

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie FZV UP Olomouc

EFEKTY KOREKCE PLOCHONOŽÍ NA POSTURU

Diplomová práce

Autor: Bc. Jitka Polčáková
Fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Petr Konečný

Olomouc 2011

ANOTACE

- Název práce v ČJ:** EFEKTY KOREKCE PLOCHONOŽÍ NA POSTURU
- Název práce v AJ:** THE EFFECTS OF CORRECTION FLAT FOOT ON THE POSTURE
- Datum zadání:** 2009-12-16
- Datum odevzdání:** 2011-05-20
- Instituce:** Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd UP v Olomouci
- Autor práce:** Bc. Jitka Polčáková
- Vedoucí práce:** MUDr. Petr Konečný
- Oponent práce:** Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Cílem této práce je odhalit rozdíly v posturální stabilitě u osob s plochonožím a normální nohou. Dále jsme u osob s plochou nohou hodnotili efekt korekce podélné klenby tapingem. Dílčím cílem bylo posouzení hodnoty BMI (body mass index) a její rozdíly u skupiny s plochonožím v porovnání se skupinou s normální nohou. Zajímali nás také subjektivní pocity probandů. Do experimentální skupiny bylo zařazeno 10 osob s plochonožím, které jsme stanovili na základě CSI (Chippaux-Šmirákův indexu). Kontrolní skupinu tvořil stejný počet osob, ovšem tentokrát s normální nohou. Výzkumná část byla realizována pomocí posturografie. Hodnotu BMI a subjektivní pocity probandů z korekce tapingem jsme zjišťovali pomocí dotazníku. Při porovnávání výsledků experimentální a kontrolní skupiny jsme zjistili rozdíly v posturální stabilitě pouze v posturálně náročnějších situacích, kdy na tom byli probandi s plochonožím hůře. Korekce tapingem nepotvrdila jednoznačné zlepšení posturální stability, avšak podle subjektivních pocitů se cítilo po korekci jistěji 8 probandů z celkových 10.

Abstrakt v AJ:

The aim of this work is to explore differences in postural stability of people with flat foot or normal feet. Furthermore, we evaluated effect of correction by taping longitudinal arch in people with flat foot. The partial aim was to assess the value of BMI (body mass index) and the differences in the groups with flat foot compared with the group with normal feet. We were also interested in the subjective feelings of probands. The experimental group was included of 10 people with flat foot, that we determined by the CSI (Chippaux-Smirak index). The control group contained the same number of people but this time with normal foot. The research was realized by the posturography. Value of BMI and subjective feelings of probands of correction by taping was examined using a questionnaire. When we compared the results of experimental and control groups, we found differences in postural stability only in postural more exacting situations, where values of probands with flat foot were worse. Correction by taping did not confirm explicit improvement in postural stability, however the subjective feelings shown more certainty after correction in eight probands of ten total.

Klíčová slova v ČJ:

plochá noha, taping, posturografie, posturální stabilita, obezita

Klíčová slova v AJ:

flat foot, taping, posturography, postural stability, obesity

Rozsah: 105 s. včetně příloh, 15 příloh

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením MUDr. Petra Konečného a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 20. května 2011

.....

Poděkování

Děkuji MUDr. Petrovi Konečnému za trpělivost, vstřícnost a cenné rady, které mi poskytl při odborném vedení diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Kateřině Langové Ph.D. za statistické zpracování výsledků.

OBSAH

1	TEORETICKÉ POZNATKY	9
1.1	Noha	9
1.2	Nožní klenba	9
1.3	Pohyby kloubů nohy	12
1.4	Typologie nohy	13
1.4.1	Antropologická typologie nohy	13
1.4.2	Klasická klinická typologie nohy.....	14
1.4.3	Funkční typologie nohy	15
1.5	Zatížení nohy ve stoji.....	16
1.6	Zatížení nohy při chůzi	17
1.7	Evoluční vývoj lidské nohy	18
1.8	Plochá noha.....	19
1.8.1	Příčiny	20
1.8.2	Klinický obraz.....	22
1.8.3	Diagnostika	23
1.8.4	Konzervativní terapie.....	25
1.8.5	Operační terapie	30
1.9	Posturální stabilita.....	31
1.10	Posturografie	33
1.10.1	Senzory Organization Test.....	33
1.10.2	Motor Control Test	34
1.10.3	Unilateral Stance	35
2	CÍLE A HYPOTÉZY	36
2.1	Cíl práce	36
2.2	Vědecké otázky a hypotézy	36
3	METODA VÝZKUMU	38
3.1	Charakteristika testovaného souboru	38
3.2	Průběh měření	38
3.3	Statistické zpracování získaných dat	40

4	VÝSLEDKY	41
4.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1	41
4.1.1	Výsledky k hypotéze H ₀₁	41
4.1.2	Výsledky k hypotéze H ₀₂	43
4.1.3	Výsledky k hypotéze H ₀₃	46
4.1.4	Výsledky k hypotéze H ₀₄	48
4.1.5	Výsledky k hypotéze H ₀₅	51
4.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2	54
4.2.1	Výsledky k hypotéze H ₀₆	54
4.2.2	Výsledky k hypotéze H ₀₇	56
4.2.3	Výsledky k hypotéze H ₀₈	58
4.2.4	Výsledky k hypotéze H ₀₉	60
4.2.5	Výsledky k hypotéze H ₀₁₀	62
4.3	Výsledky k vědecké otázce č. 3	65
5	DISKUZE.....	67
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	68
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2	71
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3	76
	ZÁVĚR.....	80
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	82
	SEZNAM ZKRATEK	88
	SEZNAM GRAFŮ	89
	SEZNAM TABULEK.....	90
	SEZNAM PŘÍLOH.....	92
	PŘÍLOHY	93

ÚVOD

Nohy jsou pro nás velmi důležité. Nesou celou hmotnost našeho těla, umožňují nám přesouvat se z místa na místo a zároveň při tom nést šálek s čajem a knihu, či jinak využít horní končetiny.

Lidé dříve chodili po měkké zemi, děti si hrály bosky na louce, chodily po kamenech u vody, a tím si přirozeně formovaly své nohy. Dnes, v moderní a civilizované době, jezdíme auty, stojíme ve výtahu či na eskalátorech, a když se chceme projít, tak většinou po dlažbě a tvrdých podlahách, které našim nohám neprospívají. A jakou nosíme obuv? Většina lidí si raději koupí troje levné boty, než jednu drahou avšak kvalitní obuv. Vybíráme si boty raději podle vzhledu a módních trendů, než podle toho, jak se v nich naše nohy cítí. Nohy v nekvalitní obuvi nejsou schopny optimálně rozložit tělesnou hmotnost a otřesy, kterým je chodidlo vystaveno, se šíří vzhůru a trpí jimi následně i ostatní klouby našeho těla. Nekvalitní obuv, nevhodný terén, nadměrné zatížení dolních končetin obezitou, ale i traumata v oblasti hlezenního kloubu a nedostatek správného a přiměřeného pohybu jsou faktory, jejichž důsledkem je snížení klenby chodidla.

Taping je v dnešní době hodně diskutované téma a hojně používaná metoda. Využívají ji jak sportovci, tak lidé po úrazu nebo ji lze použít i jako prevenci. Studií, které se zabývají efekty tapingu je mnoho, často jsou však do nich zahrnuti zdraví probandi nebo sportovci po úrazech hlezenního kloubu. U nich dochází ke zpevnění příslušného kloubu a taping tak pomáhá předcházet dalšímu zranění (Pilný et al., 2007). Zahraniční studie popisují snížení plantárních tlaků a jejich rovnoměrnější rozložení na chodidle (Nolan et al., 2009; O'Sullivan et al., 2008).

Cílem této práce je porovnání posturální stability u osob s plochonožím a těch, kteří mají klenbu správně vytvořenou. Dále jsme zkoumali efekt korekce plochonoží pomocí tapingu. Pro měření byly použity posturografické testy, které měří celkovou posturální stabilitu, efektivitu reakce dolních končetin a rychlost posturálních výchylek při stožení na jedné dolní končetině. Dílčím cílem bylo zhodnotit, zda existují rozdíly v hodnotách Body Mass Indexu (BMI) u osob s plochonožím a normální nohou. Pomocí dotazníkové metody byly zjištěny subjektivní pocity před a po tapingu nožní klenby.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Noha

Tím, že člověk přešel během evoluce do bipedálního stoje, stala se noha významnou součástí systému posturální stability. Tento segment lidského těla je ve stoji v přímém kontaktu s podložkou. Mezi její hlavní funkce patří pohyblivost a zároveň i stabilita. Pohyblivost a pružnost nohy jsou důležité vlastnosti pro správné a plynulé odvíjení plosky při pohybu a přizpůsobení se terénu. Pružnost je zajištěna systémem kleneb – podélné a příčné, které chrání měkké tkáně před útlakem a umožňují pružný nášlap chodidla. Zároveň je potřeba, aby byla noha dostatečně stabilní a umožnila přenos hmotnosti těla z dolních končetin, udržela tělesnou rovnováhu a absorbovala energii dopadu chodidla na podložku. Stabilita je pro správnou funkci nohy velmi důležitá, a proto došlo během vývoje ke zvýšení tuhosti a omezení pohyblivosti mezi klouby nohy. Tím se zvýšila stabilita, i když na úkor pohyblivosti. (Dylevský, 2009; Vařeka et al., 2003).

Noha je také zdrojem proprioceptivních a exteroceptivních informací, které mají důležitou úlohu pro řídicí systém (Vařeka et al., 2009).

1.2 Nožní klenba

Velký význam nožní klenby spočívá v jejím uspořádání, které umožní přenos zatížení na pilíře. Zásadní roli pro stabilitu celé klenby má klenák, který je na vrcholu klenby (Vařeka et al., 2003).

Během vývoje došlo v oblasti nohy ke zkrutu ve směru pronace. V proximální části se tento pohyb zastavil dříve a talus se tak dostal nad kalkaneus. V distální části nohy jsou paprsky umístěné vedle sebe z důvodu delšího trvání pronace. Příčinou tzv. pronatorního zkrutu je i vznik nožní klenby (Vařeka et al., 2008).

Na noze se nacházejí tři hlavní oblouky – mediální, laterální a příčný. Tyto oblouky se sbíhají do tří pilířů, které se nacházejí na místě, kde se ploska opírá o podložku – hlavička I. a V. metatarzu a dorzální část patní kosti (Vařeka et al., 2003). Kapandji (1987) přirovnává nožní klenbu ke střeše, jejichž krove jsou udržovány kleštinami.

Mediální oblouk je složen z pěti kostí – I. metatarz, os cuneiforme mediale, os naviculare, talus a kalkaneus. I. metatarz se za fyziologických podmínek dotýká

podložky pouze hlavičkou kosti. Os cuneiforme mediale se nachází celá nad podložkou. Os naviculare je nejvyšším místem a tedy i klenákem mediální klenby. Talus funguje jako přenašeč síly z vyšších etáží na klenbu a kalkaneus je svým hrbolem v kontaktu s podložkou. Tento oblouk je nejvyšší a nejdelší a během stoje či lokomoce je vystaven největšímu zatížení. Klenákem mediální klenby se nachází je os naviculare a vrchol klenby je 15 – 18 mm nad podložkou.

Laterální oblouk tvoří tři kosti – V. metatarz, os cuboideum a kalkaneus. Hlavička V. metatarzu vytváří přední opěrný bod, os cuboideum se podložky nedotýká a patní hrbol na kalkaneu tvoří zadní opěrný bod (Vařeka et al., 2009). Výška laterálního oblouku je pouze 3 až 5 mm. Je vyplněný měkkými tkáněmi a při stoje se dotýká podložky (Kapandji, 1987). Pokud tento kontakt laterálního oblouku s podložkou chybí, mluvíme o tzv. vysoké noze (Klementa, 1987). Laterální oblouk je více rigidní a jeho tuhost závisí na napětí ligamentum (lig.) plantare longum.

Příčná klenba se nachází mezi hlavičkami prvního až pátého metatarzu. Nejvýraznější je na úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Klenákem je os cuneiforme intermedium. Kostí jsou spojeny ligamenty, které probíhají napříč chodidlem. Ze svalů jsou důležité musculus (m.) peroneus longus, m. tibialis posterior a příčná hlava m. adductor hallucis (Čihák, 2001; Naňka, 2009; Vařeka et al., 2009).

Na integritě podélné a příčné klenby se podílí několik faktorů. Mezi pasivní faktory patří architektura a tvar kostí nohy a také napětí vazů. Aktivně se na správném udržení klenby podílí svaly nohy a bérce (viz Příloha 1, s. 93) (Bartoniček, 2004; Dylevský, 2009).

Z plantárních vazů se na udržení klenby nejvíce podílejí lig. talocalcaneum, lig. talonaviculare a největší roli hraje podle mnoha autorů (Čihák, 2001; Dungal, 1989; Fleischmann et al., 1983; Naňka, 2009) plantární aponeuróza. Čihák (2001) popisuje významnou roli lig. plantare longum pro udržení podélné klenby. Fleischmann et al. (1983) k těmto vazům připisují ještě lig. calcaneonaviculare plantare. Samotné vazy však k udržení klenby nestačí a svaly jsou bezpochyby také důležité. O tom jak významnou hrají roli, však kolují různé názory. Mezi nejvýznamnější svaly patří m. tibialis posterior, flexor hallucis longus a krátké svaly planty. Dále se na správném tvaru klenby podílí šlašitý třmen, který je tvořený m. tibialis anterior a m. peroneus longus (Čihák, 2001; Kapandji, 1987; Naňka, 2009; Vařeka et al., 2009). Šlašitý třmen je důležitý i pro udržení příčné klenby a Naňka (2009) připisuje ještě důležitost příčné hlavy

m. adductor hallucis. Dylevský (2009) tvrdí, že na správném udržení klenby se aktivně podílí svaly nohy a bérce. Zároveň uvádí, že podle elektromyografických studií se svaly při normálním zatížení téměř neaktivují. Chovají se jako tzv. dynamická rezerva a k jejich aktivitě dochází až při nárůstu zatížení. Svaly hrají velmi důležitou roli v ontogenezi, kdy se kosti a klouby formují. Po dokončení osifikace se klouby stávají rigidnějšími a omezuje se jejich pohyblivost. V této fázi se význam svalové aktivity pro udržení nožní klenby snižuje. Pokud se naruší funkce kostí nebo vazů, třeba při úrazu, snaží se vazy zachovat původní stabilitu v segmentů, jsou však přetěžovány. V tomto případě se svaly zapojí se snaží stabilitu podpořit. Jejich aktivita je však nadměrná a práce svalů se stává neekonomickou. Dojde k jejich přetížení a porucha funkce může postupovat k vyšším etážím (koleno, kyčel, páteř) (Vařeka et al., 2003).

Významnou roli na udržení klenby nohy má i řídicí funkce centrálního nervového systému. Toto tvrzení potvrzuje i studie, která porovnávala výšku klenby zdravé nohy a druhostranné nohy, která byla po distorzi hlezna. Po třech týdnech probandům odstranili sádrou fixaci a byly vytvořené plantogramy a změřené indexy plochosti různými metodami, třeba pomocí Chippaux-Šmiřákova indexu (CSI). Výsledkem indexů byla výrazně nižší klenba na zdravé končetině. Autoři toto zjištění vysvětlují několika názory: 1. jsou zde možné antropometrické rozdíly, které jsou dané lateralitou, 2. nižší klenby na zdravé noze je důsledkem jejího přetěžováním v době fixace druhostranné končetiny, 3. u postižené končetiny došlo k uzamknutí transverzotarálního kloubu, a tím se zpevnila noha, aby se omezily bolestivé pohyby (Vařeka, Yanac-Paredes, 2008).

1.3 Pohyby kloubů nohy

Na noze nacházíme tři osy, podle kterých je orientují jednotlivé pohyby (viz Příloha 2, s. 94). Transverzální osa XX' prochází oběma kotníky a kolem ní dochází k pohybům do flexe a extenze (dorzální flexe). Podle dlouhé vertikální osy Y se noha pohybuje do abdukce a addukce. Dlouhá horizontální osa nohy Z prochází druhým prstem a kolem ní se noha pohybuje do supinace a pronace (Kapandji, 1987).

V horním hlezenním kloubu se děje pohyb kolem transverzální osy do dorsální flexe, kde je rozsah pohybu $20 - 30^\circ$ a plantární flexe v rozsahu $30 - 50^\circ$. Tyto pohyby jsou vždy provázané s pohybem fibuly. Při plantární flexi se fibula pohybuje směrem laterálně a dolů a při dorzální flexi je tažena směrem nahoru a mediálně (Dylevský, 2009; Kapandji, 1987).

Rozsah pohybu mezi abdukci a addukci závisí na postavení kolenního kloubu. Při extenzi kolene dosahuje rozsah $35 - 45^\circ$, při flexi v koleni se rozsah zvyšuje a u tanečníků dochází k maximálnímu rozsahu pohybu až 90° . Při pronaci planta rotuje kolem podélné osy nohy laterálním směrem v rozsahu $20 - 30^\circ$. Supinace je protichůdný pohyb, kdy planta provádí rotační pohyb v téže ose mediálně a její rozsah se uvádí $30 - 40^\circ$ (Véle, 2006). K supinaci a pronaci dochází v subtalárním kloubu a jejich pohyb je spojen s rotací bérce, jedná se o tzv. patentový mechanismus (viz Příloha 3, s. 94). Pronace kalkaneu je spojena s vnitřní rotací bérce a při supinaci kalkaneu dochází současně k zevní rotaci bérce. K supinaci a pronaci dochází v uzavřeném kinematickém řetězci, kdy dohází k pohybům zatížené nohy. V otevřeném kinematickém řetězci, kdy je noha nezatížená, dochází k pohybům do inverze a everze. Tyto pohyby jsou komplexní a složené. Při inverzi dochází k supinaci, plantární flexi a addukci nohy. Everze je složená z pohybů nohy do pronace, dorzální flexe a abdukce. Pohyb do inverze je omezen ligamenty na dorzolaterální ploše. Při maximální everzi talus naráží na zevní kotník a proto je tento pohyb omezen kostní bariérou (Kapandji, 1987; Vařeka et al., 2008).

Mezi další důležité mechanismy nohy patří sdružený pohyb kolenního kloubu s rotací bérce. Při flexi v koleni dochází současně k pohybu bérce do vnitřní rotace. Extenze kolenního kloubu je spojena se zevní rotací bérce. Další mechanismus se týká uzamčení / odemknutí transverzotarzálního kloubu. Pokud dojde v subtalárním kloubu k supinaci

kalkaneu, uzamkne se transverzotarzální kloub. Jeho odemknutí je naopak spojeno s pronací kalkaneu (Vařeka et al., 2008).

1.4 Typologie nohy

Každá noha je výjimečná a odlišná svojí délkou, šířkou i tvarem. Vařeka et al. (2003) popisují několik typologií. Antropologická typologie má výhodu ve své jednoduchosti, vypovídá však málo o anatomii či funkci nohy. Klasická klinická typologii se u nás velmi často používá, zohledňuje anatomické poznatky, avšak nedostatečně popisuje funkci nohy. Nejlépe propracovanou typologií je Rootova tzv. funkční typologie nohy. Obsahuje poznatky jak z anatomie, tak i kineziologie a patokineziologie. U nás tato typologie není dobře známá a tím i nevyužívaná. V zahraničí je však velmi oblíbená a používaná pro klinickou diagnostiku (Klementa, 1987; Vařeka et al., 2003).

1.4.1 Antropologická typologie nohy

Antropologická typologie využívá tzv. digitální formule, která je založená na určení vzájemného poměru délek jednotlivých prstů nohy. Podle této digitální formule se noha dělí na tři základní typy, ke kterým se připojuje ještě čtvrtý neobvyklý typ. Mezi tři nejčastější typy nohy patří egyptská, řecká a polynéská noha (Klementa, 1987; Vařeka et al., 2003).

Egyptská noha

Egyptská noha se vyskytuje u většiny evropské populace, proto bývá také často označována jako obyčejný typ. Tento typ nohy můžeme vidět i na sochách egyptských faraónů. Palec je ze všech prstů nejdelší a ostatní prsty se postupně směrem k malíku zkracují. Digitální formule se označuje $1 > 2 > 3 > 4 > 5$. Tento typ se také vyznačuje největší distální prominencí I. metatarzu a tím i nejdelším I. paprskem, který bývá často přetěžován. Lidé s tímto typem nohy mají sklon ke vzniku hallux vagus nebo hallux rigidus (Vařeka et al., 2003).

Řecká noha

Řecký typ nohy můžeme vidět na klasických řeckých sochách. Klementa (1987) však poukázal ve své knize na skutečnost, že přítomnost tohoto typu nohy na řeckých sochách je spíše důsledkem restaurátorských prací, které na sochách byly vykonány až v pozdější době a ve které byl tento typ nohy považován za ideál krásy. Typický je pro ně nejdelší druhý prst. Digitální formule se tedy píše $1 < 2 > 3 > 4 > 5$. U tohoto typu dochází ke zvýšené zátěži na II. metatarz a může být tak často přetěžován. Během ontogenetického vývoje se mění vzájemný poměr délky jednotlivých prstů. Během raných stádií fetálního vývoje je největší distální prominence třetího prstu. Později jej předrostle druhý prst a u většiny lidí je nakonec nejdelší první prst. Řecký typ nohy tak lze vnímat z hlediska ontogeneze jako zastavení vývoje (Vařeka et al., 2003).

Polynéska noha

Polynéska noha se v Evropě vyskytuje jen u 9% populace. Jsou pro ni typické stejné délky pro první dva nebo dokonce až čtyři prsty a připomíná tak obdélníkový tvar. Její digitální formule se zapisuje $1 = 2 > 3 > 4 > 5$ nebo $1 = 2 = 3 = 4 > 5$. Z tohoto důvodu se jí také říká kvadratický typ (Vařeka et al., 2003).

1.4.2 Klasická klinická typologie nohy

Klasická klinická typologie vznikla na základě tripodního modelu. Tento model Dylevský (2009) popisuje třemi opěrnými body a těžištěm mezi těmito body, které má těleso, aby bylo stabilní. U nohy tvoří místa opory hrbol patní kosti, hlavička I. a V. metatarzu. Mezi těmito místy se nachází dva systémy kleneb, které mají za úkol nejen chránit měkké části chodidla, cévy a nervy před útlakem, ale jsou také důležité pro pružné odvíjení plosky. Klasická klinická typologie hodnotí a dělí nohy podle ortopedického konceptu propadlých oblouků. Rozeznává tři základní typy – plochá, normální a vysoká noha. Tato typologie je u nás často používaná, i když v zahraničí ji považují za překonanou a dávají přednost funkční typologii (Vařeka et al., 2009).

1.4.3 Funkční typologie nohy

Autorem funkční typologie nohy je Merton L. Root, který upřednostňoval dynamickou funkci nohy před statickou strukturou. Root si všiml, že v základním postavení nohy je osa distální třetiny bérce shodná s osou zadní plochy paty a také shody roviny plosky pod přednožím a zánožím. Odlišnosti od tohoto základního postavení, považuje za odchylky, které souvisí s poruchou funkce nohy. Původně byla na přelomu 50. a 60. let 20. století vytvořena Rootem základní funkční typologie, která obsahovala varózní zánoží, varózní předonoží, valgózní předonoží a normální typ. Později byly doplněny jeho spolupracovníky a následovníky i další podtypy a variace (viz Tabulka 1). Funkční typologie nám pomáhá při odhalení příčiny bolesti v různých etážích dolní končetiny nebo v oblasti bederní páteře. Velký význam má typologie při řešení ortotických pomůcek v rámci konzervativní terapie nebo i při speciální individuální úpravě sportovní obuvi. Funkční typy nohy u mužů a žen se liší. V práci, kterou zpracovali Vařeka et al. (2008), byl zjištěn u mužů statisticky významně největší výskyt typu varózní zánoží. U žen se oproti tomu nejčastěji vyskytoval typ valgózní předonoží a varózního zánoží (Vařeka et al., 2008; Vařeka et al., 2009).

Tabulka 1. Funkční typy a podtypy (upraveno podle Vařeka et al., 2008)

Typ	Podtyp
varózní zánoží	kompensované
	částečně kompensované
	nekompensované
varózní předonoží	kompensované
	částečně kompensované
	nekompensované
valgózní předonoží	flexibilní
	semiflexibilní
	rigidní
normální	

1.5 Zatížení nohy ve stoji

I když stojíme klidně a uvolněně, považujeme tento stav za dynamický, jelikož se i při něm objevují drobné pohyby. Při stoji na obou končetinách se tělesná hmotnost přenáší přes hlezenní klouby na talus, kde se rozdělí do tří směrů. Noha se pak opírá o podložku třemi opěrnými body. Při zatížení se chodidlo oploští a rozšíří. Mediální paprsek mírně poklesne, kalkaneus se sníží a talus se posune směrem dolů a dozadu. Pata nese velkou část zátěže, proto je důležitá její stabilita. Dále se opora přenáší směrem k I. a V. metatarzu. Pokud dojde k patologickému zatížení nohy, nese pata až polovinu hmotnosti těla a dochází k jejímu přetěžování. Dugl (1989) popisuje, že měkké tkáně chodidla fungují jako elastický nárazník a při zatížení dochází k přenosu bodových tlaků skeletu na větší kontaktní plochy. Chodidlo obsahuje velké množství exteroceptorů, v kloubech jsou přítomny proprioreceptory a ve svalech a šlachách svalové vřetenka a Golgiho tahová tělíska. Všechny tyto receptory registrují a přenášejí informace o pohybu, ale i vnějším a vnitřním prostředím, do vyšších etází, kde jsou zpracovány a automaticky řídí zpětnou vazbu a korekci. Ve stoji zůstává stavba chodidla i klenba zachována a to bez aktivace svalů. Ve fyziologickém postavení nohy nám stačí k udržení vazivový aparát. Ve stoji spočívá větší zatížení na patách v porovnání s předonožím. Dugl (1989) uvádí, že tlak pod hlavičkami metatarzů kolísá mezi hodnotami 5 – 15 N/cm², zatímco tlak pod patou dosahuje až hodnot 11 – 40 N/cm². Při klasickém stoji jsou z metatarzů nejvíce zatěžovány III. a IV. paprsek. Při stoji na špičkách spočívá největší zatížení na I. paprsku. Noha má díky své jedinečné anatomické stavbě vysokou odolnost při zatížení. Pokud však dojde častou nadměrnou zátěží k přetížení vazivového a následně i svalového aparátu, dochází ke zhroucení klenby a dalším strukturálním deformitám (Dugl, 1989; Vařeka et al., 2009).

