

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2014

Bc. Eliška Hospodková

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Vliv kineziotapingu ke korekci plochonoží na vybrané
parametry chůze u specifické skupiny osob**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Eliška Hospodková

Praha, prosinec 2014

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

V Praze dne 10. prosince 2014

.....

podpis

Poděkování

Ráda bych na tomto místě poděkovala těm, kteří mi dopomohli k vytvoření této práce.

Jmenovitě děkuji svému školiteli a vedoucímu práce panu Doc. Ing. Františkovi Zahálkovi, Ph.D. za ochotu, cenné rady a připomínky a pomoc při měření a vyhodnocování dat k této práci.

Za pomoc při měření a vyhodnocování dat děkuji také Mgr. Tomáši Grycovi, Ph.D. a celkově zástupcům Laboratoře sportovní motoriky UK FTVS Praha za umožnění práce v těchto prostorách.

Děkuji také fyzioterapeutce Mgr. Barboře Petrovické za konzultace a připomínky, Mgr. Rezovi Abdollahipourovi za pomoc při statistické analýze některých dat a také všem probandům a zúčastněným za čas, který mi věnovali.

V neposlední řadě patří dík za podporu také mým nejbližším.

Abstrakt

Název: Vliv kineziotapingu ke korekci plochonoží na vybrané parametry chůze u specifické skupiny osob

Cíle: Hlavním cílem tohoto experimentu bylo ověřit, zda a do jaké míry má aplikace kineziotapu na plochou nohu (funkční korekční technikou) vliv na postavení určených segmentů těla, a tím na změnu stereotypu chůze.

Metody: Bylo provedeno biomechanické měření chůze u jedenácti specificky vybraných osob s klinickým obrazem plochonoží. Nejprve jsme měřili před intervencí a následně po aplikaci kineziotapu. Probandi si tape ponechali po následující čtyři dny a poté bylo měření opakováno před odstraněním a následně i po odstranění pásky. Pro zjištění případných změn ve statické stabilitě bylo do experimentu zařazeno nejprve měření posturální stability před intervencí a po odstranění kineziotapu po jeho čtyřdenním nošení. Toto měření probíhalo pomocí zařízení Footscan (RSscan International, Belgie) a byly zjišťovány případné rozdíly v šesti modifikacích stoje. Dále jsme se zaměřili na dynamické parametry při chůzi. Ke zhodnocení toho, zda došlo ke změnám přímo v oblasti nohy a jejích kleneb, jsme použili otisk chodidla, který jsme získali pomocí přístroje Footscan (RSscan International, Belgie). Zde bylo možné sledovat rozložení tlaků působících na podložku a také jeho tvar. Dle linií zakreslených do podogramu a odečtu tlaku z určených oblastí chodidla jsme dostali konkrétní hodnoty potřebné ke spočítání rozdílu před a po intervenci a ty byly následně statisticky zpracovány v programech Microsoft Excel (Microsoft) a SPSS (IBM). Z naměřených dat jsme vypočítali základní popisné charakteristiky (střední hodnota, směrodatná odchylka) a pomocí párového T-testu jsme pak určili, zda je tento rozdíl statisticky významný ($p < 0,05$). Ke kvantifikaci možných změn před a po intervenci jsme využili také 3D kinematickou analýzu chůze zprostředkovanou systémem CODA Motion System (Charnwood Dynamics Ltd., Anglie). Potřebná data jsme získali pomocí

softwaru CODA Motion Odin. K určení rozdílů jednotlivých parametrů chůze před a po aplikaci kineziotapu byl použit opět párový T-test. Hypotézy byly testovány pro hladinu statistické významnosti $p < 0,05$. Rozložení sil při krokovém cyklu bylo zaznamenáno pomocí silových desek Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko) a naměřené hodnoty byly statisticky zpracovány tentokrát za použití ANOVA testu.

Výsledky: Největší rozdíl zjišťujeme u změny výšky klenby. Zde se potvrdilo, že po aplikaci kineziotapu dojde vždy ke zvýšení podélné klenby nožní a tato situace přetrvává ve většině případů i po sejmutí pásky po jejím čtyřdenním nošení. V parametrech týkajících se změn zatížení chodidla při chůzi a rozložení sil při krokovém cyklu jsme statisticky významné rozdíly nepozorovali. Z výsledků kinematické analýzy je pozorovatelné, že došlo k mírnému zvýšení rozsahu pohybu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině, nicméně pouze ve dvou případech bylo toto statisticky významné. Rovněž u posturální stability vidíme její ovlivnění pouze částečně.

