



Obrázek 1. Kulová úseč ([www.rihove.cz](http://www.rihove.cz))



Obrázek 2. Válcová úseč ([www.rihove.cz](http://www.rihove.cz))



Obrázek 3. Swinger ([www.rihove.cz](http://www.rihove.cz))



Obrázek 4. Fitter ([www.fitter1.com](http://www.fitter1.com))



Obrázek 5. Balanční sandály ([www.optp.com](http://www.optp.com))



Obrázek 6. Balance Step ([www.cvcebni-pomucky.cz](http://www.cvcebni-pomucky.cz))



*Obrázek 7. Minitrampolína (www.cvcebni-pomucky.cz)*



*Obrázek 8. Točna, rotana (www.cvcebni-pomucky.cz)*



*Obrázek 9. Gymnastický míč (www.cvcebni-pomucky.cz)*



*Obrázek 10. Overball (www.cvcebni-pomucky.cz)*



*Obrázek 11. Balanční čočka (www.cvcebni-pomucky.cz)*



*Obrázek 12. Pěnové balanční plocha Airex (www.cvcebni-pomucky.cz)*



Obrázek 13. Propriofoot ([www.cvibebni-pomucky.cz](http://www.cvibebni-pomucky.cz))



Obrázek 14. Posturomed ([www.cvibebni-pomucky.cz](http://www.cvibebni-pomucky.cz))



Obrázek 15. Balanční točna Gym Top USB ([www.cvibebni-pomucky.cz](http://www.cvibebni-pomucky.cz))

### **Přehled převzatých obrázků**

Obrázek 1. Retrieved from [http://www.rihove.cz/vyrobky/index\\_produkty.html](http://www.rihove.cz/vyrobky/index_produkty.html)

Obrázek 2. Retrieved from [http://www.rihove.cz/vyrobky/index\\_produkty.html](http://www.rihove.cz/vyrobky/index_produkty.html)

Obrázek 3. Retrieved from [http://www.rihove.cz/vyrobky/index\\_produkty.html](http://www.rihove.cz/vyrobky/index_produkty.html)

Obrázek 4. Retrieved from [http://www.fitter1.com/Pro-Fitter-3D-Cross-Trainer\\_p\\_18.html](http://www.fitter1.com/Pro-Fitter-3D-Cross-Trainer_p_18.html)

Obrázek 5. Retrieved from [http://www.optp.com/Exercise-Sandals?cat\\_id=191#](http://www.optp.com/Exercise-Sandals?cat_id=191#).

VN1Thy6Op7k

Obrázek 6. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/402-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/402-balance-step-balancni-treninkova-pomucka.html)

[balance-step-balancni-treninkova-pomucka.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/402-balance-step-balancni-treninkova-pomucka.html)

Obrázek 7. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/cvcebni-pomucky/1258-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/cvcebni-pomucky/1258-trimilin-trampolina-sport.html)

[trimilin-trampolina-sport.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/cvcebni-pomucky/1258-trimilin-trampolina-sport.html)

Obrázek 8. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/rotany-kmitaci-a-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/rotany-kmitaci-a-posilovaci-tyce/1468-rotana-lcd.html)

[posilovaci-tyce/1468-rotana-lcd.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/rotany-kmitaci-a-posilovaci-tyce/1468-rotana-lcd.html)

Obrázek 9. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/gymnasticke-mice/488-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/gymnasticke-mice/488-john-gymnasticky-mic-classic-650-mm.html)

[john-gymnasticky-mic-classic-650-mm.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/gymnasticke-mice/488-john-gymnasticky-mic-classic-650-mm.html)

Obrázek 10. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/over-ball-soffball/653-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/over-ball-soffball/653-over-ball-v-krabicce.html)

[over-ball-v-krabicce.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/over-ball-soffball/653-over-ball-v-krabicce.html)

Obrázek 11. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/1572-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/1572-yoga-dome-cocka.html)

[yoga-dome-cocka.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/1572-yoga-dome-cocka.html)

Obrázek 12. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/837-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/837-airex-airex-nestabilni-plocha-ruzne-typy.html)

[airex-airex-nestabilni-plocha-ruzne-typy.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/837-airex-airex-nestabilni-plocha-ruzne-typy.html)

Obrázek 13. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/931-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/931-propriofoot-balancni-plosky.html)

[propriofoot-balancni-plosky.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/931-propriofoot-balancni-plosky.html)

Obrázek 14. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/855-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/855-posturomed-se-zabradlim.html)

[posturomed-se-zabradlim.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/855-posturomed-se-zabradlim.html)

Obrázek 15. Retrieved from [http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/815-](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/815-balancni-tocna-gymtop-usb.html)

[balancni-tocna-gymtop-usb.html](http://www.cvcebni-pomucky.cz/balancni-pomucky/815-balancni-tocna-gymtop-usb.html)