1.6 Zatížení nohy při chůzi

Pro lidskou chůzi je typická bipedální chůze, které umožní jedinci přesun z místa na místo. Noha je při chůzi v přímém kontaktu s podložkou a zpětnou vazbou z proprioreceptorů a exteroceptorů udržuje vzpřímené držení těla a umožní reagovat na nerovnosti terénu. Nožní klenba je při chůzi velmi důležitá, umožní pružný nášlap chodila a tlumí nárazy. Noha má funkci statickou a dynamickou. V rámci statické funkce poskytne tělu spolehlivou oporu a nosné vlastnosti. Dynamická funkce nohy se uplatňuje při lokomoci, např. při odrazu (Dungl, 1989).

Chůze se skládá z fáze stojné a švihové. Stojná fáze zaujímá téměř 62% celého krokového cyklu. Švihová fáze, kterou označujeme také jako dynamickou nebo kročnou, tvoří zbývajících 38% z cyklu. Procentuální vyjádření času se mění v závislosti na rychlosti chůze. Se snižující rychlostí se prodlužuje doba trvání přenosu oběma dolními končetinami. Při běhu je naopak přenos končetin vyřazen a nahrazen letovou fází, během které není ani jedna končetina v kontaktu s podložkou (Dungl, 1989).

Noha má při krokovém cyklu několik důležitých funkcí. Při došlapu dochází k pronaci zánoží a Chopartův kloub se odemkne. Chodidlo tlumí dopad při přenosu váhy a přizpůsobuje se terénu. Při odrazu dochází naopak k supinaci zánoží, Chopartův kloub se uzamyká a noha prochází švihovou fází (Vařeka et al., 2009).

1.7 Evoluční vývoj lidské nohy

Lidská noha, jak ji známe dnes, nedospěla ke svému tvaru hned. Její vývoj trval miliony let. Na vyvíjení nohy mají vliv zevní podmínky prostředí. Lidská noha se pomalu, avšak neustále mění, a proto ani dnešní tvar nohy není konečný (Ledvinková, 1999).

Během evolučního vývoje došlo u lidské nohy ke změně v její stavbě i funkce. Ruka přestala být využívána k lokomoci a tuto funkci převzala výhradně dolní končetina. Muselo tedy u ní dojít k adaptaci na vzpřímené držení těla a bipedální lokomoci.

Lidská noha se od nohy primátů odlišuje nejen funkcí, ale i délkovým poměrem oddílů nohy. U šimpanze připadá 32% délky nohy na tarsus, 33% na metatarsus a 35% tvoří prsty. U člověka se prodloužil tarsus na 52% délky nohy, metatarsus tvoří 30% a na články prstů připadá pouze 18% z celkové délky nohy. Tato přestavba souvisí se změnou funkce, kdy bylo nutné zvětšit stabilní oddíl nohy.

Rozdíl nacházíme i v klenbě. Spousta primátů má sice náznak podélné klenby, ale pouze u lidské nohy nalezneme plně vyvinutou podélnou i příčnou klenbu. Lidská noha umožňuje rozložení zátěže na jednotlivé paprsky, avšak na rozdíl od primátů postrádá jejich flexibilitu a je spíše rigidní.

Další odlišností lidské nohy je postavení palce. U primátů se nachází částečné natočení palce proti ostatním prstům. Bříška prstů jsou zase mírně natočeny k palci. Takové postavení nohy umožňuje úchop a šplhání. Člověk ztratil mobilitu palce na noze na úkor dokonalého přenosu tělesné hmotnosti (Dungl, 1989, Vařeka et al., 2009).

1.8 Plochá noha

Noha se skládá z 26 kostí, 107 vazů a 19 svalů. Tím, že člověk přešel během evoluce k bipedální lokomoci, vytvořila se na jeho plosce příčná a podélná klenba. Klenby slouží k pružnému nášlapu na podložku. Existuje spousta deformit nohy. Mezi nejčastější ortopedické vady patří poruchy nožní klenby. Plochá noha je termín, který definuje abnormální snížení klenby nebo její úplné vymizení (Dungl, 1989; Dylevský, 2009; Šifta, 2007). Dylevský (2009) je názoru, že na udržení nožní klenby se podílejí tři faktory: postavení kostí, napětí vazů, které spojují jednotlivé kosti, a samozřejmě také aktivita svalů. Vařeka a Yanac-Paredes (2008) se domnívají, že významný vliv má také řídicí funkce centrální nervové soustavy.

Vařeka at al. (2009) se zabývali vznikem pojmu plochá noha. Ve své knize píší, že prvním, kdo do praxe zavedl tento pojem, byl Durlacher již v roce 1845. Whitman se domníval, že pro stabilizující funkci nohy je nejdůležitější svalová aktivita a pokud dojde k jejich oslabení, objevují se bolesti a dochází k přetížení vazů i dalších svalů. Při používání ortézy využíval bolestivého tlaku na os naviculare a domníval se, že tím dojde k supinaci nohy a podpoří i nožní klenbu. Roku 1874 přišel Thomas s nápadem používat na podporu klenby podpatěnku. Roberts v roce 1914 využíval supinačního klínu, který umístil pod kalkaneus. Roku 1927 byla vytvořena Schusterem kombinovaná vložka nazývaná Whitman-Robertsova.

Podélná klenba je založena již od narození. V kojeneckém věku je však mediální strana chodidla vyplněna tukovým polštářem. Otisk chodidla kojenců připomíná plochou nohu, od druhého roku věku je patrné přibývajícím mediokonkávním vyklenutím. Pokud v předškolním věku toto vyklenutí chybí nebo je dokonce v konvexitě, považujeme nález za patologický. Při stožení na špičkách se fyziologicky aktivně vytvoří klenba. Pokud se typické klenutí nevytvoří, hovoříme o plochých nohách (Dungl, 1989; Frejka, 1970).

Je-li plochá noha zatížena tělesnou hmotností, dochází k pronaci patní kosti pod talus. Přední okraj patní kostice posune laterálně a dorzálně. Následně dojde k poklesu hlavičky talu plantárně a mediálně. Pokud lig. calcaneonaviculare plantare neposkytne oporu pro hlavičku talu, pokračuje hroucení klenby subluxací os naviculare. Hlavičky metatarzů jsou propadlé a neexistuje zde žádná příčná klenba. Zátěž je pak následně přenášena na všechny prsty. U pronované nohy je zatížen nejvíce první prst a noha je tak oslabena z důvodu nerovnoměrného rozložení zátěže (Dungl, 1989).

1.8.1 Příčiny

Příčiny vzniku ploché nohy jsou velmi rozmanité. Obecně je dělíme na vrozené a získané. Vrozená plochá noha je nejčastějším důsledkem vrozeně strmého talu nebo koalice tarzálních kostí. Vrozeně strmý talus je vzácná deformita nohy a její etiologie nebyla zatím zcela objasněna. Talus je v tomto případě ve vertikálním postavení, současně dochází k ekvinozitě kalkaneu a dorzální luxaci os naviculare. Následkem je vznik rigidní ploché nohy. U koalice tarzálních kostí se jedná o abnormální spojení dvou nebo více kostí tarzu. Toto spojení může mít podobu kostěnou, chrupavčitou nebo vazivovou. Výskyt této deformity je menší než 1% a etiologie není známá, nejspíše se jedná o poruchu segmentace a diferenciacie primitivního mezenchymu, kdy se nevytvoří kloubní štěrbina (Dungl, 1989).

Získaná plochá noha může být způsobena z několika příčin a proto ji dělíme do několika skupin.

Získaná plochá noha:

1. způsobená chabostí vazů
 - dětská flexibilní plochá noha
 - součást generalizovaných syndromů (morbus Down, Marfanův syndrom, Ehlersův-Danlosův syndrom ad.)
2. způsobená svalovou slabostí a dysbalancí
 - akcesorní os naviculare s insuficiencí m. tibialis posterior
 - myopatická plochá noha
 - poranění periferních nervů
 - míšní afekce (poliomyelitis anterior)
 - dětská mozková obrna
3. artritická plochá noha
 - zánětlivá poškození kloubů nohy při revmatoidní artritidě
 - traumatická artritida
4. plochá noha z kontraktur
 - peroneální spastická plochá noha
 - získaná kontraktura m. triceps surae

(Dungl, 1989; Adamec, 2005)

Medek (2003) řadí mezi příčiny vzniku získané ploché nohy i posttraumatické stavy, kdy časté poranění vazů hlezenního kloubu vede k jeho nestabilitě, přetížení vazů a následnému poklesu klenby. Šifta (2007) také mezi příčiny přiřazuje nestabilní hlezenní kloub a dlouhodobé nošení nevhodné obuvi. Ledvinková (1999) je také názoru, že pokles klenby je způsoben přetěžováním končetin. Gallo et al. (2011) popisuje, že získaná plochá noha u dospělých vzniká jako důsledek nepoměru mezi velikostí zátěže a nosností nohy. Rizikové faktory, které usnadňují vznik ploché nohy dělí na vnitřní a vnější (viz Tabulka 2, s. 22).

Faria (2010) tvrdí, že pokud u zdravých lidí dojde k úrazu v oblasti dolních končetin a současně mají i vyšší hodnotu BMI, mohou následovat strukturální změny, které vedou k narušení klenby nohy. Stejný vliv může mít i vyšší věk, kdy při fyziologickém procesu stárnutí dochází k chátrání kosterní struktury. Autor (Faria, 2010) ve své studii zkoumá, jestli existuje vztah mezi tělesnou hmotností, věkem, zvýšeným napětím v m. triceps surae a nožní klenbou u žen po menopauze. Studie se zúčastnilo 81 žen po menopauze, které byly dále rozděleny na tři skupiny podle typu struktury klenby. Šlo o skupiny s plochou, normálně klenutou a lukovitou nohou. Výrazné rozdíly byly nalezeny ve vlivu BMI mezi skupinami s lukovitou a normální nohou, a také mezi skupinou s plochonožím a lukovitou nohou. Závěrem autor uvádí, že obézní lidé jsou více náchylní k přetížení struktur nohy, které vedou k poklesu podélné klenby. Aurichio (2010) do své studie ke vztahu BMI přiřadil starší populaci lidí ve věku okolo 69 let. Ve svém výzkumu měl skupinu obézních probandů a k ní kontrolní skupinu, v obou byli lidé ženského i mužského pohlaví. Obézní muži měli z důvodu nadměrného zatížení chodidel větší tendenci mít chodidla v pronačním postavení. U obézních žen docházelo častěji v poklesu klenby a diagnostice ploché nohy v porovnání s neobézní kontrolní skupinou.

Tabulka 2. Rizikové faktory spojené se získanou plochou nohou u dospělých (Gallo et al., 2011)

Vnitřní	Vnější
Tendinopatie m. tibialis posterior	Nadváha
Zkrácená Achillova šlacha, m. gastrocnemius	Práce vyžadující dlouhé stání
Vrozené vady pojiva	Úrazy
Neurologické poruchy vedoucí ke svalové dysbalanci	
Hormonální změny	
Chronická žilní insuficience	
Dětská plochá noha (např. strmý talus, tarzální koalice)	
Osteoporóza	

Legenda k tabulce 2: m. – musculus
např. – například

1.8.2 Klinický obraz

Plochá noha, která je flexibilní zpočátku u dětí nebolí. Starší děti s nadváhou nebo dospělí se často stěžují na bolest oblasti vnitřního kotníku a subtalárního kloubu. Tyto bolesti se objevují nejčastěji při delší chůzi nebo stoji, kdy dochází k přetížení a únavě. Podle Sosny et al. (2001) se u těžších stupňů plochonoží objevují bolesti i v klidu a mohou následně vznikat druhotné artrotické změny. Bolesti se často šíří do bérce, kde dochází i ke křečím lýtkových svalů. Časté jsou také otoky a varixy dolních končetin, pocit těžkých nohou a otlaky na plosce. Při dlouhodobé chůzi, která z důvodu zborcení klenby není pružná, dochází k bolestem i ve vyšších etážích. Lidé s plochonožím často udávají bolesti kyčelních kloubů a v bederní páteři. Bolesti se zvyšují při nadměrné zátěži a při nošení nevhodné obuvi. Na obuvi si můžeme všimnout asymetrického sešlapání. V takovém případě je třeba vyloučit jinou příčinu nestejnomyšerného zatěžování chodidel, např. nestejnou délku končetin. U lidí s plochonožím často dochází ke zkrácení m. triceps surea (Adamec, 2005; Dungl, 1989; Medek, 2003). Mezi objektivní příznaky patří valgózní postavení paty, kdy laterální hrana může až ztrácet kontakt s podložkou. Předonoží je v abdukčním a pronačním postavení. Při chůzi nedochází k odvíjení plosky. Došlap na podložku je tvrdý, jelikož noha ztrácí funkci pružníku (Kolář et al., 2009).

1.8.3 Diagnostika

K vyšetření stupně závažnosti ploché nohy se využívá otisk plosky na plantografu. Hodnocení stupňů se liší podle autorů. Podle Sosny a kol. (2001) dochází u 1. stupně k oploštění klenby při zatížení, po odlehčení se klenba vyrovná. U 2. stupně trvá pokles klenby i v odlehčení, pasivně však lze nohu vymodelovat do normálního tvaru. Oploštělou klenbu 3. stupně již nelze pasivně zkorigovat a je zde patrné konvexní vyklenutí na mediální straně. Gallo et al. (2011) upřednostňují klasifikaci podle Stryhala:

1. stupeň – noha je unavená a přetížená, tvar nohy se zatím nezměnil a je normální, při vyšetření je patrná větší valgozita paty
2. stupeň – noha je ochablá, při zatížení klesá podélná klenba, v odlehčení se opět objeví
3. stupeň – nohu nazýváme flexibilní plochá noha, je trvale plochá, lze ji však pasivně zkorigovat do téměř normálního tvaru
4. stupeň – noha je rigidní, deformitu nelze pasivně zkorigovat, mediální okraj nohy je konvexní.

Klementa (1987) hodnotí plochonozí podle plantogramu, otisku plosky nohy. Stanovuje zde CSI, který se vypočítá poměrem největší a nejmenší šířky plantogramu. Místa šířky se nacházejí na kolmicích k laterální tečně plantogramy. Podle vypočítaných procent Klementa (1987) dělí plochou nohu na tři stupně (viz Tabulka 3)

Tabulka 3. Stupně ploché nohy (upraveno dle Klementa, 1987)

1. stupeň	45,1% - 50,0%	mírně plochá
2. stupeň	50,1% - 60,0%	středně plochá
3. stupeň	60,1% - 100,0 %	silně plochá

Dalším klinickým příznakem plochonoží je valgózní postavení paty, které určíme podle otisku plosky a hodnotu vypočítáme podle vzorce:

$$(1/2 AB - AC) \times 100 / AB$$

A...poloha zevního kotníku

B...poloha vnitřního kotníku

C...střed otisku paty

Pozitivní hodnota indexu znamená valgózní postavení paty. Negativní hodnoty jsou přítomny u paty ve varózním postavení.

Dále se hodnotí extenzní test palce. Při vyšetření stojí jedinec lehce rozkročen a pasivně dochází k extenzi palce. Odpovědí u zdravé klenby je zvýšení její mediální části a současná zevní rotace tibie. O intermediální výsledek se jedná, když dojde k elevaci klenby, ale bez zevní rotace tibie. Test se hodnotí jako negativní v případě nevybavení ani jednoho fenoménu (Dungl, 1989).

K vyšetření a diagnostice ploché nohy se často používají také zobrazovací metody. Pomocí vyšetření ultrazvukem nebo na magnetické rezonanci lze zobrazit tendosynovialitidu m. tibialis posterior nebo pozorovat stav lig. calcaneonaviculare. Při podezření na tarzální koalici je vhodnější vyšetření pomocí CT (Computed Tomography). Standardně se však při vyšetření hlezenního kloubu používá rentgenový snímek. Ten se zhotovuje ve dvou projekcích – dorzoplantární a bočná. Snímkování se vždy provádí k v plné zátěži (Gallo et al., 2011).

1.8.4 Konzervativní terapie

U dospělých pacientů se plochá noha začíná léčit téměř vždy konzervativně. Základem je správná obuv. Doporučuje se správné vedení paty, aby nebyla ve valgózním postavením. Podpatek by neměl být příliš vysoký, vhodný je maximálně do 3 – 4 cm. Samozřejmostí je vytvarovaná stélka. Podélná nožní klenba se podpírá vložkami. Často si lidé kupují sériově vyráběné vložky do bot, což není ideální. Vhodnější je, aby byla pacientovi podle otisku nohy zhotovená individuální vložka na míru. Metatarzální srdíčka se požívají na podepření příčné klenby. Měl by je však vždy odborně nacentrovat ortopedický protetik. U těžkých deformit se vždy doporučuje komplexní úprava obuvi nebo zhotovení ortopedické obuvi přímo na míru (Medek, 2003).

Frejka (1976) doporučuje u jedinců s bolestivou plochou nohu na několik týdnů vyloučit zatížení. V této době je noha často v nesprávném pronovaném postavení, proto je nutné ji zkorigovat a následně zafixovat sádrovým obvazem na 4 týdny. Pokud je noha velmi bolestivá, aplikujeme před korekcí novokainový roztok do talonavikulárního kloubu, v těžším případě lze provést korekci v narkóze. Po sejmutí obvazu je nutné rozcvíčení a uvolnit tak pohyby v nohou. K uvolnění se indikují teplé koupele, mobilizace kloubů, ale nezbytnou součástí je cvičení svalů nohy. Teprve po plném uvolnění bolestivé a ztuhlé nohy se předepisují ortopedické vložky, které zlepšují klenbu nohy a brání pronačnímu postavení nohy.

Pravidelní cvičení nohou je velmi vhodné a důležité pro svaly, klouby, ale i senzomotoriku chodidla. Provádíme mobilizace kloubů nohy a udržujeme jejich hybnost. Cvičení a pohyb dolních končetin udržují celkovou kondici a zároveň fungují jako svalová pumpa a zabraňují městnání krve v dolních končetinách. Důležité je také protahování svalů, aby nedošlo ke vzniku kontraktur. U lidí s plochýma nohama se často zkracuje m. triceps surae a při únavě pociťují bolesti v lýtkách. Zkrácení lýtkového svalstva vyšetříme pasivní dorzální flexí hlezna při extendovaném kolenním kloubu. (Dungl, 1989; Medek, 2003). Podle Jandy (2004) nejde o zkrácení, pokud lze v hlezenním kloubu dosáhnout alespoň 90° postavení. V případě, že do 90° chybí 5°, jedná se o malé zkrácení. Velké zkrácení se projeví, když do postavení 90° chybí více jak 5°.

Senzomotorická stimulace

Autory této metodiky jsou český rehabilitační lékař a neurolog, profesor Vladimír Janda a rehabilitační pracovnice Marie Vávrová. Metodika vychází z koncepce o dvou stupních motorického učení. Během prvního stupně dochází k seznámení a zvládnutí nového pohybu a vytvoření paměťové stopy a funkčního spojení v mozku. Během této fáze je důležitá aktivita mozkové kůry, především oblast senzorická a motorická, umístěné v parietálním a frontálním laloku. Řízení pohybu na kortikální úrovni je ovšem velmi náročné a únavné. Proto se snažíme ve druhém stupni motorického učení přesunout řízení pohybu na nižší, podkorová regulační centra. Tento typ řízení pohybu je rychlejší a méně únavný. Nevýhodou je, že zafixovaný stereotyp na této úrovni lze velmi obtížně změnit. Cílem senzomotorické stimulace je přejít v pohybu k automatické aktivaci určitých svalů, aby pohyby či pracovní úkony nevyžadovaly významnou kortikální kontrolu. V této metodě jde o ovlivnění pohybového stereotypu pomocí struktur kožních receptorů, proprioreceptorů, velký význam mají receptory plosky nohy a také šijových svalů. Receptory plosky se stimulují aktivací m. quadratus plantae, kdy dochází k zvýraznění klenby a klinické praxi mluvíme o „malé“ noze. Při takovém postavení nohy dochází je změně postavení kloubů nohy a také k odlišnému rozložení tlaků v kloubech. Janda et al. (1992) popisují, že výhodnější je samostatná izolovaná aktivace m. quadratus planta, bez zapojení dlouhých plantárních flexorů.

Během cvičení se postupuje od distálních částí k proximálním. Začíná se tedy nejprve s korekcí chodidla a dále se postupuje ke kolenům, pánvi a výše. Při cvičení jsou chodidla bosá, z důvodu lepšího vnímání podložky a také zvýšení aference z plosky. Během cvičení nesmí docházet k bolesti a nevhodná je také aktivace svalů přes únavu. Nejprve je pacient pasivně veden, následuje aktivní cvičení s dopomocí, samostatné aktivní cvičení, kdy terapeut pouze koriguje postavení až pacient zvládne korekci provést i sám. Cvičení probíhá v různých variacích a náročnost se postupně zvyšuje. Z počátku se učí cvik na pevné stabilní podložce, po zvládnutí se přechází i na labilní plochy a k balanční pomůckám. Mezi základní pomůcky, které se při senzomotorické stimulaci využívají, patří kulové a válcové úseče, balanční sandály, točna, minitrampolína, balanční nafukovací míče a další (Janda et al, 1992; Pavlů, 2003).

Efekt senzomotorický stimulace byl pozorován u pacientů po náhradě předního zkříženého vazy. 14 pacientů bylo rozděleno do dvou skupin. U experimentální skupiny

byly ke standardní fyzioterapeutické péči navíc zařazeny prvky senzomotorické stimulace, kontrolní skupina měla „pouze“ běžný terapeutický program. Po 4 týdnech fyzioterapie byly porovnány výsledky obou skupin. U experimentální skupiny byl zjištěn signifikantně vyšší nárůst svalové hmoty při měření obvodových rozměrů 15 cm nad patelou a výrazně vyšší nárůst svalové síly extenzorů kolenního kloubu. U skupiny se senzomotorickou stimulací bylo také zlepšeno taktilní vnímání z plosky oproti kontrolní skupině (Pavlů et al, 2001).

Vložky

Obor, který se zabývá a řeší zhotovování ortopedických vložek či obuvi, se nazývá kalceotika. Ortopedické vložky se vkládají přímo do obuvi a mají schopnost funkčně ovlivnit interakci chodidla s podložkou. Existují vložky poloviční či tříčtvrteční. Vhodnější je však použití celé komplexní ortopedické vložky, která koriguje podélnou a zároveň i příčnou klenbu nohy. Ortopedické vložky můžeme rozdělit podle jejich funkce na pasivní a aktivní. Pasivní vložky se dále dělí na podpěrné a plastické. Podpěrné vložky slouží k podpoře klenby. Ke korekci u nich dochází pomocí tzv. srdíček nebo polštářů. Plastické vložky jsou vytvořeny podle přesného odlitku nohy a jsou zhotoveny z termoplastických materiálů. Mezi aktivní vložky patří tzv. Spitzzyho stélky a detorzni vložky. Spitzzyho vložky mají v místě klenby kuličku, která má za úkol facilitaci plosky klenby. K tvarování klenby tak dochází reflexní cestou. Detorzni vložky jsou v oblasti paty opatřeny klínem na vnitřní straně a klínem na zevní straně v místě předonoží. Ve zdravotnických potřebách lze zakoupit velké množství vložek do obuvi, všechny jsou však sériově vyráběné a „nesedí“ tak svému majiteli přímo na míru. Proto je mnohem vhodnější a užitečnější nechat si zhotovit individuální vložky, které co nejlépe korigují chodidlo konkrétního člověka. Při závažnějších deformitách, kdy dochází např. k vysoké valgozitě paty, je nutné zhotovit i individuální ortopedickou obuv (Gallo et al., 2011; Sosna et al., 2001).

Taping

Název je odvozen z anglického slova tape (tejp), což znamená páska, kterou obvazujeme části těla. Tato metoda slouží k fixaci kloubů nebo svalových skupin za pomoci látkové pásky, která se lepí přímo na kůži (Flandera, 2006; Pilný et al., 2007).

Taping má svůj význam v mnoha případech. Základní indikační použití se dělí do čtyř skupin.

1. Preventivní použití u nepoškozeného pohybového aparátu

Používá se u zdravého člověka jako prevenci v extrémně pohybově náročné situaci, kdy může hrozit poškození, např. kloubů. Jedná se o preventivní použití při pohybu na nerovném nebo jinak nebezpečném terénu. Uplatnění se v tomto případě nachází všude tam, kde by mohlo dojít k přetížení vazů nebo svalů. Při opakovaných doskocích na dolní končetiny je vhodné tapping nožní klenby, při košíkové nebo odbíjené lze zpevnit hlezenní kloub a u tenisty je výhodný tapping zápěstí a ruky pro pevnější úchop (Flandera, 2006; Hnízdil et al., 1989).

2. Preventivní použití u pohybového aparátu, který byl dříve poškozený

Pokud dojde k úrazům nebo i mikrotraumatům ve svalové tkáni, hojení probíhá formou vzniku jizvy, která má sníženou pevnost a větší náchylnost k opakovaným úrazům. Opakovaná traumata způsobují kloubní nestabilitu a při nadměrném nekoordinovaném pohybu dochází k bolesti a destrukci kloubních struktur. U nestabilních kloubů je proto vhodný taping z důvodu zamezení dalších mikrotraumat a poškození pohybového aparátu (Flandera, 2006; Hnízdil et al., 1989).

3. Indikace léčebné

Taping lze použít i u již vzniklých problémů. Uplatnění nachází při natažení svalů nebo vazů, u distorzí nebo i luxací. Využívá se také k fixaci prstů z důvodu zlomeniny. Správným tapingem se zamezí pohybu do krajních poloh, umožní odlehčení poškozené části těla a poskytne tak čas na regeneraci (Flandera, 2006; Hnízdil et al., 1989).

4. Indikace rehabilitační

A v neposlední řadě nachází taping uplatnění také při doléčování poškození určité části těla po úraze nebo operaci pohybového aparátu (Flandera, 2006; Hnízdil et al., 1989).

Tak jako každá metoda má i taping své výhody a nevýhody. Mezi nepříznivé účinky mohou patřit pocity svědění a zhoršení hygienického procesu takto ošetřené končetiny. Subjektivně však lidé vítají tuto metodu, protože jim zvyšuje pocit jistoty, zkracuje dobu nutného léčebného zásahu a odstraňuje pocit nemohoucnosti. Mezi další výhody patří dostupnost materiálu a snadná manipulace s páskou. Taping nezpůsobuje další funkční problémy, člověk s tapem na podporu nožní klenby se pohodlně vleze do obuvi (Flandera, 2006).