Klíčová slova: chůze, plochonoží, kineziotaping, kinematická analýza, dynamické parametry, posturální stabilita

Abstract

Title: The effect of kinesiotaping for flat foot correction in association with selected parameters of gait for a specific group of people

Objectives: The primary objective of this experiment was to determine whether and to what extent the application of kinesio tape to flat foot (utilising a functional correction technique) can influence the positioning of the specific segments of the body and thereby implement change to walking stereotype.

Methods: Biomechanical measurement of the gait of eleven specifically selected people with the clinical symptoms of flat foot was implemented. First we recorded measurements prior to the intervention and then again, subsequent to the application of kinesio tape for a defined period. Proband retained the tape in place for the following four days and then the measuring was repeated both prior and subsequent to the removal of the tape. To determine any potential changes to the statics, initially the measuring of the postural stability prior to the intervention was first implemented in the experiment and subsequently again when the kinesio tape was removed after it had been worn for four days. This measurement was carried out using the Footscan apparatus (RSscan International, Belgium) and any potential differences in six variant modes of posture were determined. Additionally we also focused on the dynamic parameters during walking. To assess whether any direct changes to the foot and its arch had taken place we used the footprint that we had obtained using the Footscan apparatus (RSscan International, Belgium). Thereby it was possible to monitor the distribution of the pressure applied to the substrate and also its shape. In accordance with the lines plotted on a podogram and with the pressure readings obtained from specific areas of the foot, we were able to obtain the specific requisite values for calculating the differences between before and after the intervention,

which were subsequently, statistically analysed using the Microsoft Excel (Microsoft) and the SPSS (IBM) programmes. We calculated the basic descriptive statistics (the mean value, the standard deviation) on the basis of the data measured and then, using the paired T-test we determined whether this difference was statistically significant ($p < 0.05$). To quantify the potential changes both before and after the intervention, we also utilised 3D kinematic gait analysis, enabled through the CODA Motion System (Charnwood Dynamics Ltd., England). Required data was obtained using CODA Motion Odin software. The paired T-test was used again for the determination of the differences between the specific gait parameters both before and after the application of the kinesio tape. The hypotheses were tested for statistical significance level of $p < 0.05$. The distribution of forces during the step cycle was recorded using Kistler force plates (Kistler GmbH, Switzerland) and values measured were statistically analysed, this time by means of the ANOVA test.

Results: The biggest difference observed was in regard to the change of the height of the arch. In this context it was confirmed that the application of the kinesio tape would inevitably lead to an increase of the height of the longitudinal arch of the foot and this situation would persist, in most cases, even after the removal of the tape after it had been worn for four days. Statistically significant differences weren't observed in regard to the parameters related both to the changes in the load of the foot during walking and to the balance of power in the step cycle. The results of the kinematic analysis suggest that there was a slight increase in the range of motion of the hip, knee and ankle joints in the sagittal plane, however only in two cases was this statistically significant. Also the effect on postural stability was only marginal.

Keywords: gait, flat foot, kinesiotaping, kinematic analysis, dynamic parameters, postural stability

Obsah

1 Úvod	13
2 Přehled a rozbor literatury	14
3 Teoretická část	17
3.1 Kineziotaping	17
3.1.1 Vývoj kineziotapingu.....	17
3.1.2 Princip kineziotapingu.....	17
3.1.2.1 Regulace svalového tonu.....	17
3.1.2.2 Zlepšení stability kloubu a posturální kontroly.....	18
3.1.2.3 Urychlení cévní cirkulace a lymfatické drenáže.....	18
3.1.2.4 Redukce bolesti.....	18
3.1.3 TEMTEX kineziotapy.....	19
3.1.4 Části kineziotapu.....	19
3.1.5 Aplikace kineziotapu.....	20
3.1.6 Techniky kineziotapingu.....	20
3.2 Plochonoží	21
3.2.1 Funkční vztahy kloubů dolní končetiny.....	21
3.2.2 Nožní klenba.....	24
3.2.3 Rozlišování plochonoží.....	27
3.2.4 Plochá noha u dětí.....	28
3.2.5 Získané plochonoží u dospělých.....	28
3.3 Chůze	29
3.3.1 Krokový cyklus a jeho fáze.....	29
3.3.1.1 Názvosloví podle Vaughana.....	30
3.3.1.2 Názvosloví podle Perry.....	30
3.3.2 Kinematika fyziologické chůze.....	30
3.3.2.1 Kinematika hlezenního kloubu.....	31
3.3.2.2 Kinematika kolenního kloubu.....	32
3.3.2.3 Kinematika kyčelního kloubu.....	33
3.3.2.4 Kinematika pánve.....	34
3.3.3 Chůze u osob s plochonožím – patologický pohybový stereotyp...35	
3.3.4 Analýza chůze.....	36
3.3.4.1 Kinematická analýza chůze.....	36
3.3.4.2 Silové plošiny.....	37
3.3.4.3 Dynamická plantografie.....	39