Taping nožní klenby

U nožní klenby můžeme tape použít jako prevenci při delší chůzi, sportu nebo při jiné pohybově náročné situaci, kdy dochází k nadměrnému zatěžování nožní klenby. Při již vzniklé ploché noze pomáhá tlumit bolesti a také pasivně podporuje klenbu a umožní pružnější nášlap chodidla.

Na podporu příčné klenby se vytvoří základní otočka pevnou páskou o šířce 2 – 4 cm. Pásku vedeme od středu dorzální části chodidla pod klouby prstů od palce k malíku a vracíme se zpět k výchozímu bodu. Pokud chceme podpořit i podélnou klenbu nalepíme pásku na základní tape příčné klenby pod palec a pokračuje volným oblepování za patní kost a vracíme se zpět na plantu chodidla, kde končíme tape v místě pod palce, kde jsme začínali. Druhou část pásky nalepíme opět na základní otočku příčné klenby s tím rozdílem, že tentokrát je výchozí bod pod malíkem. Opět lepíme pásku až za patní kost a vracíme se zpět pod malík. Na závěr oblepíme otočku, které kopíruje pásku příčné klenby. Po celou dobu pásku nenatahujeme a neutahujeme, pouze volně lepíme, aby nebylo chodidlo příliš pevně stažené (Flandera, 2006).

1.8.5 Operační terapie

Podélně plochá noha u dospělých se indikuje k operačnímu výkonu pouze ojediněle. Dochází k tomu v případě, že pacient má obtíže, které nereagují na konzervativní léčbu. V takovém případě se přistupuje k operačnímu výkonu trojí déza subtalárního kloubu (Medek, 2003).

Příčně plochá noha se operuje častěji. Dochází k osteotomii metatarzů podle Hellala nebo Volfa. Dalším řešením je operace podle Hoffmana, při které dochází k resekci hlaviček II. - V. metatarzu (Sosna et al., 2001).

Gallo et al. (2011) ve své knize popisuje operaci, pomocí které lze korigovat flexibilní plochou nohu prodloužením laterálního pilíře nohy. Tento typ operace se provádí především u mladších pacientů. Během zákroku se koriguje valgózita paty, abdukční postavení v talonavikulárním kloubu a zvedá se mediální klenba. Dalším typem operace je korekce valgózního postavení paty pomocí osteotomie patní kosti, kde dochází k posunu distálního fragmentu i s úponem Achillovy šlachy mediálním směrem. Trojí dézu subtalárního kloubu doporučují autoři Gallo et al. (2011) u fixovaných rigidních deformit. Autoři také zdůrazňují že indikace k operaci vychází ze stupně deformity a závažnosti nohy (viz Tabulka 4).

Tabulka 4. Stadia vývoje ploché nohy u dospělých a jejich terapie (Gallo et al., 2011)

Stadium	Popis	Operační terapie
I	Noha je zatím bez deformity	Tenosynovektomie šlachy m. TP nebo mediální skluzná osteotomie patní kosti
II	Flexibilní plochá noha s (IIb) či bez (IIa) větší abdukce střední nohy a subluxace v TN kloubu	Šlachový přenos, mediální skluzná osteotomie patní kosti, prodloužení laterálního pilíře nohy, limitovaná artrodéza TN a CC kloubu
III	Fixovaná plochá noha	Artrodéza všech kloubů sub talo (trojí déza)
IV	Kombinovaná deformita nohy a hlezna	Artrodéza sub talo v kombinaci s ošetřením poškozeného hlezenního kloubu (pantalární artrodéza)

Legenda k tabulce 4: m. – musculus, TP – tibialis posterior

TN – talonavikulární, CC – kalkaneokuboidní

1.9 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost, která nám umožní držet vzpřímené postavení těla. Reaguje přitom a změny zevních i vnitřních sil a udržuje tělo, aby nedošlo k neřízenému pádu. Lidské tělo je ve vzpřímeném postoji přirovnáváno k modelu obráceného kyvadla. Opěrná báze je relativně malá a těžiště těla oproti tomu uloženo poměrně vysoko. Z tohoto důvodu se řadí stoj mezi labilní rovnovážné polohy. Labilní rovnovážnou polohu definujeme jako stav, kdy těžiště po vychýlení klesá. Současně vznikají momenty sil, které těleso z jeho polohy vychýlí a k opětovnému návratu do původní polohy je potřeba vykonat práci (Janura et al., 2007).

Zásadní význam pro udržení posturální stability má zraková, vestibulární a propioceptivní složka. Simoneau et al. (1995) je názoru, že pokud dojde k poškození zraku, zhoršuje se posturální stabilita o 41%, zatímco při poruše vestibulárního aparátu se stabilita sníží pouze o 4%. Největší význam však přisuzuje proprioceptorům, při jejich poškození, dochází k vzrůstu posturální nestability o 66%, což je dokonce více než při poruše zrakového a vestibulárního aparátu dohromady (viz Obrázek 1, s. 32).

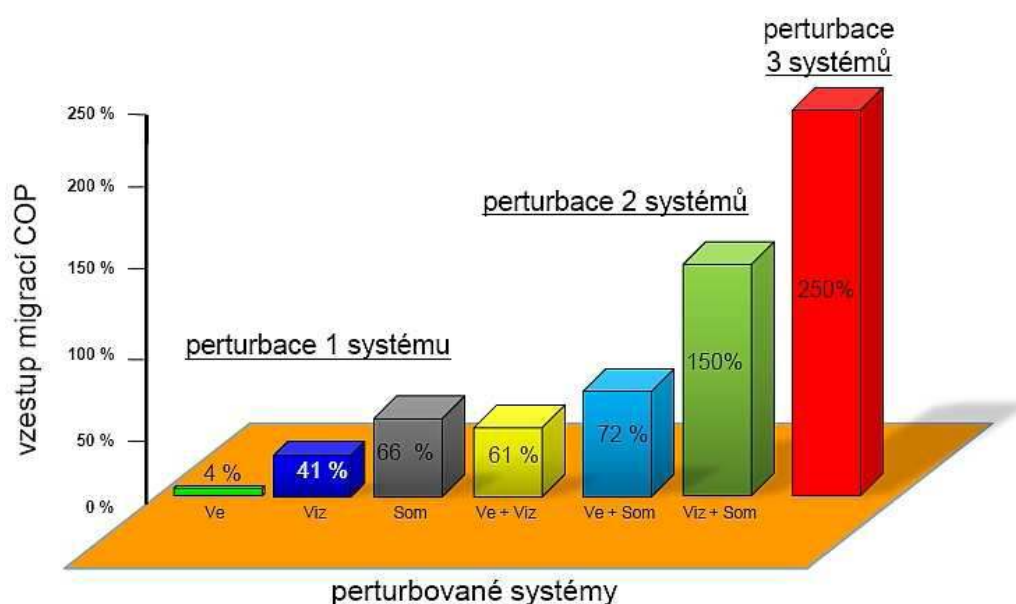
Strategie, které se používají k zajištění posturální stability, dělíme na statické a dynamické. Statické strategie udržují rovnováhu pomocí hlezenního a kyčelního mechanismu. Hlezenní mechanismus se uplatňuje v předozadním směru a kyčelní strategie v laterolaterálním. Anatomickou strukturou je dáno, že stranová stabilita je lepší, zatímco v předozadním směru je zajištěna relativně velká volnost pohybu, která je důležitá zejména pro lokomoci. Svaly hlezna mají z důvodu kratší páky menší účinnost než svaly v okolí kyčelního kloubu. Hlezenní strategie se využívá při stoji, kdy výrazně nepůsobí vnější síly. V případech, kdy z důvodu výrazných sil vnějšího prostředí, hlezenní strategie nestačí, dochází k použití kyčelního mechanismu za účelem udržení rovnováhy. Dynamická strategie využívá pro zajištění posturální stability úkroku či chycení se pevné opory. V případě, že k udržení rovnováhy není dostatečná ani dynamická strategie, dochází k zařazení programu řízeného pádu (Vařeka, 2002b).

Proces, při kterém je snaha o udržení posturální stability, se dělí na několik fází. V první fázi dochází k zhodnocení konkrétní situace pomocí sensorického systému. Během druhé fáze se získané informace příslušnými centry vyhodnotí a vybere se vhodný program. Ve třetí fázi se aktivují eferentní cestou příslušné svalové skupiny.

Při výběru vhodného programu a strategie hraje důležitou roli i předchozí zkušenosti (Vařeka, 2002b).

Posturální stabilitu ovlivňují faktory, z nichž za nejdůležitější se považují biomechanické a neurofyziologické. Významný vliv však hraje podle Vařeky (2002b) také psychické vlivy. Mezi biomechanické faktory patří velikost opěrné plochy, hmotnost a postavení segmentů těla konkrétní osoby. Důležitá je také výška těžiště nad zmíněnou opěrnou plochou a charakter kontaktu, ve kterém jsou chodidla s podložkou. Z neurofyziologických faktorů hraje důležitou roli již výše zmíněná multisenzorická integrace zraku, vestibulárního aparátu a proprioreceptorů. Významné informace přicházejí také z kožních receptorů. Pro zajištění posturální stability je důležitá optimální míra excitability nervového systému a nezbytnou roli hraje také kvalitní regulační mechanismy (Kolář et al., 2009).

Obrázek 1. Závislost pohybů COP při ovlivnění sensorických systémů u zdravého jedince (Simoneau et al., 1995)



Legenda k obrázku 1:

COP - Centre of Pressure (působíště reakční síly)

Ve - vestibulární aparát

Viz - zrakový systém

Som - somatosenzorický systém

1.10 Posturografie

Posturografie je dynamografická vyšetřovací metoda, která je založená na měření reakční síly ve třech rovinách na tenzometrické plošině. Síly mohou být změřeny při statických i dynamických situacích. Z naměřených hodnot se pak vypočítá působíště vektoru reakční síly podložky, které umožní kvantifikovat posturální stabilitu. Výstupními hodnotami jednotlivých testů jsou hodnoty časové, silové a vzdálenostní (Vařeka, 2002a; Vařeka, 2002b).

Kineziologická laboratoř Fakultní nemocnice v Olomouci je vybavena posturografem firmy Neurocom[®], který se skládá z modulu Smart EquiTest System a Balance Master System.

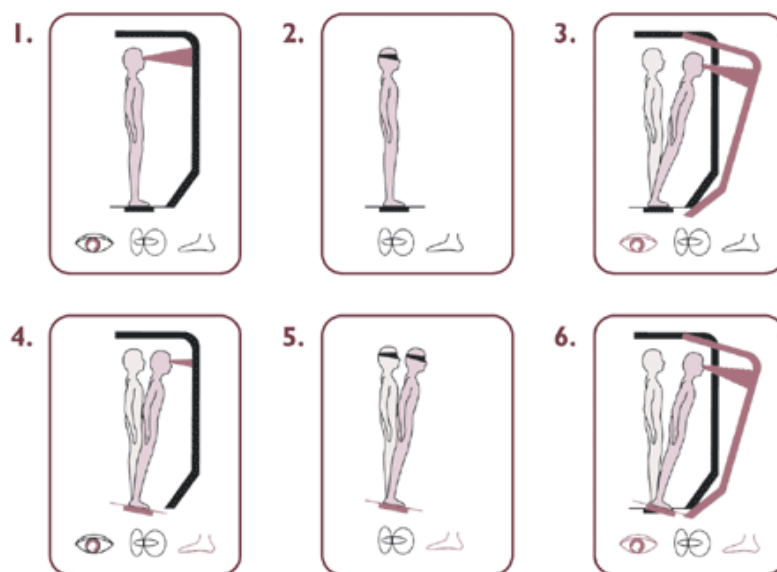
V našem měření byl použit modul Smart EquiTest System, který se skládá z pohyblivé duální tenzometrické plošiny a pohyblivé kabiny. Na plošině, v její střední části, jsou vyznačeny linie, podle nichž má vyšetřovaný umístěná chodidla. Poloha chodidel je nastavena podle tělesné výšky vyšetřovaného. Tento modul hodnotí efektivitu posturální stabilizace ve vzpřímeném bipedálním stoji, přičemž okolní podmínky jsou nastaveny podle výběru jednotlivých testů. Při testování našich probandů jsme zvolily Senzory Organization Test (SOT), Motor Control Test (MCT) a Unilateral Stance (US)

1.10.1 Senzory Organization Test

SOT hodnotí tři smyslové systémy, které přispívají k posturální kontrole. Jsou jimi vizuální, vestibulární a somatosenzorický systém. Testuje se celkem šest podmínek (viz Obrázek 2, s. 34), z nichž každý probíhá ve třech opakováních. Každý pokus trvá 20 sekund. Test hodnotí parametry Equilibrium Score, Strategy Analysis a COG (center of gravity) Alignment. Equilibrium Score kvantifikuje vertikální projekci těžiště do podložky. Hodnotí procentuální vyjádření stability. Předpokládá se, že vyšší hodnota tohoto parametru ukazuje lepší posturální stabilitu vyšetřovaného. Strategy Analysis ukazuje, zda u vyšetřované osoby převažuje kyčelní nebo kotníková strategie. Zdravý a stabilní jedinci reagují na výchylky plošiny či kabiny především hlezenní strategií. U méně stabilních pacientů je objevuje převaha kyčelní strategie. COG Alignment hodnotí průměrné postavení vertikální projekce těžiště do podložky během jednotlivých testů (<http://resourcesonbalance.com>).

Obrázek 2. Sensory Organization Test

(<http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/sensoryImpairment/SOT.aspx>)



Sensory Organization Test

Legenda k obrázku 2:

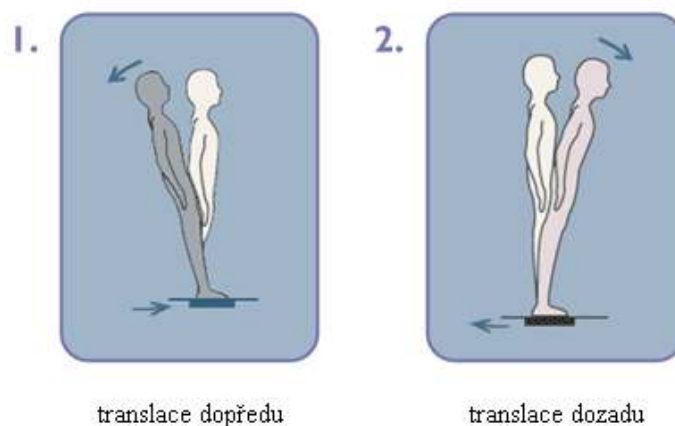
1. – podmínka 1: Pacient stojí s otevřenými očima na fixní podložce, kabina je též fixní
2. – podmínka 2: Pacient stojí se zavřenými očima na fixní podložce, kabina je též fixní
3. – podmínka 3: Pacient stojí s otevřenými očima na fixní podložce, kabina se pohybuje
4. – podmínka 4: Pacient stojí s otevřenými očima na pohyblivé podložce, kabina je fixní
5. – podmínka 5: Pacient stojí se zavřenými očima na pohyblivé podložce, kabina je fixní
6. – podmínka 6: Pacient stojí s otevřenými očima na pohyblivé podložce, kabina též pohybuje

1.10.2 Motor Control Test

Tento test vyšetřuje efektivitu posturálních reakcí při translaci plošiny. Posun plošiny je možný dvěma směry – dopředu a dozadu (viz Obrázek 3, s. 35). Pro každý směr lze zvolit tři velikosti podtrhu, u našeho testování jsme zvolily střední a velkou velikost. MCT hodnotí tři parametry: průměrné rozložení tělesné hmotnosti během translací, hodnotu latence reakce na zevní podnět a amplitudu aktivní silové odpovědi na podtrh plošiny (<http://resourcesonbalance.com>).

Obrázek 3. Motor Control Test

(<http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>)



Legenda k obrázku 3:

1. – translace plošiny dopředu
2. – translace plošiny dozadu

1.10.3 Unilateral Stance

Tento test hodnotí rychlost posturálních výchylek během stoji na jedné dolní končetině. Nejprve se testuje stoj na levé dolní končetině s otevřenýma, poté se zavřenýma očima. Následuje stoj na pravé dolní končetině opět nejprve s otevřenýma a následně se zavřenýma očima. Při stoji na jedné noze je proband kontrolován, aby stál po celou dobu vyšetřování se zdviženou nohou v 90° flexi v kyčelním kloubu. Každý pokus lze provést ve třech opakováních, z nichž každý trvá 10 sekund. Test hodnotí parametr s průměrnou rychlostí posturálních výchylek a také procentuálně vyjadřuje rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou (<http://resourcesonbalance.com>).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cílem práce je zjistit, zda existují rozdíly v posturální stabilitě u osob s plochonožím ve srovnání s lidmi, kteří mají klenbu vytvořenou. Dalším cílem je porovnat posturální stabilitu u osob s plochonožím před a po korekci tapingem.

Dílčím cílem je posouzení subjektivních příznaků u osob s plochonoží před a po aplikaci tapingu a zda má na snížení klenby vliv hodnota BMI.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka č. 1

Existují rozdíly v posturální stabilitě u osob s plochonožím a normální nohou?

Ho1: Není statisticky významný rozdíl v parametru Equilibrium SOT u experimentální a kontrolní skupiny.

Ho2: Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vzad u experimentální a kontrolní skupiny.

Ho3: Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vpřed u experimentální a kontrolní skupiny.

Ho4: Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity US při otevřených očích u experimentální a kontrolní skupiny.

Ho5: Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity US při zavřených očích u experimentální a kontrolní skupiny.

Vědecká otázka č. 2

Existují rozdíly v posturální stabilitě u osob s plochonožím před a po korekci tapingem?

Ho6: Není statisticky významný rozdíl v parametru Equilibrium SOT u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.

Ho7: Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vzad u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.

Ho8: Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vpřed u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.

Ho9: Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity US při otevřených očích u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.

Ho10: Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity US při zavřených očích u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.

Vědecká otázka č. 3

Existují rozdíly v hodnotách BMI u osob s plochonožím a normální nohou?

Ho11: Není statisticky významný rozdíl v parametru BMI u experimentální a kontrolní skupiny.

3 METODA VÝZKUMU

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Do naší studie bylo zařazeno celkem 20 probandů, které jsme rozdělili do dvou skupin – experimentální a kontrolní skupina. Experimentální skupinu (viz Příloha 5, s. 96) tvořilo 10 probandů obou pohlaví v poměru 5 : 5 (ženy : muži). Jejich průměrný věk byl 36,3 roku (v rozmezí 18 - 58 let). Průměrná výška činila 177,1 cm (s minimem 159 cm a maximem 200 cm). Průměrná hmotnost byla 85,3 kg (s minimem 59 kg a maximem 120 kg). Podmínkou zařazení do experimentální skupiny byla přítomnost plochonoží, které nebylo dosud konzervativně ani operačně řešené.

V kontrolní skupině (viz Příloha 6, s. 96) bylo taktéž 10 probandů, všichni s normální nohou. Zastoupení pohlaví v této skupině bylo v poměru 8 : 2 (ženy : muži). Průměrný věk byl 27,8 let (v rozmezí 23 – 49 let). Průměrná výška této skupiny činila 170, 4 cm (s minimem 163 cm a maximem 187 cm) a průměrná hmotnost 63,7 kg (s minimem 53 kg a maximem 76 kg). Podmínkou zařazení do této skupiny bylo normální noha stanovená pomocí CSI a nepřítomnost operace v oblasti nohy v anamnéze.

U všech probandů byl proveden otisk plosky a stanoven CSI, podle kterého byli rozdělení do experimentální nebo kontrolní skupiny. U probandů s plochonožím byl určen stupeň ploché nohy podle Klementy (1987).

3.2 Průběh měření

Vlastní měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Kliniky rehabilitace ve Fakultní nemocnici v Olomouci. Prostředí místnosti bylo klidné a s minimem akustických vjemů, které by probandy při měření rušily, a mohlo tak dojít ke zkreslení výsledků naměřených hodnot. Před začátkem měření všichni podepsali informovaný souhlas, kde byli seznámeni s průběhem měření a souhlasili s anonymním zpracováním a použitím získaných dat (viz Příloha 4, s. 95). Od všech probandů byly získány základní údaje a odebrána anamnéza. Byl proveden orientační otisk chodidla a následně změřen a vypočítán CSI. Otisk chodidla byl zhotoven obtiskem mokré nohy na papír, kde byly okamžitě zaznačeny důležité údaje, podle kterých se stanovil CSI. Probandi s nižší hodnotou než 45% byli zařazeni do kontrolní skupiny. Pokud byla hodnota vyšší 45,1% účastnili se probandi výzkumu v rámci experimentální skupiny. U probandů

s potvrzeným plochonožím byl následně zjištěn i stupeň ploché nohy podle Klementy (1987). Účastníci experimentální skupiny vyplnili také dotazník (viz Příloha 7, s. 97). Cílem dotazníku bylo zjištění subjektivních pocitů před aplikací tapingu. Dále následovala otázka i na subjektivní vnímání po aplikaci tapingu na plochou nohu, na tuto otázku však probandi odpovídali až po skončení měření. Výsledky dotazníku jsou zpracovány do tabulky a umístěné v přílohách (viz Příloha 8, s. 99).

Samotné měření probíhalo na modulu Smart EquiTest System firmy Neurocom®. Během posturografického měření byly provedeny tři testy. Měření testů probíhalo v tomto pořadí: SOT, MCT a US. U kontrolní skupiny se testy měřily pouze jednou. U experimentální skupiny probíhalo měření dvakrát – před a po aplikaci tapingu. Po vstoupení probanda do kabiny přístroje byla nastavená poloha chodidel, kdy vnitřní kotník byl nad širokou modrou linií a zevní kotník byl umístěn v závislosti na tělesné výšce vyšetřovaného nad průsečíkem široké modré linie a linií S, M, nebo T. Špičky směřovaly mírně od sebe. Po celou dobu měření byla poloha chodidel sledována a v případě posunu zkorigována. Proband byl instruován, aby stál vzpřímeně a měl ruce volně podél těla.

Během testu SOT jsme měřili všech 6 podmínek (viz Obrázek 2, s. 34). U všech situací jsme měřili 3 opakování a každý pokus trval 20 sekund.

Druhým vyšetřovacím testem byl MCT. Probandi byli informováni o pohybu podložky, netušili ovšem kterým směrem. Testovali jsme dva směry translace plošiny – dopředu i dozadu. Z třech možných rychlostí jsme vybrali pouze tu s největší rychlostí.

Posledním testem byl US. Nejprve byl testován stoj na levé dolní končetině při otevřených očích, následoval opět stoj na levé dolní končetině a proband byl předem instruován, že na pokyn dojde k zavření očí. Stoj na pravé dolní končetině byl nejprve změřen s otevřenýma, následně se zavřenýma očima.

U účastníků experimentální skupiny byl po absolvování testů aplikován taping na podélnou klenbu podle Flandery (2006) (viz Příloha 9 a 10, s. 100). Po nalepení tapu se probandi prošli po místnosti a následně byly okamžitě měřené všechny testy ve stejném pořadí.

U posturografických testu jsme sledovali a následně porovnávali tyto parametry:

- SOT - Equilibrium Score
- MCT - Latency
- US – Sway Velocity

Z anamnézy jsme zjistili hodnoty pro tělesnou výšku a váhu jednotlivých probandů. Z nich jsme pak následně vypočítali hodnotu BMI podle vzorce:

$$\text{BMI} = \text{tělesná váha (kg)} / \text{tělesná výška}^2 \text{ (m)}$$

Hodnoty nad 25 jsou považovány za nadváhu, nad 30 pro obezitu (Kohout et al., 2001).

3.3 Statistické zpracování získaných dat

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software Statistical Package For The Social Sciences, verze 15. Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti 0,05. Z naměřených dat byly vypočítány základní popisné statistické veličiny - průměr, medián, minimální hodnota, maximální hodnota, směrodatná odchylka.

Testy normality Shapiro-Wilk bylo testováno, zda data jsou normálně rozložena. Pokud signifikance tohoto testu je vyšší než 0,05, znamená to, že data mají normální distribuci. V takovém případě byly ke zpracování použity parametrické metody (dvouvýběrový t-test nebo párový t-test).

Pokud signifikance je menší než 0,05, data nejsou normálně rozložena a ke statistickému testování bylo vhodné použít neparametrické metody (Mann-Whitney testy nebo Wilcoxonovy párové testy).

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Vědecká otázka č.1 zní: „**Existují rozdíly v posturální stabilitě u osob s plochonožím a normální nohou?**“

Vědecká otázka byla rozdělena do 5 hypotéz (H₀₁-H₀₅). Cílem těchto hypotéz bylo zjistit, zda existují rozdíly v datech naměřených během posturografických testů (SOT, MCT, US), při kterých jsme se zaměřovali na hodnoty posturální stability a efektivity automatických posturálních reakcí.

4.1.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

Hypotéza H₀₁ zní: „**Není statisticky významný rozdíl v parametru Equilibrium SOT u experimentální a kontrolní skupiny.**“. Hodnotu Equilibrium, která udává posturální vyjádření stability, jsme zkoumali během posturografického testu SOT. Během vyšetřování byl parametr vypočítán ve všech šesti podmínkách. Statisticky byla zpracována data experimentální skupiny s plochonožím v porovnání s kontrolní skupinou, ve které měli všichni probandi normálně klenutou nohu. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 5, s. 42. Průměrné hodnoty Equilibrium experimentální a kontrolní skupiny jsou znázorněny v Grafu 1, s. 43. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Dvouvýběrový t-test, který je zobrazen v Tabulce 6, s. 42.