3.4	<i>Základy posturální stability</i>	41
4	Empirická část	43
4.1	<i>Cíl práce</i>	43
4.2	<i>Vědecké otázky a hypotézy</i>	43
5	Metodika	46
5.1	<i>Výzkumný soubor</i>	46
5.2	<i>Intervence</i>	47
5.2.1	Aplikace konkrétního kineziotapu pro tuto práci.....	47
5.3	<i>Přístrojové vybavení</i>	48
5.3.1	CODA Motion System.....	48
5.3.2	Plošiny Footscan.....	49
5.3.3	Silové desky Kistler.....	51
5.4	<i>Postup získávání dat</i>	51
5.5	<i>Postup při zpracování dat...</i>	53
6	Výsledky	60
6.1	<i>Posturální stabilita</i>	60
6.2	<i>Dynamické parametry chůze</i>	62
6.2.1	Výška klenby na základě výpočtu indexu Chippaux – Šmiřák.....	62
6.2.2	Zatížení chodidla při chůzi.....	65
6.2.3	Rozložení sil pod chodidlem během krokového cyklu.....	67
6.3	<i>Kinematická analýza</i>	68
7	Diskuze	70
7.1	<i>Diskuze k posturální stabilitě</i>	70
7.2	<i>Diskuze k dynamickým parametrům chůze</i>	70
7.2.1	Diskuze k výšce klenby na základě výpočtu indexu Chippaux – Šmiřák.....	70
7.2.2	Diskuze k zatížení chodidla při chůzi.....	72
7.2.3	Diskuze k rozložení sil pod chodidlem během krokového cyklu.....	72
7.3	<i>Diskuze ke kinematické analýze</i>	73
7.4	<i>Diskuze ohledně úskalí experimentu</i>	74
8	Závěr	76
	Seznam použité literatury.....	78
	Seznam obrázků.....	84
	Seznam tabulek.....	86
	Seznam grafů.....	87
	Přílohy.....	88

Seznam použitých symbolů a zkratek

2D - dvoudimenzionální

3D - trojdimenzionální

atd. – a tak dále

Co. - company

COG – centre of gravity

COM – centre of mass

COP – centre of pressure

cm - centimetr

CX1 – označení snímací jednotky systému CODA Motion

delta X – výchylky v pravolevém směru

delta Y – výchylky v předozadním směru

et al. – a kolektiv

flp – flamingo test pro pravou dolní končetinu

fll – flamingo test pro levou dolní končetinu

F_x – mediolaterální složka síly

F_y – anteroposteriorní složka síly

F_z – vertikální složka síly

GmbH – Gesellschaft mit beschränkter Haftung

GRF – ground reaction force

Ltd. - limited

mm - milimetr

např. - například

P_Max – maximální zatížení

ROM – range of motion

s.r.o. – společnost s ručením omezeným

std. - standard

ssoo – široký stoj s otevřenýma očima

sszo – široký stoj se zavřenýma očima

TTWA – total traveled way area

usoo – úzký stoj s otevřenýma očima

uszo – úzký stoj se zavřenýma očima

vs. - versus

1 Úvod

Noha je jednou z nejdůležitějších základů těla, a je proto logické, že její postavení může ovlivnit i vyšší etáže hybného systému člověka. Funkčnost nohy je rovněž jedním z rozhodujících kritérií pro posturální stabilitu a lokomoci. Aby noha správně fungovala, je třeba, mimo jiné, aby bylo zajištěno její správné klenutí. Pokud je funkce či struktura nožních kleneb narušena, může docházet k rozvoji nefyziologických jevů v mnoha oblastech našeho těla. Nejčastěji se můžeme setkat s patologií ve smyslu klenby snížené.