Tabulka 5. Popisná statistika k hypotéze H₀₁

Hodnoty Equilibrium												
Experimentální skupina							Kontrolní skupina					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
P1	10	94,8	95	97	91	1,963	10	94,33	95	96	89	2,366
P2	10	91,43	91,17	96	89	2,294	10	91,9	92,33	95	89	2,116
P3	10	89,833	89,335	92,67	86,67	2,33675	10	91,334	92,5	94,67	86,33	2,83854
P4	10	84,132	84,67	92,33	70,33	5,77405	10	84,233	84,5	91,67	69,67	6,34962
P5	10	63,733	65	80,33	46,33	9,74558	10	66,901	68,835	75	55	6,62576
P6	10	64,8	66	81	40	11,749	10	68,77	71,16	79	53	9,101

Legenda k tabulce 5:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka

P1 – P6...testované podmínky 1 – 6

Tabulka 6. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Dvouvýběrového t-testu u posturografického testu SOT – porovnání experimentální a kontrolní skupiny

	Levenův test shody rozptylů		t-test shody středních hodnot				
	F	Signifikance	t	Stupně volnosti	Oboustranná signifikance	Rozdíl průměrů	Standardní chyba rozdílu průměrů
P1	,088	,770	,480	18	,637	,467	,972
P2	,015	,904	-,471	18	,643	-,465	,987
P3	,538	,473	-1,291	18	,213	-1,50100	1,16266
P4	,160	,694	-,037	18	,971	-,10100	2,71399
P5	,769	,392	-,850	18	,406	-3,16800	3,72662
P6	,197	,662	-,844	18	,410	-3,965	4,700

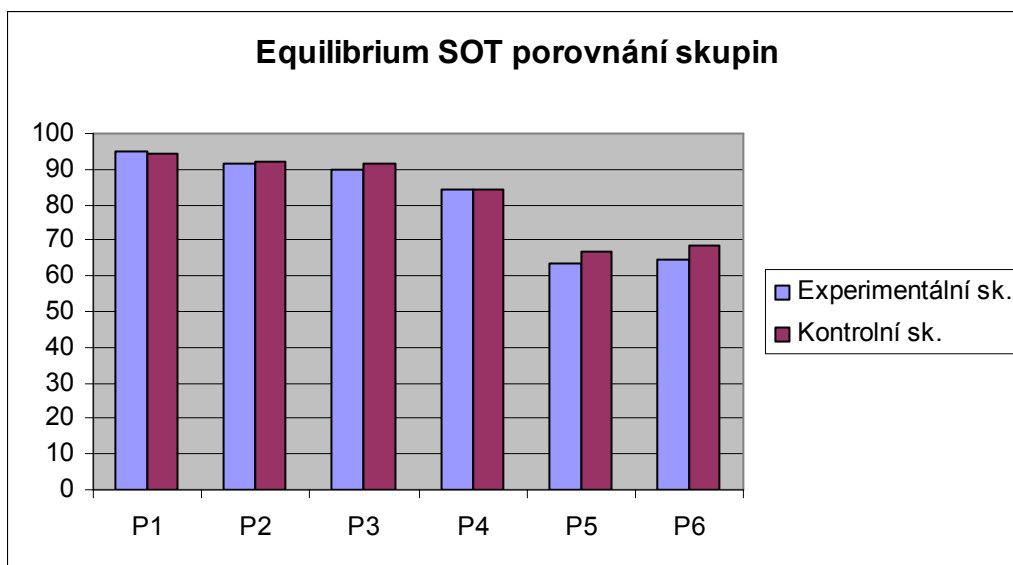
Legenda k tabulce 6:

F...testová statistika analýzy rozptylu

t...testová statistika Dvouvýběrového t-testu

P1 – P6...testované podmínky 1 – 6

Graf 1. Porovnání průměrných hodnot Equilibrium při testu SOT u experimentální a kontrolní skupiny



Legenda ke grafu 1:

osa x...P1 – P6... testované podmínky 1 – 6

osa y... hodnoty Equilibrium

U kontrolní skupiny byly naměřeny nepatrně vyšší hodnoty Equilibrium během testovacích podmínek P2 – P6. Tyto hodnoty však nebyly výrazné a dvouvýběrovým t-testem nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi probandy z experimentální a kontrolní skupiny. Oboustranná signifikance byla ve všech případech $p > 0,05$. Z tohoto důvodu nelze hypotézu H_01 zamítnout.

4.1.2 Výsledky k hypotéze H_02

Hypotéza H_02 zní: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT **podtrh vzad u experimentální a kontrolní skupiny.**“. Hodnotu Latency, udávající efektivitu reakce na zevní podnět, jsme měřili během posturografického testu MCT. Byla zvolena translace plošiny nejvyšší rychlostí směrem dozadu. Statisticky byla porovnávána data experimentální a kontrolní skupiny. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 7, s. 44. Průměrné hodnoty Latency experimentální a kontrolní skupiny jsou znázorněny v Grafu 2, s. 45. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Mann-Whitney test, který je zobrazen v Tabulce 8, s. 44.

Tabulka 7. Popisná statistika k hypotéze H₀₂

Hodnoty Latency												
	Experimentální skupina						Kontrolní skupina					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
Left (msec)	10	138	140	160	110	16,193	10	134	130	140	130	5,164
Right (msec)	10	135	135	150	110	13,54	10	131	130	140	110	8,756

Legenda k tabulce 7:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka

Left...levá dolní končetina

Right...pravá dolní končetina

msec...milisekundy

Tabulka 8. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Mann-Whitneyho testu u MCT podtrh vzad – porovnání experimentální a kontrolní skupiny

	LATENCY (msec) LEFT	LATENCY (msec) RIGHT
Mann-Whitneyho U	40,000	39,500
Z	-,799	-,841
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,424	,400

Legenda k tabulce 8:

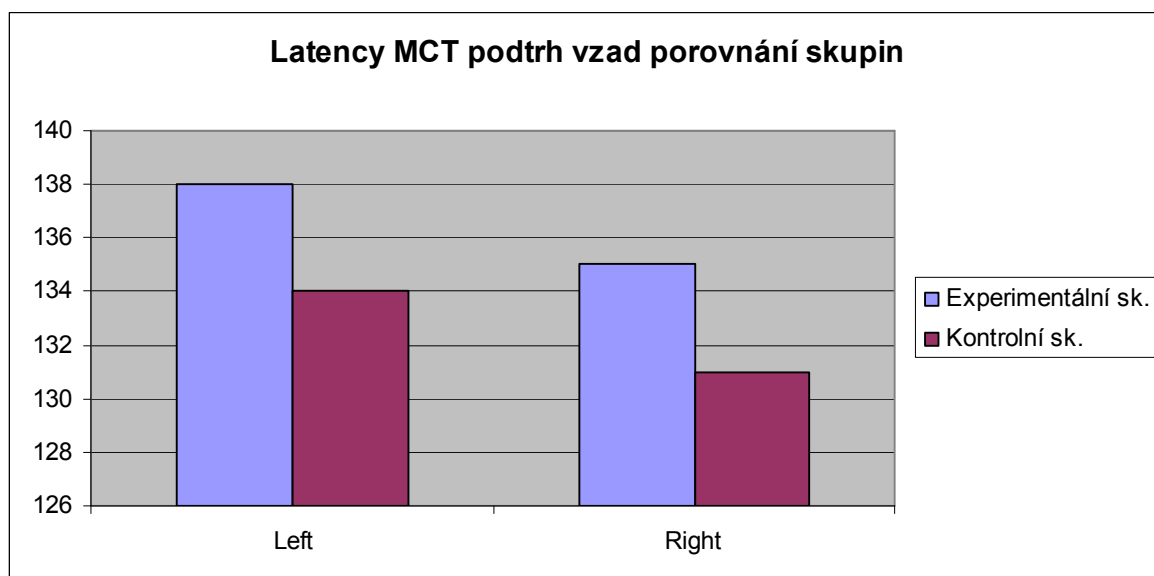
U...testová statistika Mann-Whitneyho testu

Z...Z-tranformace

Left...levá dolní končetina, Right...pravá dolní končetina

msec...milisekundy

Graf 2. Porovnání průměrných hodnot Latency při testu MCT podtrh vzad u experimentální a kontrolní skupiny



Legenda ke grafu 2:

osa x...Left – levá dolní končetina, Right – pravá dolní končetina

osa y... hodnoty Latency

U kontrolní skupiny byly během testu MCT s translací plošiny vzad naměřeny nižší hodnoty pro levou i pravou dolní končetinu v porovnání s hodnotami experimentální skupiny. Vyšší hodnoty Latency u experimentální skupiny znamenají nižší efektivitu reakce na zevní podnět. Vstupní data pro parametr Latency byl u experimentální skupiny pro levou dolní končetinu hodnocena s průměrem 138 a směrodatnou odchylkou 16,193. Pravá dolní končetina byla hodnocena s průměrem 135 a směrodatnou odchylkou 13,54. U kontrolní skupiny byla vstupní data pro parametr Latency hodnocena s průměrem 134 a směrodatnou odchylkou 5,164 pro levou dolní končetinu a s průměrem 131 a směrodatnou odchylkou 8,756 pro pravou dolní končetinu. Rozdíly hodnot však nebyly výrazné a pomocí testu Mann-Whitney nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi probandy z experimentální a kontrolní skupiny. Oboustranná signifikance byla ve všech případech $p > 0,05$. Z tohoto důvodu nelze hypotézu H_0 zamítnout.

4.1.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotéza H₀₃ zní: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT **podtrh vpřed u experimentální a kontrolní skupiny.**“. Ověřování hypotézy probíhalo pomocí posturografického testu MCT s translací plošiny vpřed nejvyšší rychlostí. Statisticky jsme porovnávali parametr Latency experimentální a kontrolní skupiny. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 9. Hodnoty Latency experimentální a kontrolní skupiny jsou znázorněny v Grafu 3, s. 47. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Dvouvýběrový t-test, který je zobrazen v Tabulce 10, s. 47.

Tabulka 9. Popisná statistika k hypotéze H₀₃

	Hodnoty Latency											
	Experimentální skupina						Kontrolní skupina					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
Left (msec)	10	124	125	140	110	11,7 38	10	124	120	140	110	10,75
Right (msec)	10	125	130	140	110	11,7 85	10	125	120	150	110	12,69 3

Legenda k tabulce 9:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka

Left...levá dolní končetina

Right...pravá dolní končetina

msec...milisekundy

Tabulka 10. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Dvouvýběrového t-testu u MCT podtrh vpřed – porovnání experimentální a kontrolní skupiny

	Levenův test shody rozptylů		t-test shody středních hodnot				
	F	Signifikance	t	Stupně volnosti	Oboustranná signifikance	Rozdíl průměrů	Standardní chyba rozdílu průměrů
LATENCY (msec) LEFT	,256	,619	,000	18	1,000	,000	5,033
LATENCY (msec) RIGHT	,000	1,000	,000	18	1,000	,000	5,477

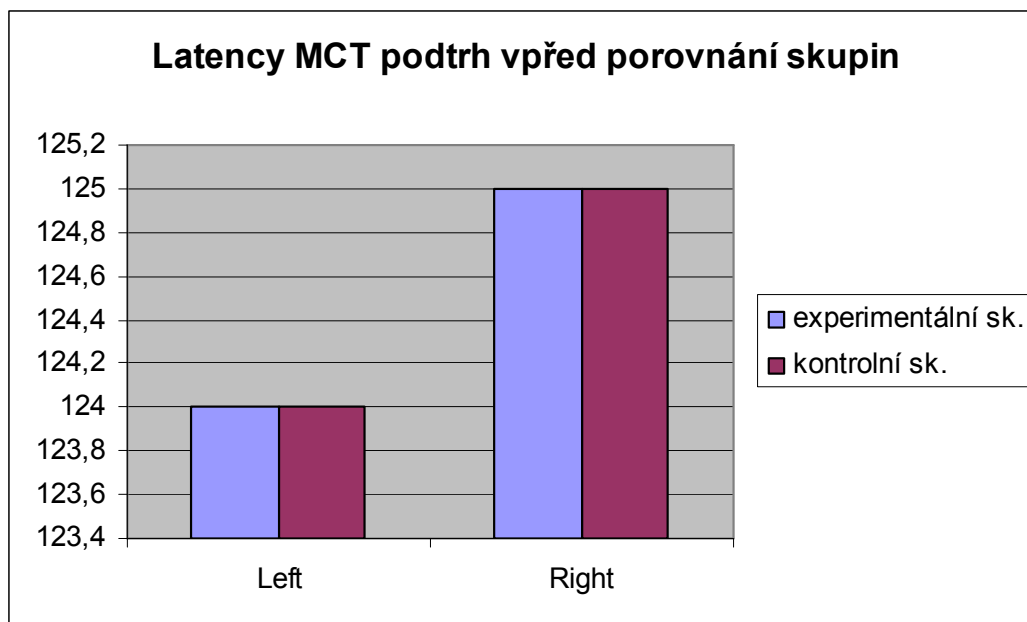
Legenda k tabulce 10:

F...testová statistika analýzy rozptylu

t...testová statistika Dvouvýběrového t-testu

Left...levá dolní končetina, Right...pravá dolní končetina, msec...milisekundy

Graf 3. Porovnání průměrných hodnot Latency při testu MCT podtrh vpřed u experimentální a kontrolní skupiny



Legenda ke grafu 3:

osa x...Left – levá dolní končetina, Right – pravá dolní končetina

osa y...hodnoty Latency

Vstupní data pro parametr Latency, testu MCT s translací plošiny vpřed, byla u experimentální skupiny pro levou dolní končetinu hodnocena s průměrem 124 a směrodatnou odchylkou 11,738. Pravá dolní končetina byla hodnocena s průměrem 125 a směrodatnou odchylkou 11,785. U kontrolní skupiny byla vstupní data pro parametr Latency hodnocena s průměrem 124 a směrodatnou odchylkou 10,75 pro levou dolní končetinu a s průměrem 125 a směrodatnou odchylkou 12,693 pro pravou dolní končetinu. Z tabulky popisné statistiky (viz Tabulka 9, s. 46) i grafu (viz Graf 3, s. 47) je patrné, že průměrné hodnoty Latency jsou u obou skupin totožné, a tak ani pomocí Dvouvýběrového t-testu nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi probandy z experimentální a kontrolní skupiny. Oboustranná signifikance byla ve všech případech $p > 0,05$. Z tohoto důvodu nelze hypotézu H_03 zamítnout.

4.1.4 Výsledky k hypotéze H_04

Hypotéza H_04 zní: „**Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity US při otevřených očích u experimentální a kontrolní skupiny.**“. Parametr Sway Velocity jsme měřili pomocí posturografického testu US, kdy probandi stáli na jedné dolní končetině při otevřených očích. Statisticky byla porovnána data experimentální a kontrolní skupiny. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 11, s. 49. Průměrné hodnoty Sway Velocity experimentální a kontrolní skupiny jsou znázorněny v Grafu 4, s. 50. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Mann-Whitney test, který je zobrazen v Tabulce 12, s. 49.

Tabulka 11. Popisná statistika k hypotéze H₀₄

Hodnoty Sway Velocity - EO												
	Experimentální skupina						Kontrolní skupina					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
Left P1	10	0,85	0,6	2,5	0,5	0,6258	10	0,68	0,6	1,1	0,4	0,2044
Left P2	10	0,71	0,7	1,0	0,5	0,1969	10	0,64	0,6	0,9	0,4	0,1506
Right P1	10	0,65	0,7	0,9	0,4	0,1509	10	0,7	0,7	0,9	0,4	0,17
Right P2	10	0,65	0,6	0,9	0,5	0,1509	10	0,76	0,7	1,6	0,4	0,3373

Legenda k tabulce 11:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka

EO...otevřené oči

Left...stoj na levé dolní končetině

Right...stoj na pravé dolní končetině

P1, P2...pokus 1, pokus 2

Tabulka 12. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Mann-Whitneyho testu u posturografického testu US při otevřených očích – porovnání experimentální a kontrolní skupiny

	Left - EO P1	Left - EO P2	Right - EO P1	Right - EO P2
Mann-Whitneyho U	49,5	40,5	41,5	40,5
Z	-0,039	-0,733	-0,668	-0,732
Asymtotická signifikance (oboustranná)	0,969	0,464	0,504	0,464

Legenda k tabulce 12:

U...testová statistika Mann-Whitneyho testu

Z...Z-transformace

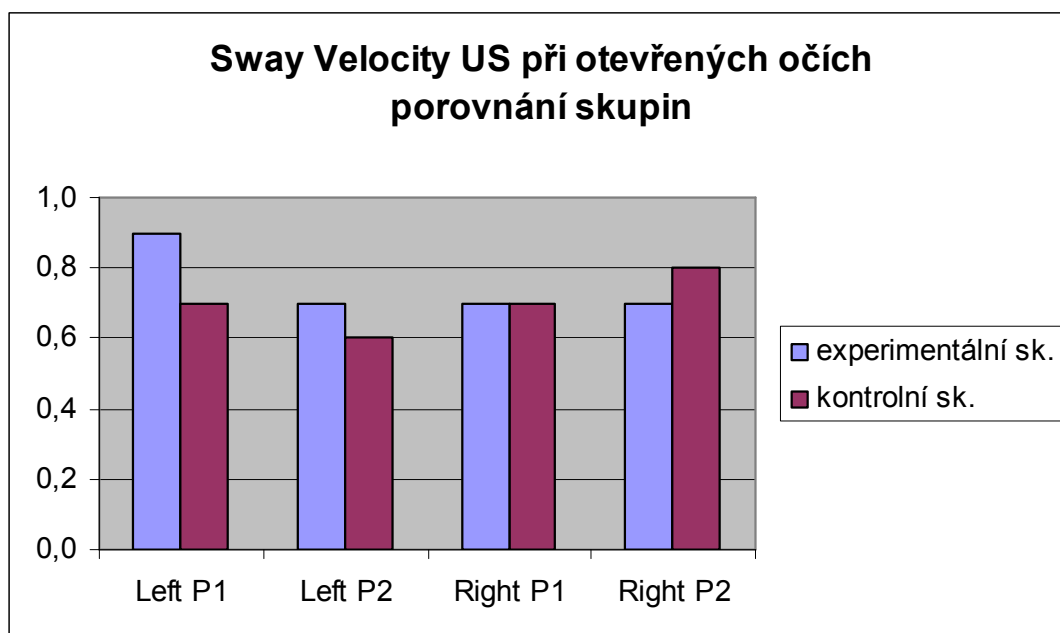
EO...otevřené oči

Left...stoj na levé dolní končetině

Right...stoj na pravé dolní končetině

P1, P2...pokus 1, pokus 2

Graf 4. Porovnání průměrných hodnot Sway Velocity během testu US při otevřených očích u experimentální a kontrolní skupiny



Legenda ke grafu 4:

osa x...Left – stoj na levé dolní končetině, Right – stoj na pravé dolní končetině

P1, P2 – pokus 1, pokus 2

osa y...hodnoty Sway Velocity

Vstupní data pro parametr Sway Velocity testu US při otevřených očích u experimentální skupiny při stoje na levé dolní končetině během prvního pokusu byla hodnocena s průměrem 0,85 a směrodatnou odchylkou 0,6258. U druhého pokusu byla hodnocena data s průměrem 0,71 a směrodatnou odchylkou 0,1969. Vstupní data pro stoj na pravé dolní končetině s otevřenými očima během prvního pokusu hodnocena s průměrem 0,65 a směrodatnou odchylkou 0,1509. U druhého pokusu stoje na pravé dolní končetině byla hodnocena data s průměrem 0,65 a směrodatnou odchylkou 0,1509.

Vstupní data pro parametr Sway Velocity testu US při otevřených očích u kontrolní skupiny při stoje na levé dolní končetině během prvního pokusu hodnocena s průměrem 0,68 a směrodatnou odchylkou 0,2044. U druhého pokusu byla hodnocena data s průměrem 0,64 a směrodatnou odchylkou 0,1506. Vstupní data pro stoj na pravé dolní končetině s otevřenými očima během prvního pokusu byla hodnocena s průměrem 0,7 a směrodatnou odchylkou 0,17. U druhého pokusu stoje na pravé dolní končetině byla hodnocena data s průměrem 0,76 a směrodatnou odchylkou 0,3373.

Během stoje na levé dolní končetině byla u obou pokusů naměřena hodnota posturálních výchylek vyšší u experimentální skupiny. Při stoji na pravé dolní končetině byly průměrné hodnoty během prvního pokusu totožné, během druhého pokusu dokonce vyšší u kontrolní skupiny. Rozdíly hodnot však nebyly výrazné a pomocí testu Mann-Whitney nebyly prokázány statisticky významné rozdíly mezi probandy z experimentální a kontrolní skupiny. Oboustranná signifikance byla ve všech případech $p > 0,05$. Z tohoto důvodu nelze hypotézu H_04 zamítnout.

4.1.5 Výsledky k hypotéze H_05

Hypotéza H_05 zní: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity US při zavřených očích u experimentální a kontrolní skupiny.“. Parametr Sway Velocity jsme měřili pomocí posturografického testu US, kdy probandi stáli na jedné dolní končetině při zavřených očích. Statisticky byla porovnána data experimentální a kontrolní skupiny. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 13. Hodnoty Sway Velocity experimentální a kontrolní skupiny jsou znázorněny v Grafu 5, s. 52. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Mann-Whitney test, který je zobrazen v Tabulce 14, s. 52.

Tabulka 13. Popisná statistika k hypotéze H_05

	Hodnoty Sway Velocity - EC											
	Experimentální skupina						Kontrolní skupina					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
Left P1	10	3,96	1,95	12,0	1,2	4,274	10	1,74	1,55	2,8	1,3	0,4766
Left P2	10	7,85	12,0	12,0	1,3	5,361	10	2,65	1,75	12,0	1,0	3,307
Right P1	10	8,85	12,0	12,0	1,3	5,0729	10	3,52	1,5	12,0	1,1	4,4763
Right P2	10	5,85	2,3	12,0	1,0	5,3110	10	1,52	1,4	2,4	1,1	0,4638

Legenda k tabulce 13:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka

EC...zavřené oči

Left...stoj na levé dolní končetině, Right...stoj na pravé dolní končetině

P1, P2...pokus 1, pokus 2

Tabulka 14. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Mann-Whitneyho testu u posturografického testu US při zavřených očích – porovnání experimentální a kontrolní skupiny

	Left - EC P1	Left - E P2	Right - EC P1	Right - EC P2
Mann-Whitneyho U	32	23,5	21,5	21,5
Z	-1,37	-2,056	-2,262	-2,171
Asymtotická signifikance (oboustranná)	0,171	0,04	0,024	0,03

Legenda k tabulce 14:

U...testová statistika Mann-Whitneyho testu

Z...Z-tranformace

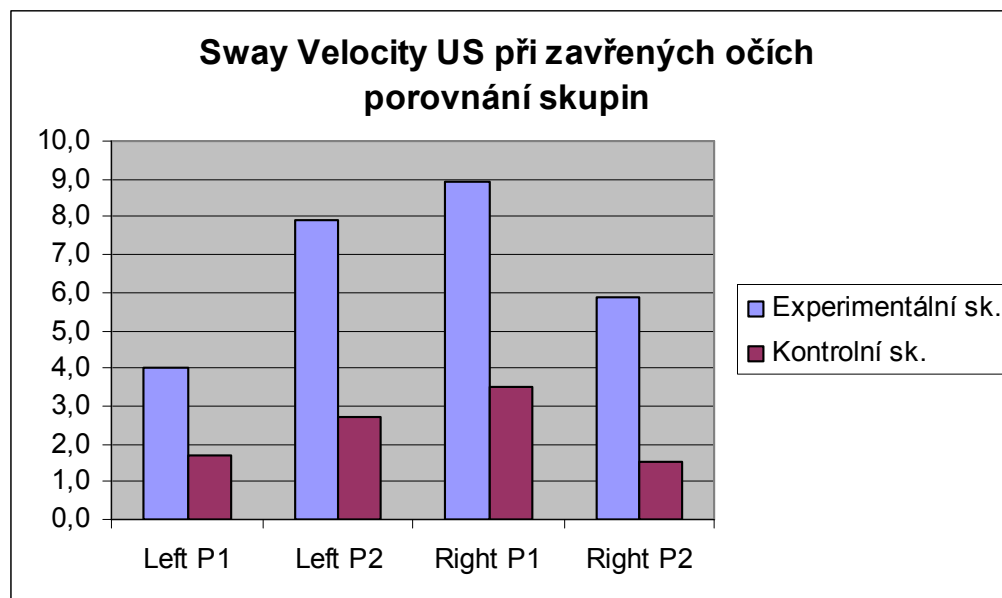
EC...zavřené oči

Left...stoj na levé dolní končetině

Right...stoj na pravé dolní končetině

P1, P2...pokus 1, pokus 2

Graf 5. Porovnání průměrných hodnot Sway Velocity během testu US při zavřených očích u experimentální a kontrolní skupiny



Legenda ke grafu 5:

osa x...Left – stoj na levé dolní končetině, Right – stoj na pravé dolní končetině

P1, P2 – pokus 1, pokus 2

osa y... hodnoty Sway Velocity

Vstupní data pro parametr Sway Velocity testu US při zavřených očích byla u experimentální skupiny při stoji na levé dolní končetině během prvního pokusu hodnocena s průměrem 3,96 a směrodatnou odchylkou 4,274. U druhého pokusu měla data průměr 7,85 a směrodatnou odchylku 5,361. Vstupní data pro stoj na pravé dolní končetině se zavřenými očima během prvního pokusu byla hodnocena s průměrem 8,85 a směrodatnou odchylkou 5,0729. U druhého pokusu stoje na pravé dolní končetině byla hodnocena data s průměrem 5,85 a směrodatnou odchylkou 5,3110.

Vstupní data pro parametr Sway Velocity testu US při zavřených očích byla u kontrolní skupiny při stoji na levé dolní končetině během prvního pokusu hodnocena s průměrem 1,74 a směrodatnou odchylkou 0,4766. U druhého pokusu měla data průměr 2,65 a směrodatnou odchylku 3,307. Vstupní data pro stoj na pravé dolní končetině se zavřenými očima během prvního pokusu byla hodnocena s průměrem 3,52 a směrodatnou odchylkou 4,4763. U druhého pokusu stoje na pravé dolní končetině byla hodnocena data s průměrem 1,52 a směrodatnou odchylkou 0,4638.

Během stoje na jedné dolní končetině byla u všech pokusů naměřena hodnota posturálních výchylek vyšší u experimentální skupiny v porovnání s kontrolní skupinou. Statisticky zpracovaná data pomocí testu Mann-Whitney prokázala statisticky významně vyšší hodnoty u experimentální skupiny při stoji na levé dolní končetině během druhého pokusu, kdy hodnota statistické významnosti byla $p = 0,04$. Během stoje na pravé dolní končetině byly statisticky významně vyšší hodnoty u obou pokusů. Při prvním pokusu byla vypočítána statistická významnost $p = 0,024$, při druhém pokusu $p = 0,03$. Pro stoj na levé dolní končetině při prvním pokusu však byla oboustranná signifikance $p > 0,05$. Z tohoto důvodu nelze hypotézu H_0 zcela zamítnout.

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka č. 2 zní: „Existují rozdíly v posturální stabilitě u osob s plochonožím před a po korekci tapingem?“

Vědecká otázka byla rozdělena do 5 hypotéz (H06-H010). Cílem těchto hypotéz bylo zjistit, zda existují rozdíly v datech naměřených během posturografických testů (SOT, MCT, US), při kterých jsme se zaměřovali na hodnoty posturální stability a efektivitu automatických posturálních reakcí. Naměřené parametry byly porovnány u experimentální skupiny před a po korekci plochonoží tapingem.

4.2.1 Výsledky k hypotéze H06

Hypotéza H06 zní: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Equilibrium SOT u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.“. Statisticky byla zpracována data experimentální skupiny, u které byl porovnáván parametr Equilibrium před a po korekci plochonoží tapingem. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 15. Průměrné hodnoty Equilibrium experimentální skupiny před a po korekci jsou znázorněny v Grafu 6, s. 55. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Párový t-test, který je zobrazen v Tabulce 16, s. 55.

Tabulka 15. Popisná statistika k hypotéze H06

	Hodnoty Equilibrium											
	Experimentální skupina – před korekcí						Experimentální skupina – po korekci					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
P1	10	94,8	95	97	91	1,963	10	94,099	94,33	96,33	90,33	2,04957
P2	10	91,43	91,17	96	89	2,294	10	90,6	90,84	95	86	3,383
P3	10	89,833	89,335	92,67	86,67	2,33675	10	91,733	91,67	94,33	89,67	1,34864
P4	10	84,132	84,67	92,33	70,33	5,77405	10	87,233	88,165	90,67	78,33	3,62552
P5	10	63,733	65	80,33	46,33	9,74558	10	72,367	73,67	80,33	58,67	6,79341
P6	10	64,8	66	81	40	11,749	10	69,67	72	83	52	10,709

Legenda k tabulce 15:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka

P1 – P6...testované podmínky 1 – 6

Tabulka 16. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového t-testu u posturografického testu SOT – porovnání experimentální skupiny před a po korekci

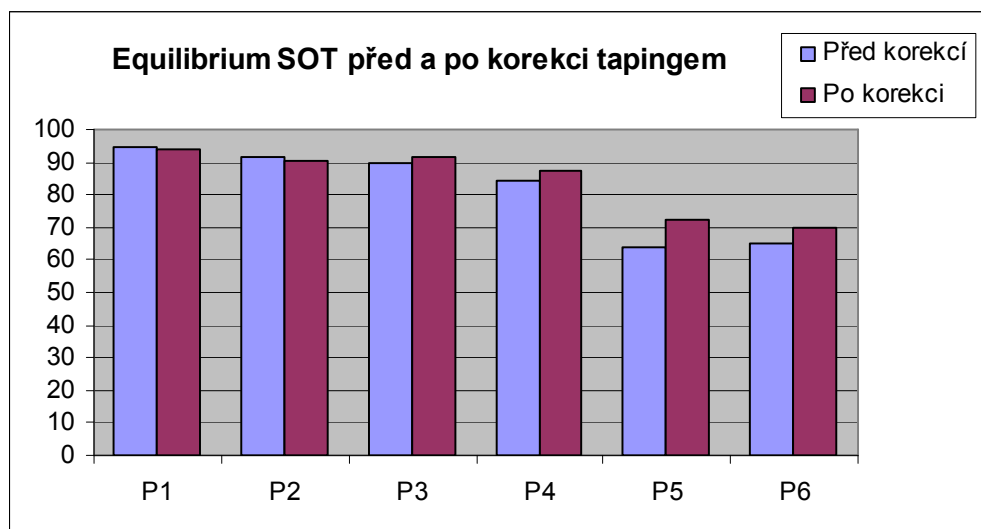
		Párové rozdíly			t	Stupně volnosti	Oboustranná signifikance
		Průměr	Směrodatná odchylka	Standardní chyba průměru			
Pair 1	P1 před korekcí - P1 po korekcí	,70100	1,35490	,42846	1,636	9	,136
Pair 2	P2 před korekcí - P2 po korekcí	,834	2,161	,683	1,220	9	,253
Pair 3	P3 před korekcí - P3 po korekcí	-1,90000	2,55174	,80693	-2,355	9	,043
Pair 4	P4 před korekcí - P4 po korekcí	-3,10100	5,71003	1,80567	-1,717	9	,120
Pair 5	P5 před korekcí - P5 po korekcí	-8,63400	9,16295	2,89758	-2,980	9	,015
Pair 6	P6 před korekcí - P6 po korekcí	-4,867	10,590	3,349	-1,453	9	,180

Legenda k tabulce 16:

t...testová statistika Párového t-testu

P1 – P6...testované podmínky 1 – 6

Graf 6. Porovnání průměrných hodnot Equilibrium při testu SOT u experimentální před a po korekci



Legenda ke grafu 6:

osa x...P1 – P6...testované podmínky 1 – 6

osa y... hodnoty Equilibrium

U experimentální skupiny byly po korekci tapingem naměřeny vyšší hodnoty Equilibrium během testovacích podmínek P3 – P6. Statisticky zpracovaná data pomocí Párového t-testu prokázala statisticky významně vyšší hodnoty u podmínek P3 a P5. U podmínky P3 byl statisticky spočítán průměr -1,9 se směrodatnou odchylkou 2,55174 a oboustrannou signifikancí $p = 0,043$. U podmínky P5 jsme statisticky dospěli k hodnotám průměru -8,634 se směrodatnou odchylkou 9,16295 a oboustrannou signifikancí $p = 0,015$. U ostatních podmínek však byla oboustranná signifikance $p > 0,05$. Z tohoto důvodu nelze hypotézu H_06 zamítnout.

4.2.2 Výsledky k hypotéze H_07

Hypotéza H_07 zní: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vzad u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.“. Ověřování hypotézy probíhalo pomocí posturografického testu MCT s translací plošiny vzad nejvyšší rychlostí. Statisticky jsme porovnávali parametr Latency u experimentální skupiny před a po korekci tapingem. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 17. Průměrné hodnoty Latency experimentální skupiny před a po korekci jsou znázorněny v Grafu 7, s. 57. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Párový t-test, který je zobrazen v Tabulce 18, s. 57.

Tabulka 17. Popisná statistika k hypotéze H_07

	Hodnoty Latency											
	Experimentální skupina – před korekcí						Experimentální skupina – po korekci					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
Left (msec)	10	138	140	160	110	16,193	10	137	140	150	120	11,595
Right (msec)	10	135	135	150	110	13,54	10	140	140	160	130	10,541

Legenda k tabulce 17:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka

Left...levá dolní končetina

Right...pravá dolní končetina

msec...milisekundy

Tabulka 18. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového t-testu u MCT podtrh vzad – porovnání experimentální skupiny před a po korekci

		Párové rozdíly			t	Stupně volnosti	Oboustrann. signifikance
		Průměr	Směrodatná odchylka	Standardní chyba průměru			
Pair 1	LATENCY (msec) LEFT před korekcí - LATENCY (msec) LEFT po korekci	1,000	8,756	2,769	,361	9	,726
Pair 2	LATENCY (msec) RIGHT před korekcí - LATENCY (msec) RIGHT po korekci	-5,000	7,071	2,236	-2,236	9	,052

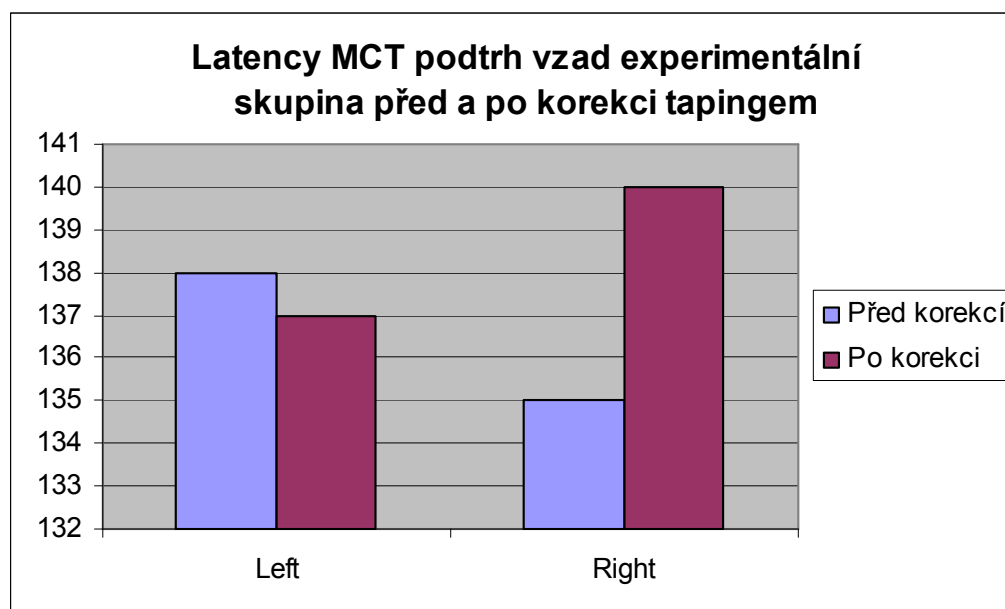
Legenda k tabulce 18:

t...testová statistika Párového t-testu

Left...levá dolní končetina, Right...pravá dolní končetina

msec...milisekundy

Graf 7. Porovnání průměrných hodnot Latency při testu MCT podtrh vzad u experimentální skupiny před a po korekci tapingem



Legenda ke grafu 7:

osa x...Left – levá dolní končetina, Right – pravá dolní končetina

osa y... hodnoty Latency

U experimentální skupiny byly před korekci tapingem naměřeny pro levou dolní končetinu vyšší hodnoty parametru Latency. U pravé dolní končetiny byly oproti tomu zaznamenány vyšší hodnoty Latency po korekci. Statisticky byla data zpracována pomocí Párového t-testu a oboustranná signifikance byla v obou případech $p > 0,05$. U pravé dolní končetiny byl statisticky spočítán průměr -5,0 se směrodatnou odchylkou 7,071 a oboustrannou signifikancí $p = 0,052$. Hodnota sice není statisticky významná, ale blíží se k hladině statistické významnosti. Hypotézu H07 nelze zamítnout.

4.2.3 Výsledky k hypotéze H08

Hypotéza H08 zní: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vpřed u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.“. Ověřování hypotézy probíhalo pomocí posturografického testu MCT s translací plošiny vpřed nejvyšší rychlostí. Statisticky jsme porovnávali parametr Latency u experimentální skupiny před a po korekci tapingem. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 19. Průměrné hodnoty Latency experimentální skupiny před a po korekci jsou znázorněny v Grafu 8, s. 59. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Párový t-test, který je zobrazen v Tabulce 20, s. 59.

Tabulka 19. Popisná statistika k hypotéze H08

	Hodnoty Latency											
	Experimentální skupina – před korekcí						Experimentální skupina – po korekci					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
Left (msec)	10	124	125	140	110	11,738	10	127	125	140	110	12,517
Right (msec)	10	125	130	140	110	11,785	10	128	130	150	110	13,166

Legenda k tabulce 19:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka

Left...levá dolní končetina

Right...pravá dolní končetina

msec...milisekundy

Tabulka 20. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového t-testu u MCT podtrh vpřed – porovnání experimentální skupiny před a po korekci

		Párové rozdíly			t	Stupně volnosti	Oboustranná signifikance
		Průměr	Směrodatná odchylka	Standardní chyba průměru			
Pair 1	LATENCY (msec) LEFT před korekcí - LATENCY (msec) LEFT po korekci	-3,000	4,830	1,528	-1,964	9	,081
Pair 2	LATENCY (msec) RIGHT před korekcí - LATENCY (msec) RIGHT po korekci	-3,000	9,487	3,000	-1,000	9	,343

Legenda k tabulce 20:

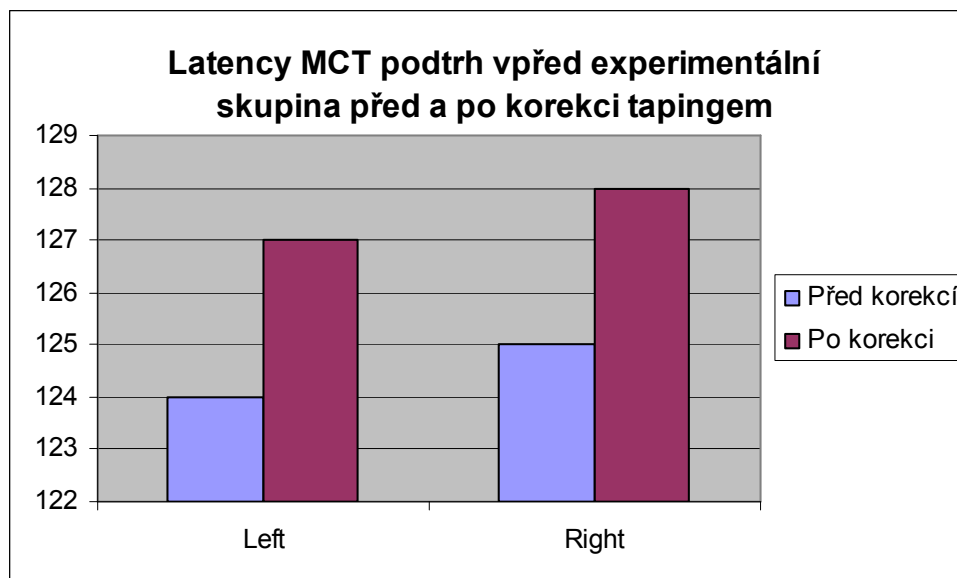
t...testová statistika Párového t-testu

Left...levá dolní končetina

Right...pravá dolní končetina

msec...milisekundy

Graf 8. Porovnání průměrných hodnot Latency při testu MCT podtrh vpřed u experimentální skupiny před a po korekci tapingem



Legenda ke grafu 8:

osa x...Left – levá dolní končetina, Right – pravá dolní končetina

osa y... hodnoty Latency

U experimentální skupiny byly po korekci tapingem naměřeny vyšší hodnoty parametru Latency pro levou i pravou dolní končetinu. Statisticky byla data zpracovaná pomocí Párového t-testu, nebyly však prokázány statisticky významné rozdíly. Oboustranná signifikance byla v obou případech $p > 0,05$. U levé dolní končetiny byl statisticky spočítán průměr -3,0 se směrodatnou odchylkou 4,83 a oboustrannou signifikancí $p = 0,081$. Hodnota sice není statisticky významná, ale blíží se k hladině statistické významnosti. Hypotézu H_0 však nelze zamítnout.

4.2.4 Výsledky k hypotéze H_0

Hypotéza H_0 zní: „Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity US při otevřených očích u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.“. Ověřování hypotézy probíhalo pomocí posturografického testu US při otevřených očích. Statisticky jsme porovnávali parametr Sway Velocity u experimentální skupiny před a po korekci tapingem. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 21. Průměrné hodnoty Sway Velocity experimentální skupiny před a po korekci jsou znázorněny v Grafu 9, s. 61. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Párový Wilcoxonův test, který je zobrazen v Tabulce 22, s. 61.

Tabulka 21. Popisná statistika k hypotéze H_0

		Hodnoty Sway Velocity - EO											
		Experimentální skupina – před korekci					Experimentální skupina – po korekci						
		N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
Left	P1	10	0,85	0,6	2,5	0,5	0,6258	10	0,66	0,65	1,0	0,4	0,2119
Left	P2	10	0,71	0,7	1,0	0,5	0,1969	10	1,75	0,65	12,0	0,4	3,6047
Right	P1	10	0,65	0,7	0,9	0,4	0,1509	10	0,67	0,65	0,9	0,5	0,1337
Right	P2	10	0,65	0,6	0,9	0,5	0,1509	10	0,69	0,65	0,9	0,6	0,1101

Legenda k tabulce 21:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka, EO...otevřené oči

Left...stoj na levé dolní končetině, Right...stoj na pravé dolní končetině

P1, P2...pokus 1, pokus 2

Tabulka 22. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového Wilcoxonova testu u posturografického testu US při otevřených očích – porovnání experimentální před a po korekci tapingem

	Left EO P1 před - Left EO P1 po korekci	Left EO P2 před - Left EO P2 po korekci	Right EO P1 před - Right EO P1 po korekci	Right EO P2 před - Right EO P2 po korekci
Z	-1,098	-0,543	-0,302	-0,862
Asymptotická signifikance (oboustranná)	0,272	0,587	0,763	0,389

Legenda k tabulce 22:

Z...Z-transformace

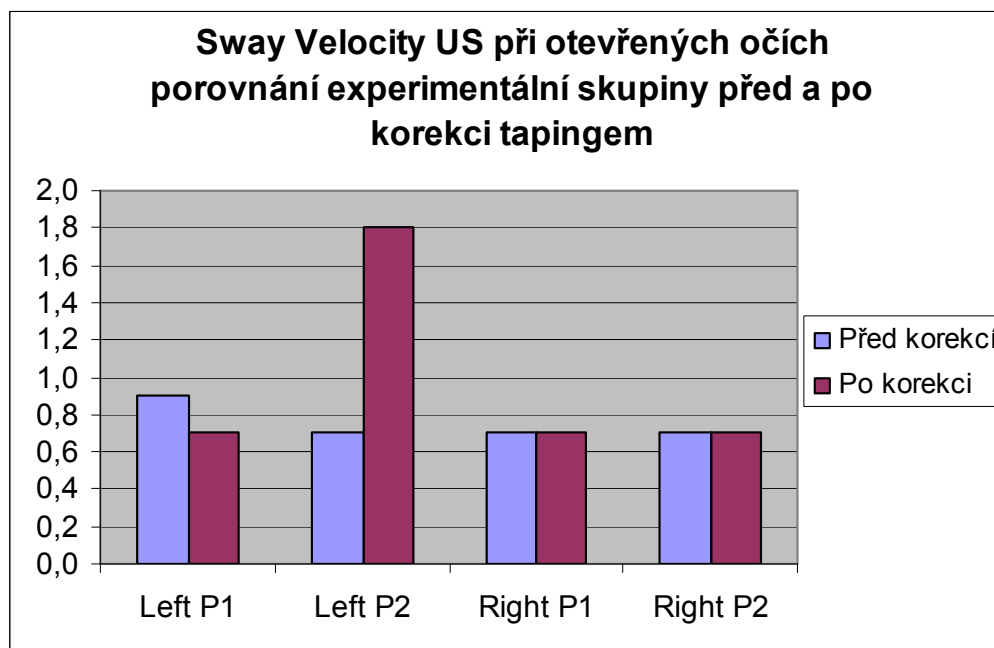
EO...otevřené oči

Left...stoj na levé dolní končetině

Right...stoj na pravé dolní končetině

P1, P2...pokus 1, pokus 2

Graf 9. Porovnání průměrných hodnot Sway Velocity během testu US při otevřených očích u experimentální skupiny před a po korekci tapingem



Legenda ke grafu 9:

osa x...Left – stoj na levé dolní končetině, Right – stoj na pravé dolní končetině

P1, P2 – pokus 1, pokus 2

osa y... hodnoty Sway Velocity

U experimentální skupiny byla během stoji na levé dolní končetině u prvního pokusu naměřena hodnota posturálních výchylek vyšší před korekcí tapingem. Při druhém pokusu stoji na levé dolní končetině byly však zaznamenány vyšší hodnoty po korekci. U pravé dolní končetiny byly naměřeny průměrné hodnoty pro oba pokusy před a po téměř shodné. Statisticky byla data zpracována pomocí Párového Wilcoxonova testu. Během posturografického testu US při otevřených očích nebyly prokázány statisticky významné rozdíly v parametru Sway Velocity. Oboustranná signifikance byla ve všech případech $p > 0,05$. Z tohoto důvodu nelze hypotézu H_09 zamítnout.

4.2.5 Výsledky k hypotéze H_{010}

Hypotéza H_{010} zní: „**Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity US při zavřených očích u experimentální skupiny před a po korekci tapingem.**“. Ověřování hypotézy probíhalo pomocí posturografického testu US při zavřených očích. Statisticky byla porovnávaná data Sway Velocity experimentální skupiny před a po korekci tapingem. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 23, s. 63. Průměrné hodnoty Sway Velocity experimentální skupiny před a po korekci jsou znázorněny v Grafu 10, s. 64. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Párový Wilcoxonův test, který je zobrazen v Tabulce 24, s. 63.

Tabulka 23. Popisná statistika k hypotéze H₀₁₀

Hodnoty Sway Velocity - EC												
	Experimentální skupina – před korekcí						Experimentální skupina – po korekci					
	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD	N	Průměr	Medián	Max	Min	SD
Left P1	10	3,96	1,95	12,0	1,2	4,274	10	10,09	12,0	12,0	2,4	4,0267
Left P2	10	7,85	12,0	12,0	1,3	5,361	10	7,88	12,0	12,0	1,2	5,3233
Right P1	10	8,85	12,0	12,0	1,3	5,0729	10	8,94	12,0	12,0	1,6	4,928
Right P2	10	5,85	2,3	12,0	1,0	5,3110	10	8,06	12,0	12,0	1,3	5,1123

Legenda k tabulce 23:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka, EC...zavřené oči

Left...stoj na levé dolní končetině, Right...stoj na pravé dolní končetině

P1, P2...pokus 1, pokus 2

Tabulka 24. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového Wilcoxonova testu u posturografického testu US při zavřených očích – porovnání experimentální před a po korekci tapingem

	Left EC P1 před - Left EC P1 po korekcí	Left EC P2 před - Left EC P2 po korekcí	Right EC P1 před - Right EC P1 po korekcí	Right EC P2 před - Right EC P2 po korekcí
Z	-2,383	-0,105	-0,734	-1,183
Asymptotická signifikance (oboustranná)	0,017	0,917	0,463	0,237

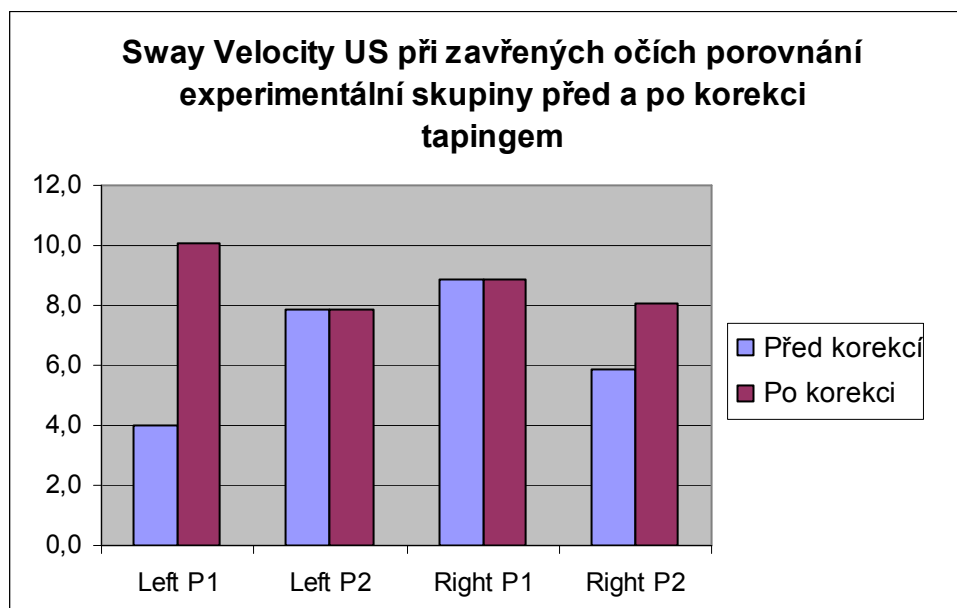
Legenda k tabulce 24:

Z...Z-transformace, EC...zavřené oči

Left...stoj na levé dolní končetině, Right...stoj na pravé dolní končetině

P1, P2...pokus 1, pokus 2

Graf 10. Porovnání průměrných hodnot Sway Velocity během testu US při zavřených očích u experimentální skupiny před a po korekci tapingem



Legenda ke grafu 10:

osa x...Left – stoj na levé dolní končetině, Right – stoj na pravé dolní končetině

P1, P2 – pokus 1, pokus 2

osa y...hodnoty Sway Velocity

U experimentální skupiny byla během prvního pokusu stoje na levé dolní končetině a druhého pokusu stoje na pravé dolní končetině naměřena hodnota posturálních výchylek vyšší po korekci tapingem. V ostatních situacích byly naměřené hodnoty téměř vyrovnané. Pomocí párového Wilcoxonova testu byla prokázána statisticky významně vyšší hodnota v parametru Sway Velocity při stoji na levé dolní končetině se zavřenými očima během prvního pokusu. Oboustranná signifikance v tomto případě byla $p = 0,017$. V ostatních případech však nebyly prokázány statisticky významné rozdíly. Z tohoto důvodu nelze hypotézu H_0 zamítnout.

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Vědecká otázka č. 3 zní: „Existují rozdíly v hodnotách BMI u osob s plochonožím a normální nohou?“

Vědecká otázka byla řešena v jediné hypotéze (H₀₁₁). Cílem této hypotézy bylo zjistit, zda existují rozdíly v hodnotě BMI u osob s plochonožím v porovnání s lidmi s normální nohou. Hodnoty váha a výška byly zjištěny pomocí dotazníku a následně byly vypočítány konkrétní hodnoty BMI každého probanda. Popisná statistika je uvedena v Tabulce 25. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Dvouvýběrový t-test, který je zobrazen v Tabulce 26.

Tabulka 25. Popisná statistika k hypotéze H₀₁₁

Hodnoty BMI						
	N	Průměr	Medián	Min	Max	SD
Experimentální sk.	10	27,023	27,05	19,26	34,29	4,5222
Kontrolní sk.	10	21,869	21,615	19,94	25,6	1,68076

Legenda k tabulce 25:

N...počet probandů, Max...maximum, Min...minimum, SD...směrodatná odchylka
 BMI...body mass index, sk...skupina

Tabulka 26. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Dvouvýběrového t-testu – porovnání hodnoty BMI experimentální a kontrolní skupiny

	Levenův test shody rozptylů		t-test shody středních hodnot				
	F	Signifikance	t	Stupně volnosti	Oboustranná signifikance	Rozdíl průměrů	Standardní chyba rozdílu průměrů
BMI	8,787	,008	3,378	11,440	,006	5,15400	1,52562

Legenda k tabulce 26:

F... testová statistika analýzy rozptylu
 t...testová statistika Dvouvýběrového t-testu
 BMI...body mass index

U experimentální skupiny byla pomocí dotazníkové metody zjištěna průměrná hodnota BMI 27,023 se směrodatnou odchylkou 4,5222 a mediánem 27,05. U kontrolní skupiny byla průměrná hodnota BMI 21,869 se směrodatnou odchylkou 1,68076 a mediánem 21,615. Dvouvýběrovým t-testem byly prokázány statisticky významně vyšší hodnoty BMI u experimentální skupiny ve srovnání s kontrolní skupinou. Statistická významnost byla $p = 0,006$. Hypotézu H_0 můžeme v případě skupiny našich probandů zamítnout. Z důvodu nízkého počtu probandů však nelze hypotézu vztáhnout na celou populaci.