Ačkoliv se obor fyzioterapie neustále rozvíjí a přicházejí nové metodiky a techniky určené k léčbě muskuloskeletálního systému, terapie plochonoží je stále poměrně náročným během na dlouhou trať. Abychom dosáhli požadovaných výsledků, je v tomto případě zvláště důležitá motivace a spolupráce pacienta. Bez důsledného aktivního zapojení se pacienta do terapie nelze tuto patologii řádně zvládnout. Nicméně, kromě aktivní práce, jsou možnou součástí léčby i metody pasivnějšího rázu.

Jednou z nich je právě kineziotaping. Tak jako ve většině případů, i tento typ terapie obsahuje větší množství technik, které je možno použít. V praxi se často setkáváme s technikou vazivové korekce. Nebylo ale potvrzeno, že tato technika má včasný pozitivní vliv na nesprávné postavení některých dalších úseků ve vyšších etážích těla, které na základě plochonoží vzniká, a tudíž přetrvává i chybný stereotyp chůze a další komplikace s tím související. Proto bychom rádi ověřili účinnost méně používané funkční korekční techniky, která by ovšem, kromě lokálního účinku, mohla mít vliv i na postavení vzdálenějších segmentů, a tím chůzi, která je nedílnou součástí našeho každodenního života.

2 Přehled a rozbor literatury

Jak říká Véle (2006) chůze je nejběžnějším typem lokomoce, který slouží jednak k základním životním potřebám při sebeobsluze, ale např. i při práci v zaměstnání. Z toho vyplývá, že je součástí našeho každodenního života a vzhledem k tomu je potřebné, aby během ní vše fungovalo tak, jak má. Rozborem chůze se zabývá velké množství literatury, ale jako zlaté standardy se stále využívají poznatky americké lékařky Jacquelin Perry (1992), která sepsala publikaci pod názvem *Gait analysis – normal and pathological function*, jež je mnohokrát citována i v současné literatuře. Kinematika jednotlivých kloubů dolní končetiny a pánve při chůzi je velmi dobře popsána také v článku Murraye (1964), který byl uveřejněn v časopise *The Journal of Bone Joint Surgery*. Tyto informace jsou pro správný rozbor chůze stěžejní. Z českých autorů se chůzi mimo jiné zabývá již zmiňovaný Véle následován Kolářem (2009), který poznatky výše uvedených autorů shrnuje i ve své knize *Rehabilitace v klinické praxi*. Zároveň se zde dočteme i o konkrétních změnách, které nastanou během chůze díky chybnému postavení daných segmentů při plochonoží. Dodává také své poznatky o analýze chůze. Poznatky o chůzi zmiňují ve svém článku i Svoboda a Janura (2010), kteří se zde specializovali především na 3D kinematickou analýzu. Informace o silových plošinách a rozložení sil pod nohou při chůzi získáme z prací Kirtleyho (2006), Robertsona et al. (2004), Whittlea (2007) a DeLisy (1998). Kromě 3D kinematické analýzy a analýzy rozložení sil pod chodidlem byla dalším prostředkem k získávání informací o chůzi dynamická plantografie. Poznatky o ní zapsal Winter (1995) a hodnocením klenby na plantogramu se zabýval Urban et al. (2000). Klasifikaci výšky klenby na základě indexu Chippaux – Šmiřák, která se k této práci vztahuje, popsal Klementa (1987). Významné poznatky k posturální stabilitě a jejímu vyšetření přináší především Kapteyn et al. (1983).

K pochopení problematiky plochonoží je třeba znát anatomické a kineziologické souvislosti. Anatomii nejlépe popisuje Čihák (2001) a standardem pro kineziologii zůstává Kapandji (1987, 2008). Podrobněji se klenbami nožními zabývají i Tichý (2008) a Kolář (2009). Velmi detailní informace, které se týkají nohy všeobecně, je možné najít v publikaci Vařeky a Vařekové (2009), která nese název *Kineziologie nohy*.