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je zhodnocení výsledků, metodologie práce a porovnání se závěry jiných, především zahraničních autorů, kteří se ve svých výzkumech zabývají podobnou problematikou.

Do naší práce jsme vybrali skupinu deseti probandů s plochonožím. Zkoumali jsme jejich posturální stabilitu během posturografických testů a následně je srovnávali s deseti probandy kontrolní skupiny, kteří měli nohu normální. Dále nás zajímalo, jaký efekt má korekce plochonoží tapingem. V tomto případě jsme porovnávali výsledky ze stejných posturografických testů v rámci experimentální skupiny měřených před a bezprostředně po korekci. Pomocí anamnézy a dotazníku jsme získali hodnoty váhy a výšky u všech probandů. Následně byla vypočítána hodnota BMI a zkoumali jsme zda u skupiny s plochonožím a bez něj jsou nějaké výrazné rozdíly, které by mohly souviset s poklesem klenby v důsledku vyšší hmotnosti, a tím i vyšší zátěže pro dolní končetiny. Samozřejmě nás zajímali také pocity probandů, jak se po aplikaci tapingu cítili a zda pociťovali nějaký rozdíl v porovnání se situací před korekcí.

Měření se konalo vždy v Kineziologické laboratoři Kliniky rehabilitace ve Fakultní nemocnici v Olomouci. Správně by mělo měření probíhat vždy ve stejnou denní dobu a se stejným harmonogramem. Jednotný čas při měření nebyl bohužel dodržen, z důvodu časového omezení probandů. Byla snaha vyjít vždy účastníkům měření vstříc a zvolit takovou denní dobu, která by jim vzhledem k zaměstnání či době volna vyhovovala. Měření probíhala většinou mezi 7 až 9 hodinou ranní, avšak u několika probandů byla zvolena doba okolo 11 až 13 hodiny. Časový harmonogram vyšetření, měření i terapie probíhal jednotně. Před měřím byla odebrána anamnéza a účastníci experimentální skupiny vyplnili dotazník. Došlo tak ke zklidnění a odpočínutí osob, které mohli přijít ve spěchu a být unaveni. Po zhotovení otisku mokrého chodidla byl vypočítán CSI a probandi byli zařazeni do experimentální nebo kontrolní skupiny. Měření posturografických testů probíhalo na tenzometrické plošině v kabině posturografu firmy Neurocom®, modul Smart EquiTest System. Jednotlivé testy měly u všech probandů stejné pořadí. Prostředí, kde se měření konalo bylo klidné a snažili jsem se utlumit vnější akustické vjemy, které by probandy při měření rušily a mohlo tak dojít ke zkreslení výsledků naměřených hodnot. U účastníků experimentální skupiny byl po zvládnutí série posturografických testů aplikován taping na podélnou klenbu. Jakmile si odpočinuli,

prošli se už se zatapovanými chodidly několik minut po místnosti a měření pokračovalo ve stejném sledu testů. Vhodnější by bylo, kdyby měli probandi aplikován taping delší dobu, aby si na něj mohli zvyknout. Nebo aby měření probíhalo až po několika dnech pravidelného tapování klenby. Z časových důvodů probandů i kapacity laboratoře jsme však zvolili zkoumání bezprostředního efektu tapingu.

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Ve vědecké otázce č. 1 jsme si položili obecnou otázku zda vůbec existují rozdíly v posturální stabilitě mezi lidmi s plochonožím a těmi, kteří mají klenbu správně vytvořenou. Jestli mají osoby s plochou nohou stabilitu horší kvůli deformitě nohy nebo zda se na tuto situaci natolik adaptovali, že jim jakákoliv posturálně náročnější situace nebude dělat potíže. Z posturografických testů jsme zvolili SOT, MCT a US. Z naměřených hodnot jsem porovnávali celkovou posturální stabilitu, efektivitu reakce dolních končetin a rychlosti výchylek při stoji na jedné dolní končetině s otevřenýma či zavřenýma očima.

V hypotéze H₀₁ jsme zkoumali pomocí posturografického testu SOT rozdíly v hodnotě Equilibrium Score, která popisuje procentuální vyjádření stability. Předpokládá se, že čím je tato hodnota vyšší, tím je lepší i posturální stabilizace jedince. Test SOT má celkem šest vyšetřovacích podmínek, během kterých se vyhodnocuje hodnota posturální stability. My jsme v našem měření použili všechny podmínky, z nichž každá měla tři pokusy. Výsledkem byla průměrná hodnota Equilibrium Score pro každou testovací podmínku a samozřejmě také celková průměrná hodnota vypočítaná ze všech podmínek.

Po statistickém zpracování dat, nebyly zjištěny žádné výrazné rozdíly mezi experimentální a kontrolní skupinou. U podmínek P2 - P6 byly sice naměřené hodnoty u kontrolní skupiny vyšší, což by nasvědčovalo pro lepší posturální stabilitu, avšak tyto hodnoty nebyly nijak výrazné a tím i statisticky nevýznamné. Tuto skutečnost můžeme vysvětlit, tím, že plochá noha nevznikne náhle, ale spíše pomalu progreduje a z tohoto důvodu si na ni její majitel zvykne a adaptuje se. Z naměřených dat bylo patrné, že v podmínkách P2 – P4 se hodnoty kontrolní skupiny pohybovaly pouze mírně nad těmi z experimentální skupiny. U podmínek P5 a P6 se hodnoty lišily více než v předchozích případech. Testované situace se postupně ztěžovali a byly posturální náročnější a tak můžeme usuzovat, že během prvních čtyř podmínek lidé s plochonožím

drželi krok s kontrolní skupinou, avšak v posledních dvou podmínkách byla na tom kontrolní skupina lépe, i když rozdíl nebyl statisticky signifikantní.

Hypotézy H₀₂ a H₀₃ jsme objektivizovali pomocí posturografického testu MCT. Opět jsme porovnávali experimentální skupinu s kontrolní, ale tentokrát jsme se zaměřili na hodnotu Latency, které vyjadřuje efektivitu reakce na zevní podnět. Tato hodnota je vyjádřena v msec (milisekundy) a zkoumá reakci probanda na translaci plošiny vpřed nebo vzad pro každou končetinu zvlášť. Vyšší hodnoty Latency souvisí s nižší efektivitou reakce na zevní podnět. Během našeho měření jsme testovali translaci plošiny oběma směry nejvyšší rychlostí. Hypotéza H₀₂ hodnotila reakce probandů na translaci plošiny vzad a hypotéza H₀₃ se zabývala směrem vpřed.

Během translace plošiny vzad byly naměřené vyšší hodnoty u experimentální skupiny pro pravou i levou dolní končetinu v porovnání s naměřenými daty kontrolní skupiny. Vyšší hodnoty souvisí s nižší efektivitou reakce probandů s plochonožím. Vyšší hodnoty nebyly však natolik výrazné, aby byly statisticky signifikantní. Během translace plošiny vpřed byly průměrné hodnoty experimentální a kontrolní skupiny dokonce totožné a nebyl tedy během této situace zjištěn žádný rozdíl v efektivitě reakce dolních končetin.

Z naměřených hodnot můžeme usoudit, že rozdíly v rychlosti reakce a efektivitě u obou skupin nejsou nijak výrazné. Pokud bychom však měřily sílu a timing zapojení svalů, možná bychom nějaké výrazné rozdíly zaznamenali. Napovídá tomu třeba i některé zahraniční studie. Murley (2009) zkoumal aktivitu svalů dolních končetin u skupiny probandů s plochonožím a normálně klenutou nohou. Intramuskulárně se měřili m. tibialis posterior a m. peroneus longus. Měření probíhalo pod ultrazvukovou kontrolou. Povrchovými elektrodami měřili hodnotu svalů m. tibialis anterior a gastrocnemius medialis. Při snímání aktivity svalů měli probandi za úkol chodit bosí jejich přirozenou chůzí. Ve výsledcích byly signifikantní rozdíly mezi aktivitou svalu u skupiny s plochonožím a normálně klenutou nohou. Hodnotily se dvě fáze krokového cyklu – počáteční kontakt a midstance (střed stojné fáze). Během počátečního kontaktu paty s podložkou byla u skupiny s plochou nohou změřena zvýšená aktivita m. tibialis anterior a snížena aktivita m. peroneus longus. Během fáze midstance měla skupina s plochou nohou výrazně vyšší hodnoty aktivity m. tibialis posterior a nižší hodnoty m. peroneus longus v porovnání s kontrolní skupinou. Statistická významnost u svalu m. gastrocnemius medialis nebyla potvrzena.

Hunt et al. (2004) zkoumali rozdíly ve svalové aktivitě během stojné fáze chůze u skupiny jedinců s plochonožím a normální nohou. I tito autoři zjistili pomocí elektromyografického měření u skupiny s plochou nohou vyšší aktivitu m. tibialis anterior a sníženou činnost peroneálních svalů. Navíc popisují i nižší aktivitu m. soleus a mediálního i laterálního m. gastrocnemius. Semple et al. (2009) jsou názoru, že u osob s plochonožím dochází k přetížení m. tibialis posterior. Tento sval hraje důležitou úlohu jako primární stabilizátor mediální podélné klenby především při chůzi a u posturálně náročnějších situací. Výsledky jejich (Semple et al., 2009) studie naznačují, že u osob s plochonožím dochází k vyšší svalové aktivaci m. tibialis posterior v porovnání s účastníky s normální nohou. Jejich nadměrnou svalovou činností dochází k přetížení a svaly pracují neekonomicky. A proto možná i naši probandi s plochonožím, z důvodu neekonomického zapojení svalů dolních končetin, opožděněji reagovali na translaci plošiny během testu MCT.

Hypotézy H₀₄ a H₀₅ jsme řešili na základě posturografického testu US. Tento test hodnotí rychlost posturálních výchylek v situaci, kdy proband stojí na jedné dolní končetině s otevřenými nebo zavřenými očima. Hodnoty Sway Velocity jsme měřili nejprve s otevřenými očima, kdy proband stál na levé dolní končetině, přičemž dodržoval na nestojné končetině flexi 90° v kyčelním kloubu. Úkon byl opakován ve dvou pokusech, z nichž každý trval 10 sekund. Následně byla jako stojná noha zvolena pravá končetina. Všechny tyto situace se opakovaly i při zavřených očích.

Pro hypotézu H₀₄ byla zvolena situace s otevřenými očima. Během prvního i druhého pokusu stoje na levé dolní končetině byly naměřeny vyšší hodnoty výchylek u experimentální skupiny. Mohlo by to naznačovat, že při stoje na jedné noze jsou osoby s plochonožím méně stabilní a lze u nich také zaznamenat vyšší výchylky těla. Tyto hodnoty však nebyly statisticky významné a navíc toto tvrzení nepotvrzují výsledky stoje na pravé dolní končetině. Během prvního pokusu stoje na pravé dolní končetině byly hodnoty obou skupin téměř totožné a při druhém pokusu byly dokonce zjištěny vyšší výchylky u kontrolní skupiny.

Během stoje na jedné dolní končetině se zavřenými očima byly výsledky výraznější. Hodnoty rychlosti posturálních výchylek Sway Velocity během zavřených očí byly řešeny v hypotéze H₀₅. U všech pokusů byly naměřeny vyšší hodnoty u experimentální skupiny, z nichž u tří situací byly hodnoty Sway Velocity vyhodnoceny jako statisticky významné. Pro druhý pokus stoje na levé dolní končetině byla zjištěna hodnota

statistické významnosti $p = 0,04$. U stoje na pravé dolní končetině byly statisticky signifikantní data z obou pokusů. Hodnota statistické významnosti pro první pokus činila $p = 0,024$ a u druhého pokusu $p = 0,03$. V porovnání se situací s otevřenými očima, kdy nebyly výsledky nijak výrazné, byly při zavřených očích výchyly výrazně vyšší u probandů s plochonožím při porovnání s kontrolní skupinou. Tuto skutečnost můžeme vysvětlit tím, že při posturálně náročnějších situacích, jako jsou například stoj na jedné dolní končetině současně se zavřenými očima, jsou lidé s plochonožím v nevýhodě oproti populaci se správně vytvořenou klenbou.

Většina zahraničních studií, která srovnává populaci s plochonožím a normální nohou, se zabývá rozložením nebo silou plantárních tlaků v určitých místech chodidla. U lidí s plochými nohama se předpokládá zvýšený plantární tlak chodidla především na mediální straně středonoží. Queen et al (2009) potvrzují, že pokles mediální klenby způsobí větší zatížení chodidla a tím se zvyšují hodnoty plantárních tlaků nejen na mediální, ale i laterální straně středonoží. Jedinci s normální nohou mají oproti nim nižší riziko úrazu mediální a laterální strany středonoží. U osob se sníženou podélnou klenbou dochází k přetížení této oblasti a mají i větší náchylnost k únavovým zlomeninám nártu. Vyšší predispozici k úrazu potvrzuje i Levinger et al. (2010), který tuto domněnku vysvětluje na základě změněné kinematiky nohy se sníženou klenbou. Větší pronace při chůzi podle něj způsobuje přetížení svalů dolních končetin a následně pravděpodobný úraz z přetížení. Z těchto důvodů se jeví jako výhodné zvolit správnou korekci plochonoží, abychom předešli úrazům, které by následně mohli vést i k dalšímu přetížení a zhoršení deformity nohy.

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Vědeckou otázku č. 2 jsme si položili v rámci posouzení efektu korekce plochonoží. Soubor probandů tvořilo 10 jedinců s plochonožím. Metodu korekce jsme zvolili taping podélné klenby. Z časových důvodů našich probandů jsme se zaměřili na bezprostřední efekt tapingu ihned po jeho aplikaci. Měření probíhalo ve dvou fázích. V první části jsme měřili posturální stabilitu pomocí posturografických testů SOT, MCT a US, při kterých stáli probandi na tenzometrické plošině naboso bez korekce. V druhé části probíhalo měření stejných posturografických testů už s korekcí plochonoží tapingem. Při statistickém zpracování naměřených dat jsme se zaměřili na vyhodnocení parametrů

shodných s vědeckou otázkou č. 1. Porovnávali jsme hodnoty před a po korekci plochonoží. V literatuře (Flandera, 2006; Hnízdil et al., 1989; Pilný et al., 2007) se efekty tapingu jeví velice pozitivně. Nás zajímalo, jestli se stejný efekt projeví hned po aplikaci nebo, zda si člověk musí na korekci nějakou dobu zvyknout.

V hypotéze H₀₆ jsme porovnávali parametr Equilibrium, naměřený během posturografického testu SOT, u experimentální skupiny s plochonožím před a po korekci tapingem. Stejně jako v hypotéze H₀₁ jsme i tentokrát testovali všech šest podmínek.

Na základě statistického zpracování dat nelze celkově hypotézu H₀₆ zamítnout, protože nebyly zjištěny signifikantní rozdíly u všech testovaných podmínek. Avšak i přesto byly výsledky zajímavé. Během podmínek P1 a P2 jsme naměřili průměrnou hodnotu posturální stability u všech probandů vyšší, když byli bez korekce klenby. V dalších podmínkách P4 – P6 však nastala situace, která vypovídá o lepší posturální stabilitě s korekcí, přičemž ve dvou situacích byly potvrzeny signifikantní rozdíly. Nasvědčují tomu vyšší hodnoty parametru Equilibrium, které vypovídá o vyšší posturální stabilitě. U podmínek P4 a P6 byly hodnoty vyšší po aplikaci korekce, avšak statistická významnou dat nebyla natolik výrazná, aby se dala považovat za signifikantní. Během podmínek P3 a P5 byly už rozdíly ve prospěch korekce tapingu natolik významné, že je lze považovat za statisticky signifikantní. Konkrétně u situace P3, kdy probandi stáli na plošině s otevřenými očima, podložka byla fixní a kabina se pohybovala, byla zjištěna statistická významnost $p = 0,043$. U podmínky P5, při které účastníci stáli na plošině se zavřenými očima, podložka se pohybovala a kabina byla fixní, byla vypočítána statistická významnost $p = 0,015$.

Z výsledků můžeme usuzovat, že během prvních dvou situací si probandi s tapingem nebyli natolik jisti, aby byly zaznamenány vyšší hodnoty posturální stability v porovnání se situací bez korekce. U dalších podmínek však byly na tom se stabilitou lépe s korekcí, což může nasvědčovat pro adaptaci a natolik rychlému přizpůsobení, že hodnoty parametru Equilibrium byly ve dvou případech dokonce signifikantně vyšší. Grafické porovnání hodnot Equilibrium u jednotlivých probandů před a po korekci během podmínky P3 je znázorněno v Příloze 11, s.101. Z grafu vyplývá, že u 7 probandů z celkových 10 byly naměřeny vyšší hodnoty Equilibrium. V Příloze 12, s.102 je znázorněn tentýž parametr ovšem pro podmínku P4, kdy vidíme u 6 účastníků z 10 zlepšení posturální stability, u jednoho probanda byla hodnota před a po korekci totožná. U Přílohy 13, s. 103 si můžeme všimnout, že během podmínky P5 došlo zlepšení

posturální stability po korekci dokonce u 8 z 10 probandů a u jedné osoby byla naměřena stejná hodnota před a po korekci. Během podmínky P6 došlo ke zvýšení hodnoty Equilibrium u 6 z 10 probandů, což je patrné z grafu v Příloze 14, s. 104. Pro závěrečné zhodnocení hypotézy H₀₆ jsme vytvořili graf, který ukazuje průměrné hodnoty ze všech testovaných podmínek jednotlivých probandů před a bezprostředně po korekci tapingem. Graf je umístěn v Příloze 15, s.105, kde si můžeme všimnout, že u 8 z celkových 10 probandů byly naměřeny vyšší hodnoty Equilibrium po korekci. Na základě výsledků lze usuzovat lepší posturální stabilitu pro situaci s tapingem.

Hypotézy H₀₇ a H₀₈ jsme vyhodnotili pomocí posturografického testu MCT. Parametr Latency jsme měřili během translace dopředu i dozadu nejvyšší rychlostí. Porovnávali jsme efektivitu reakce na zevní podnět před korekcí a následně po aplikaci tapingu. Data byla měřená pro pravou a levou dolní končetinu zvlášť. Hypotéza H₀₇ řešila situaci s translací plošiny vzad a hypotéza H₀₈ hodnotila reakce probandů na směr vpřed.

Po statistickém zpracování dat nám vyšly zajímavé, i když rozdílné výsledky pro pravou a levou dolní končetinu během translace plošiny vzad. U levé dolní končetiny byly změřeny průměrné hodnoty parametru Latency nižší po aplikaci tapingu. To by nasvědčovalo pro lepší a efektivnější reakce u osob s plochonožím po korekci. Pro pravou dolní končetinu však byly hodnoty protichůdné, kdy po korekci byly naměřené hodnoty vyšší. Tato hodnota nebyla sice statisticky významná, avšak blížila se k hladině významnosti, $p = 0,052$. Když se podíváme na výsledky parametru Latency při translaci plošiny vpřed, opět byly naměřeny vyšší hodnoty po korekci plochonoží pro pravou a dokonce i levou dolní končetinu. Tyto hodnoty nebyly sice statisticky výrazné, ale můžeme podle nich usuzovat, že taping sice zlepšil posturální stabilitu, avšak je pravděpodobné, že sníží reaktivnost svalů na zevní podnět. Jelikož jsme aktivitu svalů neměřili pomocí elektromyografického vyšetření, lze se jen domnívat, že po korekci plochonoží tapingem se svaly spoléhají na pasivní oporu a při neočekávaném pohybu reagují neadekvátně.

Hypotézy H₀₉ a H₁₀ jsme objektivizovali na základě posturografického testu US. Stejně jako v hypotézách H₀₄ a H₀₅ jsme i tentokrát hodnotili parametr Sway Velocity při stožení na levé a následně pravé dolní končetině. První dva pokusy pro každou končetinu se hodnotily při otevřených očích. Poté jsme zhodnotili rychlost posturálních

výchylek se zavřenými očima. Zajímalo nás, zda i během toho testu budou na tom probandi s posturální stabilitou po korekci plochonoží lépe.

Pro hypotézu H₀₉ jsme zvolili situaci s otevřenými očima. Během stoje na levé dolní končetině byly změřeny výchylky po korekci nižší, při druhém pokusu se však výchylky s korekcí zvýšily. Pro stoj na pravé dolní končetině byly naměřeny průměrné výchylky před a po korekci dokonce totožné bez rozdílu. Žádná naměřená data nebyla statisticky významná.

V hypotéze H₀₁₀ jsme zkoumali taktéž rychlost posturálních výchylek během stoje na jedné dolní končetině tentokrát však při zavřených očích. Zde jsme naměřili výraznější výchylky během prvního pokusu stoje na levé dolní končetině a u druhého pokusu stoje na pravé dolní končetině. Vyšší výchylky však byly k našemu překvapení zaznamenány s korekcí. Při stoji na levé noze byla zjištěna dokonce statistická významnost $p = 0,017$. U stoje na pravé noze jsme sice naměřili vyšší výchylky s korekcí, tato data však nebyla statisticky významná. Po zjištění těchto výsledků jsme zkoumali proč byly naměřeny u probandů při stoji na jedné noze se zavřenými očima vyšší výchylky. Mohlo by to být nižší reaktivitou svalů po aplikaci tapingem, kterou jsme naměřili i během posturografického testu MCT. Dalším důvodem snížení stability během stoje na jedné dolní končetině by mohl být fakt, že po aplikaci tapingu došlo i k mírnému zúžení chodidel, a tím i ke zmenšení kontaktní plochy nohy s podložkou. Třetím faktorem, který nahrává již výše zmíněným výsledkům je únava. Většina probandů udávala během posledního testu únavu dolních končetin, která je pro osoby s plochonožím typická.

Nolan et al. (2009) zkoumali efekty tapingu u osob s plochými nohama před a po cvičení. Zajímali je hodnoty plantárních tlaků po aplikaci tapingu, po první sérii cvičení a zda efekt přetrvává i po 2. sérii cvičení, z nichž každé cvičení trvalo 10 minut. Bezprostředně po aplikaci tapingu se snížil tlak v oblasti laterálního předonoží. Efekt však po 10 minutách cvičení vymizel. O'Sullivan et al. (2008) aplikovali taping taktéž na probandy s plochonožím. Během stojné fáze zaznamenali sice zvýšení plantárních tlaků v laterální části středonoží, avšak také došli ke statisticky významnému snížení tlaku v mediální části předonoží a na mediální i laterální straně zánoží. Také studie dalších autorů (Lange et al., 2004) potvrzuje stejné rozložení plantárních tlaků po aplikaci tapingu jako výzkum předchozího autora. Taktéž naměřili vyšší hodnoty v laterální části středonoží, zatímco v mediální oblasti předonoží a pod patou byly tlaky

nižší. Tito autoři navíc popisují po korekci tapingem i vyšší tlaky pod prsty. V jiné studii, kterou zpracovali Vicenzino et al. (2007), vidí výhodu tapingu v korekci chodidla a zabránění nadměrné pronaci, avšak poukazují také, jak tomu bylo i u výše zmíněných studií, na zvýšení plantárních tlaků v oblasti laterálního středonoží, které působí spíše proti pozitivnímu efektu korekce tapingu. Dlouhodobým efektem tapingu se zabývali ve své studii Franettovich et al. (2009). Porovnávali skupinu žen s tapingem a bez korekce. Doba korekce činila 12 dní a po této době byly naměřeny rozdíly ve výšce mediálního oblouku. U skupiny s tapingem se po necelých dvou týdnech zvýšila mediální část podélné klenby o 0,16 cm oproti skupině bez korekce. Z této studie vyplývají výhody tapingu při dlouhodobém použití, které může nejen zamezit progresi plochonoží, ale lze pomocí tapingu také částečně zvýšit podélnou klenbu. Jak dlouho zvýšení klenby trvalo nebo opětovně neklesla při určitém zatížení už však studie neuvádí. Efekt korekce i při zatížení popisuje ve své práci Vicenzino et al. (2005). Účinnost tapingu podélné klenby prezentuje na zvýšení mediální klenby u probandů s poklesem os naviculare přes 10 mm (milimetr). Tyto účinky byly potvrzeny nejen ve stoji, ale také při chůzi a dokonce přetrvávali i u joggingu. Podporu os naviculare, zvýšení mediální klenby, redukci pronace chodidla a snížení everze paty popisují také Franettovich et al. (2008). Autoři se dále snažili objektivizovat psychologický efekt tapingu, výsledky však byly nedostatečné, aby potvrdily či vyvrátily placebo efekt této techniky korekce.

Osoby s plochonožím si často stěžují na bolesti a únavu v oblasti nohy především po delším stoji či chůzi. Radford et al (2006) zkoumali, zda má efekt tapingu vliv při bolestech paty. Probandy náhodně rozdělili do skupiny s tapingem a aplikací ultrazvuku, ve druhé skupině podstoupili účastníci pouze léčbu ultrazvukem. Výsledek studie bylo snížení bolesti v postižené oblasti u skupiny s tapingem v porovnání s kontrolní skupinou. Délka terapie tapingem trvala jeden týden. Na základě této studie můžeme usuzovat významné snížení bolestivé aferentace pomocí terapie tapingu, která by mohla platit i pro bolestivé stavy plochonoží. Toto tvrzení lze podpořit také kazuistikou, kterou zpracovali Smith et al. (2004). Do kazuistiky byl vybrán muž, který se věnuje fotbalu a dva roky ho trápí tendinopatie Achillovy šlachy. Po terapii tapingem u něj došlo k redukci symptomů, především snížení bolesti a zlepšení funkce. Zároveň práce potvrzuje, že taping má své místo při prevenci úrazů. V naší práci jsme se však

zabývali pouze bezprostředními efekty tapingu a bolestivé stavy se nám tedy během tak krátké doby nepodařilo ovlivnit.

V zahraničních studiích používají autoři taping spíše ke korekci instabilit hlezenního kloubu v důsledku distorze. V tomto případě lze pozitivní efekt potvrdit na studii Hubbard et al. (2010). Jejich výzkumu se zúčastnili probandi s chronickou nestabilitou kotníku. Byla zkoumána laxicita vazů v oblasti hlezenního kloubu před terapií a následně 30 minutovém cvičení s tapingem. Závěrem lze potvrdit snížení mechanické laxicity po aplikaci tapingu. Autoři jsou názoru, že aplikace tapingu může významně zlepšit mechanickou nestabilitu hlezenního kloubu právě u osob s chronickou instabilitou kotníku. Stoffel et al. (2010) je názoru, že taping kotníku může mít negativní vliv na proximální klouby, jakým je třeba koleno. Ve své studii zjistil, že omezením pohybu při tapingu hlezenního kloubu se mechanicky zvýší stabilita v této oblasti. Negativním důsledkem však byla zvýšená valgozita v kolením kloubu a zvýšené riziko poranění mediálního kolaterálního a předního zkříženého vazů.

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Vědecká otázka č. 3 obsahuje pouze jednu hypotézu H_{011} . Odpověď na otázku, zda existuje rozdíl v parametru BMI u experimentální a kontrolní skupiny, jsme hodnotili pomocí anamnézy a dotazníku. Těmito metodami jsem získali data tělesné výšky a váhy, díky kterým byla následně vypočítána hodnota BMI. Naším cílem bylo nejen porovnat údaje našich probandů, ale také posoudit, zda má podle českých a zahraničních autorů obezita vliv na snížení podélné klenby.

Na základě statistického zpracování dat byly prokázány statisticky významně vyšší hodnoty BMI u experimentální skupiny. Průměr hodnoty BMI u skupiny probandů s plochonožím činil 27,023. Hodnoty stejného parametru u kontrolní skupiny byly výrazně nižší, konkrétně 21,869. Statistická významnost byla vypočítána $p = 0,006$ a na jejím základě můžeme hypotézu H_{011} zamítnout. U našich probandů byly hodnoty BMI vyšší u skupiny s plochonožím, protože však celkový počet probandů činil pouze 20 lidí, nelze tuto skutečnost vztáhnout na širší populaci. Ve prospěch zamítnutí hypotézy H_{011} však nahrávají i názory českých a zahraničních autorů.

Dungl (1989) a Klementa (1987) sice neoznačili obezitu za rizikový faktor, jsou však názoru, že dlouhodobé přetěžování souvisí s poklesem podélné klenby. Obezita by se

dala považovat za příčinu přetěžování, zvláště v případech, kdy je spojena i s náročným povoláním. Novotná (2001) tvrdí, že plochonoží se vyskytuje často u dětí bez pohybu, ale také u těch, kteří se naopak věnují extrémnímu sportu, především na tvrdé často betonové podložce. Baďurová (2007) do své práce zahrnuje 2 skupiny dětí - zdravé a s valgózním postavení paty. U skupiny s valgózní patou byla současně naměřená i vyšší hodnota BMI. A právě výše zmíněné postavení paty je prvotním příznakem plochonoží. Kostelníková (2007) je názoru, že obezita ohrožuje zdraví nohy, avšak především v dětském věku, kdy se nadměrnou hmotností těla mohou nohy deformovat. Obezitu dospělých spojují se sníženou klenbou a doporučují při této deformitě redukci váhy a nošení vhodné obuvi i autoři Šifta (2007) a Medek (2003). Nadměrnou tělesnou hmotnost považuje za rizikovou také Pavlis (1980) a se současných prací má stejný názor i Gallo et al. (2011).

Ze zahraničních autorů se vztahem mezi tělesnou hmotností, věkem a nožní klenbou konkrétně u žen po menopauze zabýval Faria et al. (2010). Ze studie vyplývá, že obézní lidé jsou více náchylní k přetížení struktur nohy, které vedou k poklesu podélné klenby. Dalším výsledkem práce bylo potvrzení, že osoby s plochonožím, ale i s abnormálně vysoko klenutou nohou (lukovitá noha) jsou vystaveni vyššímu riziku zranění dolní končetiny. Úrazy dolních končetin patří také mezi rizikové faktory plochonoží. Ohrožená však není pouze zraněná dolní končetina, ale také druhostranná zdravá noha, která je v době imobilizace přetěžována. Toto tvrzení potvrzuje i studie, která porovnávala u svých probandů výšku klenby zdravé nohy a druhostranné nohy, která byla po distorzi hlezna. Po třech týdnech jim odstranili sádrou fixaci, byly vytvořené plantogramy a změřené indexy plochosti různými metodami (např. CSI). Výsledkem indexů byla vyšší klenba na postižené straně a výrazně nižší klenba a zdravé končetině. Autoři toto zjištění vysvětlují několika názory: 1. jsou zde možné antropometrické rozdíly, které jsou dané lateralitou, 2. nižší klenba na zdravé noze je důsledkem jejího přetěžování v době fixace druhostranné končetiny, 3. u postižené končetiny došlo k uzamknutí transverzotarzálního kloubu, a tím se zpevnila noha, aby se omezily bolestivé pohyby (Vařeka, Yanac-Paredes, 2008).

Aurichio (2010) do své studie ke vztahu BMI přiřadil starší populaci lidí ve věku okolo 69 let. Ve svém výzkumu měl skupinu obézních probandů a k ní kontrolní skupinu, v obou byli lidé ženského i mužského pohlaví. Obézní muži měli z důvodu

nadměrného zatížení chodidel větší tendenci mít chodidla v pronačním postavení. U obézních žen docházelo častěji v poklesu klenby a diagnostice ploché nohy v porovnání s neobézní kontrolní skupinou.

Boerum et al. (2003) popisují, že dysfunkce nohy způsobuje ztrátu její správné strukturální podpory a zároveň se mění její tvar. Nerovnováhu sil následuje oploštění mediální klenby. Oslabené svalové a vazivové struktury se projeví na kostěné struktuře, kterou svojí dysbalancí deformují. Mezi hlavní faktory, které přispívají k plochonoží připisují právě výše zmíněnou obezitu.

Hills et al. (2001) porovnávali plantární tlaky u skupiny obézních lidí v porovnání s neobézními. U mužů i žen obézní skupiny byli zjištěny vyšší hodnoty plantárních tlaků pod patou, ve středu plosky a pod hlavičkami metatarzů. U mužů bylo zaznamenáno vyšší zatížení pod II. a IV., zatímco u žen pod III. a IV. hlavičkou metatarzu.

Dowling et al. (2001) ve své studii porovnávali také obézní a neobézní skupinu, tentokrát ovšem z populace dětí. Ve výsledcích práce autoři popisují zvýšení plantárních tlaků v oblasti předonoží u obézních dětí. Významné pro nás byly spíše hodnoty CSI, přičemž vyšší hodnoty právě parametru CSI byly zjištěny u skupiny s obézními dětmi. Naši probandi sice patřili do věkové skupiny dospělých, avšak došli jsme ke stejnému závěru, který naznačuje, že u osoby s vyšší hodnotou CSI je přítomna také vyšší hodnota BMI naznačující nadváhu či obezitu.

Probandi z experimentální skupiny před měřením vyplnili dotazník, který se zabýval především problémy, které je v důsledku plochonoží obtěžují. Dotazník je umístěn v Příloze 7, s. 97 a výsledky ve formě tabulky se nachází v Příloze 8, s. 99. Mezi nejčastější klinické projevy plochonoží patří bolest, otlaky na plosce a otoky dolních končetin. Z celkových 10 probandů byla bolest na vizuální analogové škále zaznamenána velice rozdílně. Dva probandi udávali, že bolest nepocítují ani při vyšší námaze. Dvě osoby zaznačili mírnou bolest pod číslem 2, dva další probandi střední bolest pod číslem 4 a tři účastníci popsali bolest při zátěži jako číslo 5. Jedna osoba si stěžovala při námaze dokonce na velmi silné bolesti, které na vizuální analogové škále zaznačila pod číslem 9. Otlaky na plosce měl pouze jeden proband, šest z celkových 10 je potvrdili pouze po námaze a tři účastníci si otlaků na plosce nikdy nevšimli. Otoky dolních končetin v klidu neměl žádný z účastněných probandů, pět z celkových 10 osob má otoky pouze po námaze a zbylých pět probandů tento klinický projev negovalo. Dále nás také zajímalo jak se cítili po aplikaci tapingu a zda pocítovali nějaký rozdíl

v porovnání se situací před korekcí. I když z výsledků stoje na jedné dolní končetině se zavřenými očima se jevil taping jako metoda korekce, která spíše zvyšuje výchyly a snižuje stabilitu, pocity probandů byly na aplikaci tapingu většinou pozitivní. Osm probandů se cítilo ve stoji na jedné dolní končetině s tapingem jistěji než bez korekce. Jedna osoba rozdíl nepocítovala a u jedné byl zaznamenán subjektivní pocit nižší jistoty. Otázka, kterou bychom si mohli na základě subjektivních pocitů probandů položit a která zůstala pro zatím nezodpovězena by mohla znít, zda ke konci měření byli probandi natolik unaveni, že výsledky během posturografického testu US se zavřenými očima vyšly v neprospěch tapingu nebo zda taping nemá tak výrazný efekt na stabilitu a subjektivní pocity probandů byly pouze placebo efekt. Změny posturální stability u probandů s chronickou nestabilitou kotníku před a po tapingu pozorovali Delahunt et al. (2010). Jejich výsledky však také neukazují žádné výrazné změny v posturální stabilitě. Přínos studie je však v subjektivním vnímání probandů. Až 68,75% účastníků studie uvedla vyšší pocit jistoty po aplikaci tapingu. Tato studie, i když zkoumala odlišnou problematiku, došla ke stejnému závěru, kdy subjektivní pocity jistoty probandů se zvýšily po korekci tapingu.

ZÁVĚR

Plochnoží je v dnešní době velmi častým problémem. Vyskytuje se u dětí, dospělých i mezi stárnoucí populací. Je to deformita, která nás sice na životě neohrožuje, avšak může výrazně ovlivnit kvalitu života. Její příznaky, kterými jsou nejčastěji bolest a únava, mohou znepříjemňovat i běžné denní činnosti. Problém plochnoží se netýká pouze oblasti chodidla, ale šíří se i do vyšších etází ke kolenům, kyčlím až k páteři. Závažnějších stupně ploché nohy způsobují dokonce pracovní neschopnost. Proto je důležitá včasná diagnostika a léčba, které nedovolí ploché noze postoupit do těžších stádií.

Jedním z cílů naší práce bylo posoudit, zda existují rozdíly v posturální stabilitě u osob s plochnožím a populací s normální nohou. Dále jsme se snažili objektivizovat efekt korekce plochnoží. Za metodu korekce jsme zvolili taping a u probandů s plochnožím jsme porovnávali jejich posturální stabilitu před a po korekci. Také nás zajímali subjektivní pocity, které měli zúčastnění probandi z tapingu. Plochá noha často vzniká z přetěžování dolních končetin a při nadváze či obezitě právě ke zmíněnému přetížení dochází. Z tohoto důvodu jsme také porovnávali hodnoty BMI u probandů s plochnožím a normální nohou.

Měření v naší práci podstoupilo celkem 20 probandů, kteří byli rozděleni do experimentální skupiny s plochnožím a kontrolní skupiny s normální nohou. Měření probíhalo pomocí posturografie, u které byly zvoleny testy SOT, MCT a US. Probandi z experimentální skupiny byli měřeni dvakrát – před a po korekci tapingem.

Při porovnávání hodnot experimentální a kontrolní skupiny jsme sice naměřili vyšší hodnoty posturální stability u kontrolní skupiny, tyto data však nebyla statisticky významná. Stejně tak tomu bylo u testu MCT a US s otevřenýma očima. Při testu US se zavřenýma očima jsme však zaznamenali vyšší rychlosti výchylek u experimentální skupiny. Na základě našich výsledků se domníváme, že rozdíly mezi osobami s plochnožím a normální nohou jsou, avšak až v případě posturálně náročnější situace, kterou je například stoj na jedné dolní končetině současně se zavřenýma očima. Při posuzování efektu korekce plochnoží jsme neprokázali jednoznačné zlepšení posturální stability. Během testu SOT jsem sice u podmínek P3 – P6 naměřili vyšší posturální stabilitu po korekci, z toho u dvou podmínek bylo potvrzeno dokonce signifikantní zlepšení. Výsledky testu MCT však naznačují nižší efektivitu svalů dolních

končetin po korekci a při testu US se zavřenýma očima byly zjištěny dokonce vyšší rychlosti výchylek v situaci s tapingem. Tyto hodnoty však platí pro bezprostřední efekt tapingu. Subjektivní pocity naznačují pozitivní efekt korekce, pomocí dotazníku tvrdilo 8 probandů z 10, že se s tapingem cítí jistěji. Hodnoty BMI u probandů s plochonožím byly signifikantně vyšší ve srovnání s kontrolní skupinou. Z důvodu malého počtu probandů však nelze tuto skutečnost vztáhnout na celou populaci. Zahraniční autoři se při problematice korekce plochonoží tapingem zabývají spíše hodnocením plantárních tlaků. Studie, která se však zabývá tapingem chronických instabilit hlezenního kloubu, také neukazuje výrazné změny v posturální stabilitě, avšak při hodnocení subjektivních pocitů se až 68,75% účastníků studie cítilo po aplikaci tapingu jistěji (Delahunt et al. 2010). Pro validnější posouzení efektu korekce plochonoží tapingem, by bylo vhodné zařadit do souboru více probandů a hodnotit tento způsob korekce spíše až po dlouhodobější aplikaci.

REFERNEČNÍ SEZNAM

ADAMEC, O. Plochá noha v dětském věku-diagnostika a terapie. *Pediatric pro praxi*. 4/2005 s. 194 – 196.

ANONYM. Neurocom, a division of natus. [online] [cit. 2011-05-13] Dostupné na [www: <http://resourcesonbalance.com>](http://resourcesonbalance.com).

AURICHIO, T. et al. The relationship between the body mass index (BMI) and foot posture in elderly people. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. [online]. 2010, [cit. 2011-01-03]. Dostupné na [www: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20678817>](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20678817).

BAŽUROVÁ, J. (2007). *Problematika obouvání dětí s valgusním postavením pat.* Disertační práce, Univerzita Tomáše Bati, Fakulta technologická, Zlín.

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: MAXDORF, 2004. ISBN 80-7345-017-8.

BOERUM, D. H., SANGEORZAN, B. J. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot and ankle clinics*. [online]. 2003, vol. 8, no. 3, p. 419-30 [cit. 2011-05-06]. Dostupné na [www: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14560896>](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14560896).

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2.vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5.

DELAHUNT, E. et al. Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. [online]. 2010, vol. 91, no. 9, p. 1383-9 [cit. 2011-05-13]. Dostupné na [www: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20801256>](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20801256).

DOWLING, A.M., STEELE, J. R., BAUR, L. A. Does obesity influence foot structure and plantar pressure patterns in prepubescent children? *International journal of obesity and related metabolic disorders*. [online]. 2001, vol. 25, no. 6, p. 845-52 [cit. 2011-05-09]. Dostupné na [www: < http://www.nature.com/ijo/journal/v25/n6/pdf/0801598a.pdf>](http://www.nature.com/ijo/journal/v25/n6/pdf/0801598a.pdf).

DUNGL, P. *Ortopedie a traumatologie nohy*. 1. vyd. Praha: Avicem, 1989. ISBN 08-082-89.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

FARIA, A. et al. The relationship of body mass index, age and triceps-surae musculotendinous stiffness with the foot arch structure of postmenopausal women. *Clinical Biomechanics*. [online]. 2010, vol. 25, no. 6, s. 588-93. [cit. 2011-01-06]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20398984>>.

FLANDERA, S. *Tejpování*. 2. vyd. Olomouc: Poznání, 2006. ISBN 80-86606-47-3.

FLEISCHMANN, J., LINC, R. *Anatomie člověka I*. 6. vyd. Praha: SPN, 1983.

FRANETTOVICH, M. et al. A physiological and psychological basis for anti-pronation taping from a critical review of the literature. *The American Journal of Sports Medicine*. [online]. 2008, vol. 38, no. 8, p. 617-31 [cit. 2011-05-08]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18620463>>.

FRANETTOVICH, M. et al. Continual use of augmented low-Dye taping increases arch height in standing but does not influence neuromotor control of gait. *Gait & Posture*. [online]. 2009, vol. 31, no. 2, p. 247-50 [cit. 2011-05-05]. Dostupné na www: <[http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(09\)00650-X/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(09)00650-X/abstract)>.

FREJKA, B. *Základy ortopedické chirurgie*. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1970. ISBN 08-077-70.

GALLO, J. et al. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.

HILLS, A. P. et al. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International journal of obesity and related metabolic disorders*. [online]. 2001, vol. 25, no. 11, p. 1674-9 [cit. 2011-05-09]. Dostupné na www: <<http://www.nature.com/ijo/journal/v25/n11/pdf/0801785a.pdf>>.

HNÍZDIL, J., LICHTENBERG, M., PLAJNEROVÁ, D. *Taping: Progresivní metoda fixace pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: Ústřední výbor Československého svazu tělesné kultury, 1989.

HUBBARD, T. J., CORDOVA, M. Effect of ankle taping on mechanical laxity in chronic ankle instability. *Foot & ankle international*. [online]. 2010, vol. 31, no. 6, p. 499-504 [cit. 2011-05-13].

Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20557815>>.

HUNT, A. E, SMITH, R. M. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical biomechanics*. [online]. 2004, vol. 19, no. 4, p. 391-7 [cit. 2011-05-06].

Dostupné na www: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15109760>>.

JANDA, V. et al. *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-0722-5.

JANDA, V. VÁVROVÁ, M. Senzomotorická stimulace. Základy metodiky proprioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, (3), 14-34., 1992.

JANURA, M. JANUROVÁ, E. *Fyzikální základ biomechaniky*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1805-6.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints. Volume Two. Lower*. 5. vyd. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1987. ISBN 0-443-03618-7.

KLEMENTA, J. *Somatometrie nohy*. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1987. ISBN 14-045-88.

KOHOUT, P., PAVLÍČKOVÁ, J. *Obezita*. 1. vyd. Pardubice: Filip Trend, 2001. ISBN 80-86282-14-7.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOSTELNÍKOVÁ, L. (2007). *Problematika změn distribuce tlaku nohy na stélku obuvi skupiny obézních dětí*. Univerzita Tomáše Bati, Fakulta technologická, Zlín.

LANGE, B., CHIPCHASE, L., EVANS, A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. *The Journal of*

orthopaedic and sports physical therapy. [online]. 2004, vol. 34, no. 4, p. 201-9 [cit. 2011-05-03]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15128190>>.

LEDVINKOVÁ, M. Studie zdravotního stavu nohou dospělé populace. In H. Válková, Z. Hanelová *Pohyb a zdraví* (s. 339-342). Olomouc: Nová Grafia, 1999. ISBN 80-244-0004-9.

LEVINGER, P. et al. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*. [online]. 2010, vol. 32, no. 4, p. 519-23 [cit. 2011-05-06].

Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20696579>>.

MEDEK, V. Plochá noha dospělých. *Interní medicína pro praxi*. 2003, č. 6, s. 315-6. Dostupné na www: <<http://www.dostry.cz/podrobne/SOLEEN.pdf>>.

MURLEY, G. S. et al. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*. [online]. 2009 [cit. 2011-02-10]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2788543/pdf/1757-1146-2-35.pdf>>.

NAŇKA, O. *Přehled anatomie*. 2. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-612-0.

NOLAN, D., KENNEDY, N. Effects of low-dye taping on plantar pressure pre and post exercise: an exploratory study. *BMC musculoskeletal disorders*. [online]. 2009 [cit. 2011-05-03]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2676256/pdf/1471-2474-10-40.pdf>>.

NOVOTNÁ, H. *Děti s diagnózou plochá noha*. 1. vyd. Praha: Olympia, 2001. ISBN 80-7033-699-4.

O'SULLIVAN, K. et al. The effect of low-dye taping on rearfoot motion and plantar pressure during the stance phase of gait. *BMC musculoskeletal disorders*. [online]. 2008 [cit. 2011-05-04]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2529302/pdf/1471-2474-9-111.pdf>>.

PAVLIS, S. *Ploché nohy*. 2. vyd. Bratislava: Ústav zdravotnej výchovy, 1980.

PAVLŮ, D. *Speciální terapeutické koncepty a metody*. 2. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003. ISBN 80-7204-312-9.

PAVLŮ, D. NOVOSÁDOVÁ, K. Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorický stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based praktice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 178-181.

PILNÝ, J. et al. *Prevence úrazů pro sportovce*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1675-6.

QUEEN, R. M. et al. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait & Posture*. [online]. 2009, vol. 29, no. 4, p. 582-6 [cit. 2011-05-05]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19157878>>.

RADFORD, J. A. et al. Effectiveness of low-Dye taping for the short-term treatment of plantar heel pain: a randomised trial. *BMC musculoskeletal disorders*. [online]. 2006 [cit. 2011-05-07]. Dostupné na [www](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16811111): <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16811111>>.

SEMPLE, R. et al. Tibialis posterior in health and disease: a review of structure and function with specific reference to electromyographic studies. *Journal of foot and ankle research*. [online]. 2009 [cit. 2011-05-03]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19691828>>.

SIMONEAU, G. G. et al. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Posture & gait*. 1995, no. 3, p. 115 – 122.

SMITH, M. et al. Use of anti-pronation taping to assess suitability of orthotic prescription: case report. *The Australian journal of physiotherapy*. [online]. 2004, vol. 50, no. 2, p. 111-3 [cit. 2011-05-08]. Dostupné na www: <<http://ajp.physiotherapy.asn.au/AJP/50-2/AustJPhysiotherv50i2Smith.pdf>>.

SOSNA, A. et al. *Základy ortopedie*. 1. vyd. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-202-8.

STOFFEL, K. K. Effect of ankle taping on knee and ankle joint biomechanics in sporting tasks. *Medicine and science in sports and exercise*. [online]. 2010, vol. 42, no. 11, p. 2089-97 [cit. 2011-05-13].

Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20351591>>.

ŠIFTA, P. Klenba nožní a ploché nohy. *Podiatrické listy*. 2007, č.2, s. 14-15.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002a, roč. 9, č. 4, s. 115-121.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122-129.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 3, s. 94-102.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Srovnání výskytu funkčních typů nohy u mužů a žen. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, roč. 15, č. 2, s. 57-62.

VAŘEKA, I., YANAC-PAREDES, E. I. Funkce nohy po sejmutí sádrové fixace. *Pohybové ústrojí*. [online]. 2008, vol. 15, no. 1 + 2, s. 39-44. [cit. 2011-02-12]. Dostupné na www: <http://www.pojivo.cz/pu/PU_12_2008.pdf>.

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

VICENZINO, B. et al. Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *British journal of sports medicine*. [online]. 2005, vol. 39, no. 12, p. 939-43 [cit. 2011-05-08]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1725092/pdf/v039p00939.pdf>>.

VICENZINO, B., McPOIL, T., BUCKLAND, S. Plantar foot pressures after the augmented low dye taping technique. *Journal of athletic training*. [online]. 2007, vol. 42, no. 3, p. 374-80 [cit. 2011-05-08]. Dostupné na www: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1978458/pdf/i1062-6050-42-3-374.pdf>>.