Co se týče kineziotapingu, je nutné na prvním místě jednoznačně zmínit autora této techniky, a tím byl japonský chiropraktik Dr. Kenzo Kase, který se kineziotapingem zabýval již od roku 1973. Provedl velké množství studií a napsal mnoho článků a postupně tak získal materiál i pro svou rozsáhlou knihu s názvem *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping*, jejíž druhé vydání vyšlo v roce 2003. Principy tapingu se zabýval i Simoneau (1997), který ve svém článku pro časopis *Journal of Athletic Training* uvedl, že účinek této metody je založen hlavně na stimulaci proprioceptivního a senzomotorického systému. Tímto se ve svých pracích zabývají např. Schleip (2003), Edin (2001) a Riemann (2002). Footer ve svém článku z roku 2006 pro časopis *Pediatric Physical Therapy* zase popisuje princip korekčních technik, který je stěžejní pro tuto práci. Množství informací o kineziotapingu lze získat i na webových stránkách výrobců a prodejců těchto pásek a to hlavně na stránkách jihokorejské společnosti *Towatek Korea Co., Ltd.* Pro Českou a Slovenskou republiku tyto pásy pod značkou *TEMTEX* dováží firma *Rehasport Trade s. r. o.* Kromě distribuce materiálu pořádá společnost i odborné kurzy a přednášky a nemalým přínosem je i její publikační činnost týkající se této metody. Pravděpodobně největšími odborníky na kineziotaping jsou v České republice Bc. Jitka Kobrová a MUDr. et Mgr. Robert Válka, kteří v roce 2012 vydali publikaci s názvem *Terapeutické využití kinesio tapu*.

Pro správné provedení analýzy chůze v tomto experimentu je třeba znát ještě výsledky několika studií, které se touto analýzou zabývaly. Například výzkum Pietraszewskiho et al. z roku 2012, který se věnoval chůzovým vzorům u zdravých osob, uvádí, že jsou značné rozdíly mezi rychlou, preferovanou a pomalou chůzí. Se zvyšováním rychlosti se mění rozsah pohybu (dále ROM) v kyčlích, kolenou a kotnících v sagitální rovině a to tak, že pokud se zvýší rychlost, zvýší se i ROM. Taktéž uvádějí, že nebyly pozorovány statisticky významné rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou. Tyto výsledky korelují s poznáním Kettelkampa et al. (1970), který dále uvádí, že nepozoroval ani žádný významný rozdíl v chůzi mezi pohlavími, kromě pozice kolene v mid-stance fázi chůze. Kadaba et al. (1989) studovali opakovatelnost proměnných pro kinetická, kinematická a EMG data a časoprostorové parametry u čtyřiceti subjektů. Jejich výsledky ukazují, že pokud jde subjekt přirozenou rychlostí, tak se tyto proměnné opakují. Stejného úsudku se dobral i Crowney et al. (1997). Stansfield et al. (2001) studovali chůzi u šestadvaceti

sedmiletých dětí, aby porovnali důležitost věku na rychlost chůze. Z jejich studie vyplývá, že kinematika a kinetika jsou charakterizovány hlavně rychlostí a ne věkem. Proti tomu se částečně staví studie Ostrosky et al. (1994). Ti popisují aktivní ROM během přirozené rychlosti chůze u mladších a starších osob. Shledávají významné rozdíly u chůzového vzoru starších lidí, kteří mají nižší rozsah extenze v kolenních kloubech a dělají kratší kroky. Dále odporuje i studie Chestera et al., kteří identifikovali rozdíly v kinematických a kinetických parametrech mezi tří až třináctiletými dětmi (2006) a dospělými (2008) a poukázali na nutnost používání jiných normativních dat vztažených k věku ke klinickému hodnocení chůze u dětí. Z tohoto mimo jiné pro náš experiment vyplývají podmínky pro výběr probandů.

3 Teoretická část

3.1 Kineziotaping

3.1.1 Vývoj kineziotapingu

Metoda aplikace elastických pásek neboli kineziotapů se začala rozvíjet na počátku sedmdesátých let minulého století. Jedná se v podstatě o inovaci již existujících rigidních pásek, která přináší řadu pozitiv. Nejenže je zajištěna stabilizace segmentu jako u rigidních tapů, ale současně nedochází k omezování pohybu fascií a rozsahu pohybu v kloubu. Nezamezuje se ani průtoku krve a lymfy, tudíž tato technika nebrání hojení poraněných tkání (Kobrová, Válka, 2012).

Za „otce“ kineziotapingu je považován japonský chiropraktik Dr. Kenzo Kase, který přišel s materiálem, jehož struktura a elasticita je velmi blízká lidské kůži. Od té doby začal být kineziotaping využíván a účinky byly pozorovány i u vrcholových sportovců. Nicméně do podvědomí široké veřejnosti se tato technika dostala až díky Letním olympijským hrám v Athénách v roce 2004. V současné době můžeme kineziotaping považovat za celosvětově rozšířenou a velmi používanou metodu, která je ale, oproti původnímu účelu, využívána z 85 % mimo oblast sportu, tedy ve fyzioterapii, ortopedii, pediatrii, neurologii, ergoterapii atd. (Kobrová, Válka, 2012).