SEZNAM ZKRATEK

BMI	body mass index
cm	centimetr
COG	center of gravity
CSI	Chippaux-Šmiřákův index
CT	computer tomography
kg	kilogram
lig.	ligamentum
m.	musculus
MCT	Motor Control Test
mm	milimetr
msec	milisekundy
N	Newton
SOT	Senzory Organization Test
US	Unilateral Stance

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1. Porovnání průměrných hodnot Equilibrium při testu SOT u experimentální a kontrolní skupiny	43
Graf 2. Porovnání průměrných hodnot Lantency při testu MCT podtrh vzad u experimentální a kontrolní skupiny	45
Graf 3. Porovnání průměrných hodnot Lantency při testu MCT podtrh vpřed u experimentální a kontrolní skupiny	47
Graf 4. Porovnání průměrných hodnot Sway Velocity během testu US při otevřených očích u experimentální a kontrolní skupiny.....	50
Graf 5. Porovnání průměrných hodnot Sway Velocity během testu US při zavřených očích u experimentální a kontrolní skupiny.....	52
Graf 6. Porovnání průměrných hodnot Equilibrium při testu SOT u experimentální před a po korekci.....	55
Graf 7. Porovnání průměrných hodnot Lantency při testu MCT podtrh vzad u experimentální skupiny před a po korekci tapingem	57
Graf 8. Porovnání průměrných hodnot Lantency při testu MCT podtrh vpřed u experimentální skupiny před a po korekci tapingem	59
Graf 9. Porovnání průměrných hodnot Sway Velocity během testu US při otevřených očích u experimentální skupiny před a po korekci tapingem	61
Graf 10. Porovnání průměrných hodnot Sway Velocity během testu US při zavřených očích u experimentální skupiny před a po korekci tapingem	64

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1.	Funkční typy a podtypy (upraveno podle Vařeka et al., 2008).....	15
Tabulka 2.	Rizikové faktory spojené se získanou plochou nohou u dospělých (Gallo et al., 2011).....	22
Tabulka 3.	Stupně ploché nohy (upraveno dle Klementa, 1987).....	23
Tabulka 4.	Stadia vývoje ploché nohy u dospělých a jejich terapie (Gallo et al., 2011).....	30
Tabulka 5.	Popisná statistika k hypotéze H ₀₁	42
Tabulka 6.	Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Dvouvýběrového t-testu u posturografického testu SOT – porovnání experimentální a kontrolní skupiny	42
Tabulka 7.	Popisná statistika k hypotéze H ₀₂	44
Tabulka 8.	Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Mann-Whitneyho testu u MCT podtrh vzad – porovnání experimentální a kontrolní skupiny .	44
Tabulka 9.	Popisná statistika k hypotéze H ₀₃	46
Tabulka 10.	Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Dvouvýběrového t-testu u MCT podtrh vpřed – porovnání experimentální a kontrolní skupiny.....	47
Tabulka 11.	Popisná statistika k hypotéze H ₀₄	49
Tabulka 12.	Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Mann-Whitneyho testu u posturografického testu US při otevřených očích – porovnání experimentální a kontrolní skupiny	49
Tabulka 13.	Popisná statistika k hypotéze H ₀₅	51

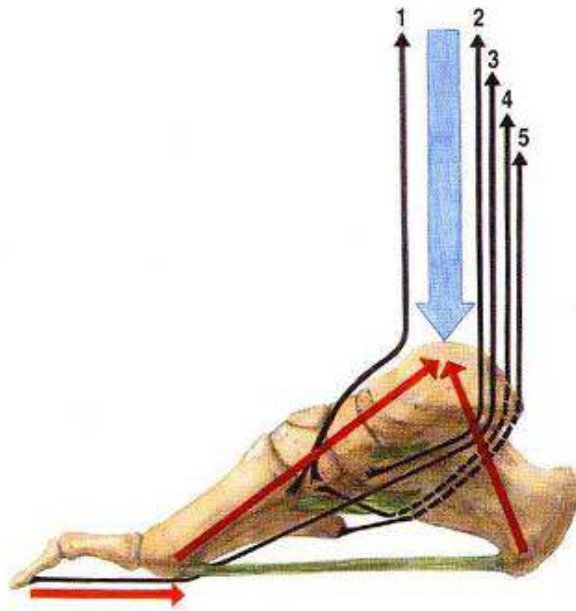
Tabulka 14. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Mann-Whitneyho testu u posturografického testu US při zavřených očích – porovnání experimentální a kontrolní skupiny	52
Tabulka 15. Popisná statistika k hypotéze H_06	54
Tabulka 16. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového t-testu u posturografického testu SOT – porovnání experimentální skupiny před a po korekci.....	55
Tabulka 17. Popisná statistika k hypotéze H_07	56
Tabulka 18. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového t-testu u MCT podtrh vzad – porovnání experimentální skupiny před a po korekci.....	57
Tabulka 19. Popisná statistika k hypotéze H_08	58
Tabulka 20. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového t-testu u MCT podtrh vpřed – porovnání experimentální skupiny před a po korekci	59
Tabulka 21. Popisná statistika k hypotéze H_09	60
Tabulka 22. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového Wilcoxonova testu u posturografického testu US při otevřených očích – porovnání experimentální před a po korekci tapingem.....	61
Tabulka 23. Popisná statistika k hypotéze H_010	63
Tabulka 24. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Párového Wilcoxonova testu u posturografického testu US při zavřených očích – porovnání experimentální před a po korekci tapingem.....	63
Tabulka 25. Popisná statistika k hypotéze H_011	65
Tabulka 26. Hodnoty testové statistiky a hladiny statistické významnosti Dvou-výběrového t-testu – porovnání hodnoty BMI experimentální a kontrolní skupiny.....	65

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1.	Mechanismy udržující klenbu nohy (Čihák, 2001).....	93
Příloha 2.	Osy nohy (Kapandji, 1987).....	94
Příloha 3.	Patentový mechanismus (upraveno podle Vařeka, Vařeková, 2003)	94
Příloha 4.	Poučení a souhlas probanda	95
Příloha 5.	Tabulka probandů experimentální skupiny.....	96
Příloha 6.	Tabulka probandů kontrolní skupiny	96
Příloha 7.	Dotazník pro experimentální skupinu.....	97
Příloha 8.	Tabulka s výsledky dotazníku.....	99
Příloha 9.	Taping podélně ploché nohy podle Flandery.....	100
Příloha 10.	Plochá noha s tapingem v zatížení.....	100
Příloha 11.	Porovnání hodnot Equilibrium při testu SOT P3 jednotlivých probandů před a po korekci.....	101
Příloha 12.	Porovnání hodnot Equilibrium při testu SOT P4 jednotlivých probandů před a po korekci.....	102
Příloha 13.	Porovnání hodnot Equilibrium při testu SOT P5 jednotlivých probandů před a po korekci.....	103
Příloha 14.	Porovnání hodnot Equilibrium při testu SOT P6 jednotlivých probandů před a po korekci.....	104
Příloha 15.	Porovnání průměrných hodnot Equilibrium ze všech podmínek testu SOT jednotlivých probandů před a po korekci.....	105

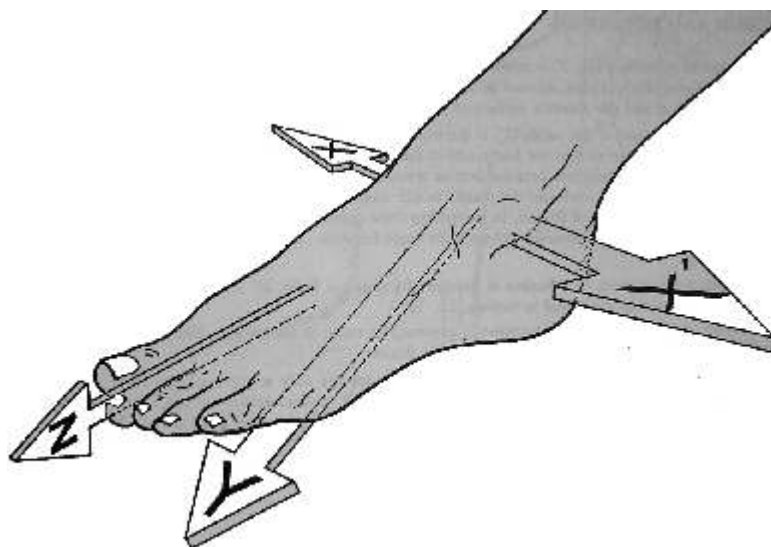
PŘÍLOHY

Příloha 1. Mechanismy udržující klenbu nohy (Čihák, 2001)



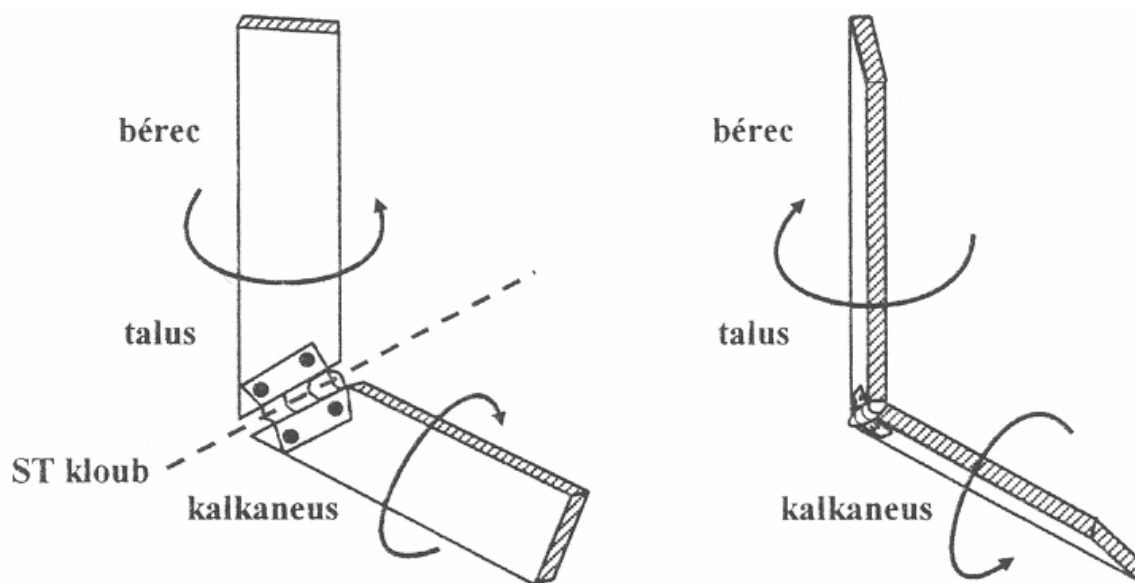
- Legenda k příloze 1:**
- modře – působící zatížení nohy
 - červeně – výslednice tahů svalů bérce
 - zeleně – ligamenta nohy pomáhající udržovat klenby
 - černě – směry tahů svalů
 - 1 – musculus tibialis anterior
 - 2 – musculus tibialis posterior
 - 3 – musculus flexor hallucis longus a flexor digitorum longus
 - 4 – musculus fibularis longus
 - 5 – musculus fibularis brevis

Příloha 2. Osy nohy (Kapandji, 1987)



Legenda k příloze 2: XX' – transverzální osa
Y – dlouhá vertikální osa
Z – dlouhá horizontální osa

Příloha 3. Patentový mechanismus (upraveno podle Vařeka et al., 2003)



Legenda k příloze 2: ST – subtalární kloub

Příloha 4. Poučení a souhlas probanda

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
tř. Svobody 8
771 11 Olomouc

Poučení a souhlas probanda

Klient/ka souhlasí s provedením posturografického vyšetření v kineziologické laboratoři FNOL pomocí modulu Smart EquiTest Systém firmy Neurocom[®], pro měření na diplomovou práci s názvem „Efekty korekce plochonoží na posturu“, kterou zpracovává Bc. Jitka Polčáková pod vedením MUDr. Petra Konečného .

Byl/a jsem srozuměn/a a seznámen/a s průběhem vyšetření a souhlasím s jeho provedením, nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném a anonymním použitím získaných údajů do diplomové práce s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne

Příloha 5. Tabulka probandů experimentální skupiny

Proband	Pohlaví	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI	Index plochosti (%)	
						SIN	DX
1	Ž	24	159	71	28,08	51,6	54,2
2	Ž	43	164	61	22,67	51,2	64,4
3	M	18	196	90	23,42	59,2	52,3
4	M	58	173	89	29,73	69,3	65,4
5	M	52	190	113	31,3	57,6	49,5
6	Ž	24	164	70	26,02	45,8	57,6
7	Ž	23	175	59	19,26	48,2	46,3
8	M	31	200	120	30	54,9	50,5
9	Ž	57	162	90	34,29	52,8	48,3
10	M	33	188	90	25,46	55,1	59,6

Legenda k příloze 5: Ž...žena, M...muž
 cm...centimetry, kg...kilogramy
 BMI...body mass index
 SIN...levá noha, DX...pravá noha

Příloha 6. Tabulka probandů kontrolní skupiny

Proband	Pohlaví	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI	Index plochosti (%)	
						SIN	DX
1	Ž	23	171	65	22,22	42,1	39,3
2	M	28	187	72	20,58	43,5	41,1
3	Ž	26	166	59	21,41	38,6	39,5
4	Ž	49	170	74	25,6	39,5	37,2
5	Ž	25	163	53	19,94	36,5	33,9
6	Ž	23	172	66	22,3	38,6	40,2
7	Ž	24	169	58	20,3	39,4	37,2
8	Ž	23	163	56	21,07	37,6	40,8
9	M	33	180	76	23,45	40,3	42,3
10	Ž	24	163	58	21,82	39,3	37,6

Legenda k příloze 6: Ž...žena, M...muž
 cm...centimetry, kg...kilogramy
 BMI...body mass index
 SIN...levá noha, DX...pravá noha

Dotazník pro diplomovou práci: Efekty korekce plochonoží na posturu.

Jméno a příjmení:

Rok narození:

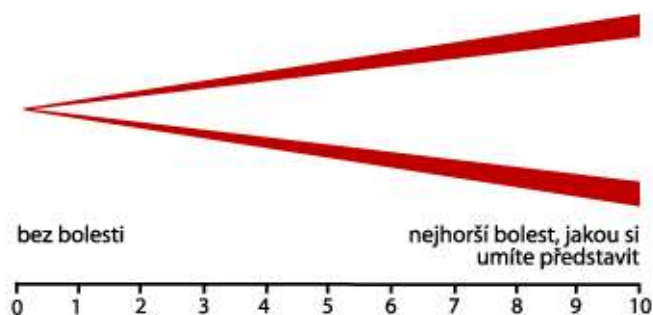
Pohlaví: muž/žena

Tělesná výška: cm

Tělesná hmotnosti: kg

Před terapií (tapingem)

Zaznamenejte prosím stupeň bolesti:



Cítíte se při chůzi jistý(á)?

1. jistý
2. mírně jistý
3. nejistý

Máte pocit jistoty při stojí na jedné noze?

1. jistý
2. mírně jistý
3. nejistý, popř. pád

Měl(a) jste někdy úraz v oblasti kotníku? Pokud ano, jaký úraz a kdy k němu došlo?

Prodělal(a) jste někdy operaci v oblasti kotníku? Pokud ano, o jakou operaci šlo, kdy proběhla?

Na které noze se cítíte jistěji?

1. pravé noze
2. levé noze
3. nepocítujete rozdíl

Která noha je Vaše dominantní?

1. pravá noha
2. levá noha

Míváte otlaky na plosce?

1. ne
2. pouze občas (po námaze)
3. ano

Máte během dne otoky v oblasti dolních končetin?

1. bez otoku
2. otok pouze po námaze
3. otok i v klidu

Po terapii (tapingu)

Jaký máte pocit při stoji na jedné noze v porovnání bez tapingu?

1. jistější
2. stejný, nepocítuji rozdíl
3. více nejistý než bez tapingu

Příloha 8. Tabulka s výsledky dotazníku

Stupeň bolesti zaznamenaný na vizuální analogové škále	0	2x
	2	2x
	4	2x
	5	3x
	9	1x
Cítíte se při chůzi jistý(á)?	jistý	10x
	mírně jistý	0x
	nejistý	0x
Máte pocit jistoty při stoji na jedné noze?	jistý	2x
	mírně jistý	6x
	nejistý	2x
Na které noze se cítíte jistěji?	pravá	6x
	levá	1x
	nepocítí uje rozdíl	3x
Která noha je Vaše dominantní?	pravá	9x
	levá	1x
Míváte otlaky na plosce?	ne	3x
	občas	6x
	ano	1x
Máte během dne otoky v oblasti dolních končetin?	bez otoku	5x
	otok pouze po námaze	5x
	otok i v klidu	0x
Jaký máte pocit při stoji na jedné noze s tapingem? (v porovnání se situací bez tapingu)	jistější	8x
	stejně	1x
	méně jistý	1x

Legenda k příloze 8:

1. sloupec – otázky z dotazníku
2. sloupec – možnosti odpovědí v dotazníku
3. sloupec – počet zaznačených odpovědí

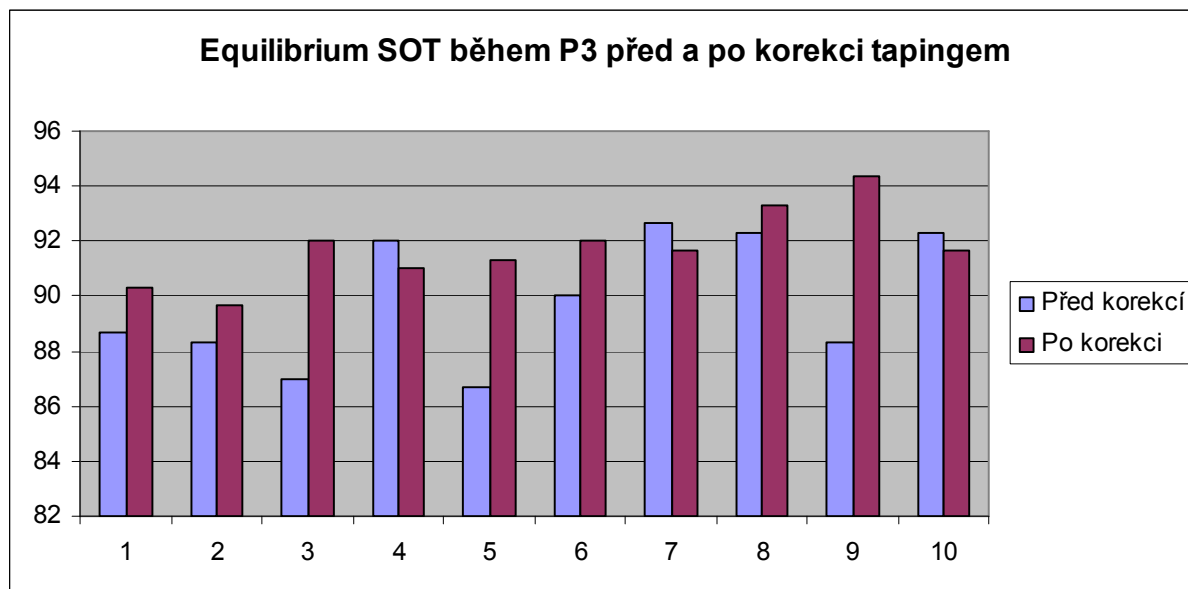
Příloha 9. Taping podélně ploché nohy podle Flandery



Příloha 10. Plochá noha s tapingem v zatížení



Příloha 11. Porovnání hodnot Equilibrium při testu SOT P3 jednotlivých probandů před a po korekci



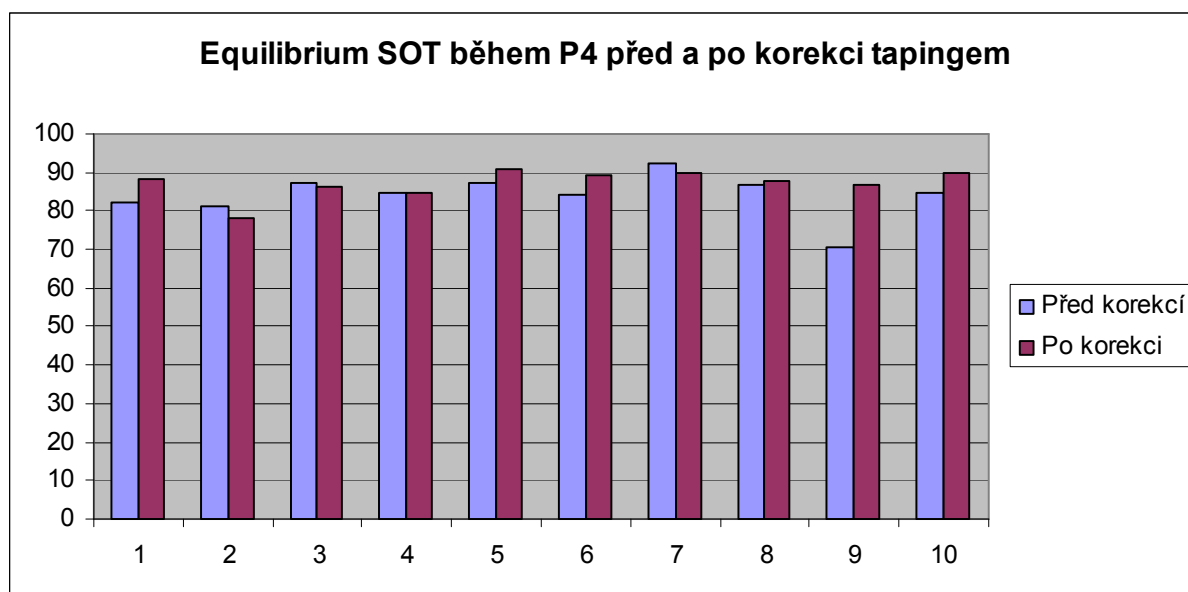
Legenda k příloze 11:

osa x...probandi

osa y... hodnoty Equilibrium

P3...testovaná podmínka 3 - proband stál na plošině s otevřenýma očima, podložka byla fixní a kabina se pohybovala

Příloha 12. Porovnání hodnot Equilibrium při testu SOT P4 jednotlivých probandů před a po korekci



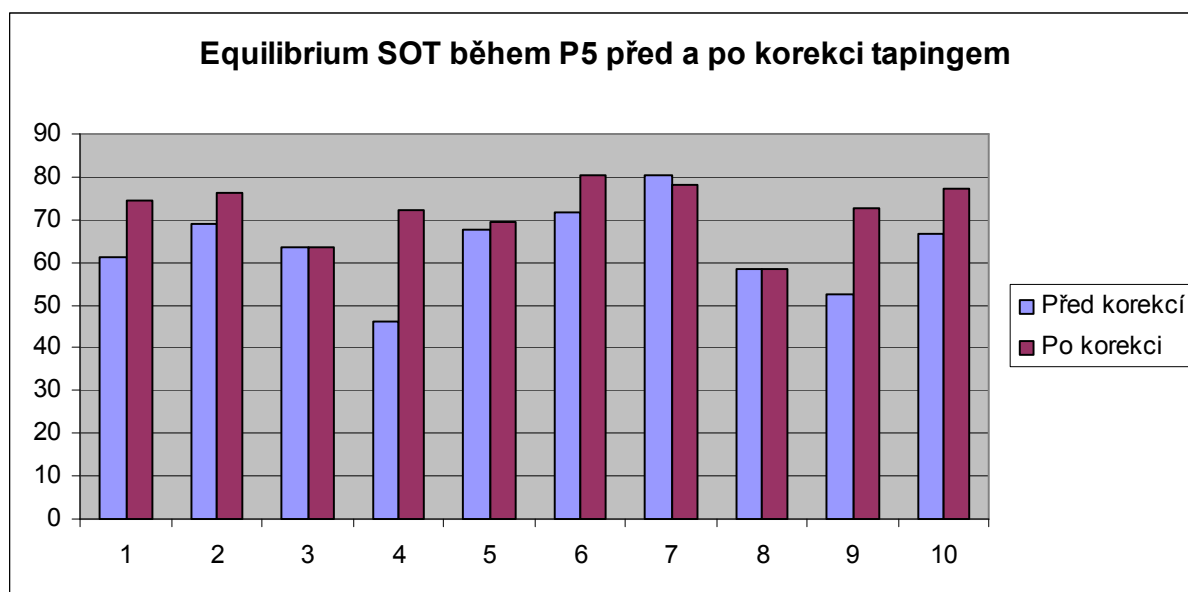
Legenda k příloze 12:

osa x...probandi

osa y... hodnoty Equilibrium

P4...testovaná podmínka 4 - proband stál na plošině s otevřenýma očima, podložka se pohybovala a kabina byla fixní

Příloha 13. Porovnání hodnot Equilibrium při testu SOT P5 jednotlivých probandů před a po korekci



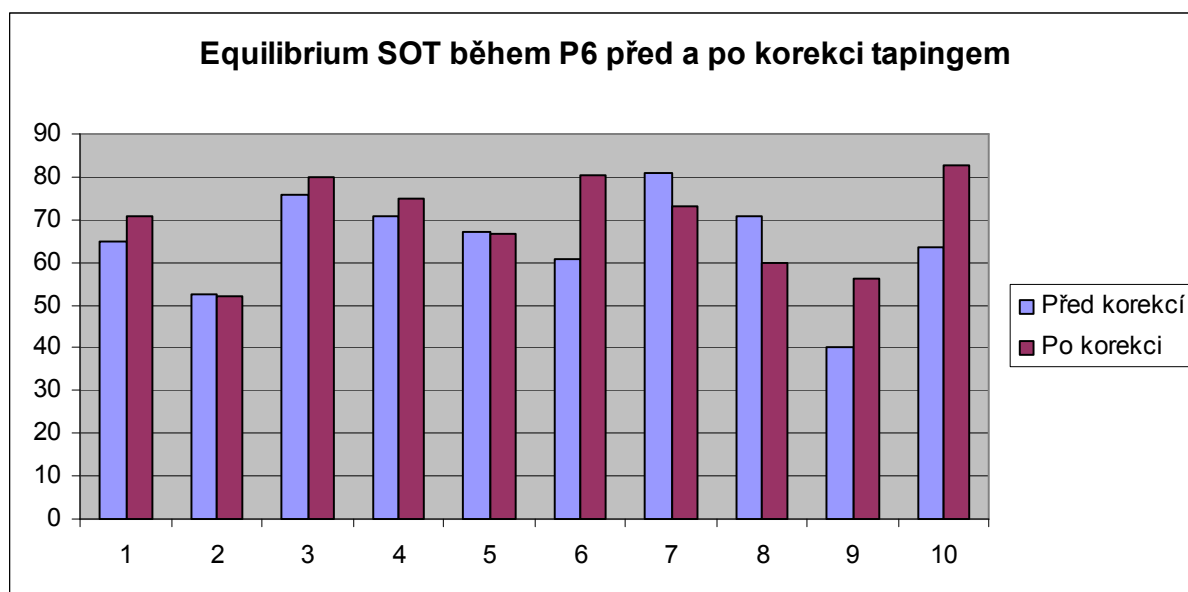
Legenda k příloze 13:

osa x...probandi

osa y... hodnoty Equilibrium

P5...testovaná podmínka 5 - proband stál na plošině se zavřenýma očima, podložka se pohybovala a kabina byla fixní

Příloha 14. Porovnání hodnot Equilibrium při testu SOT P6 jednotlivých probandů před a po korekci



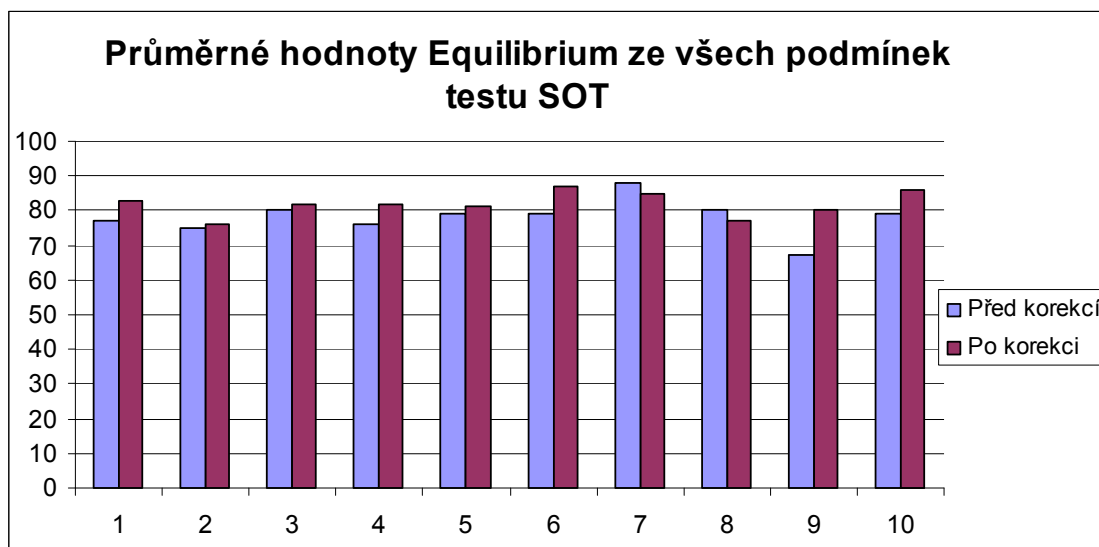
Legenda k příloze 14:

osa x...probandi

osa y... hodnoty Equilibrium

P6...testovaná podmínka 6 - proband stál na plošině s otevřenými očima, podložka i kabina se pohybovaly

Příloha 15. Porovnání průměrných hodnot Equilibrium ze všech podmínek testu SOT jednotlivých probandů před a po korekci



Legenda k příloze 15:

osa x...probandi

osa y... hodnoty Equilibrium