3.1.2 Princip kineziotapingu

Účinek této metody je založen především na stimulaci proprioceptivního a senzomotorického systému (Simoneau, 1997).

3.1.2.1 Regulace svalového tonu

Právě vliv na svalový tonus byl prvním důvodem pro aplikaci této metody. Zpočátku našel kineziotape využití hlavně u lokálního hypertonu, později ale i při hypertonu centrálního původu, hypotonu i svalových atrofiích (Kase, 2003).

Pro regulaci svalového tonu jsou potřebné informace o změně délky a zatížení svalu. Tyto jsou zprostředkovány pomocí mechanoreceptorů (Schleip, 2003).

Díky tahu tapu přes kůži a podkoží jsou mechanoreceptory svalu stimulovány (Edin, 2001).

3.1.2.2 Zlepšení stability kloubu a posturální kontroly

Pro správné nastavení segmentu, jeho stabilitu a posturální kontrolu je třeba dostatečné množství propioceptivních informací. Jestliže se segment nachází v patologické poloze, aferentní informace nemohou být adekvátní. Pokud dodáme chybějící propioceptivní a exteroceptivní aferentaci, můžeme dosáhnout zlepšení stability kloubu (Riemann, 2002).

Abychom dosáhli optimální propiocepce, můžeme kineziotapingem provést přímo korekci postavení, kdy příslušný segment nastavíme do centrovaného postavení (Kase, 2003). Princip korekčních technik spočívá v biofeedbacku. Pokud se segment posune za hranici fyziologického nastavení, které je vymezeno tapem, zvýší se podráždění receptorů a dojde k uvědomění si oblasti, následně opravě pohybu a zlepšení posturální kontroly (Footer, 2006).

3.1.2.3 Urychlení cévní cirkulace a lymfatické drenáže

Aplikace kineziotapu snižuje tlak v tkáních pod páskou, a tím se zvyšuje průtok krve v povrchovém krevním řečišti. Díky dostatečné cévní cirkulaci se urychluje proces hojení (Kase, 2003, 1997).

Pokud chceme dosáhnout redukce otoku, je třeba zlepšit lymfatickou drenáž. Lymfatickým tapováním lze dosáhnout srovnatelných výsledků jako manuální lymfodrenáží a efekt techniky lze podpořit pohybovou terapií (Shim, 2003).

3.1.2.4 Redukce bolesti

Nociceptory mohou být drážděny například zvýšením tlaku ve tkáních v důsledku komprese tkání při zánětlivém procesu. Pokud podpoříme cirkulaci cévního a lymfatického řečiště, dojde k dekompresi a nocicepce je snížena (Constantinou, 2010). Cílenou aplikací tapu můžeme tuto nocicepci snížit (Kase, 2003). Dle informací uvedených výše, kineziotaping stimuluje propio a exteroceptory, proto lze nocicepci

regulovat na základě vrátkové teorie.

3.1.3 TEMTEX kineziotapy

Používání kineziotapů se v dnešní době velmi rozšířilo, a to natolik, že jej lze považovat za tzv. „boom“. To s sebou také nese určitou snahu některých společností, které vyvíjejí různé materiály, podobné původním, za účelem zvýšení komerce a zisků. Proto není jednoduché vybrat si z několika nabízených značek, které jsou k dostání na českém trhu. Nicméně nejvíce ověřené a používané jsou pásky od jihokorejské společnosti Towatek Korea Co., Ltd. pod značkou TEMTEX tape. Produkty TEMTEX jsou dováženy již od roku 2008 firmou Rehasport Trade s. r. o., která zastupuje tuto značku na českém i slovenském trhu (Rehasport Trade s. r. o., 2012).

Tyto pásky byly navrženy tak, aby se daly podélně protáhnout až o 55 – 60 % klidové délky. Tento stupeň protažitelnosti se nejvíce blíží elastickým vlastnostem lidské kůže. Pro aplikaci v požadovaném napětí je třeba brát v úvahu, že TEMTEX tape je přenášen na papíře již s 25 % možného protažení. Elasticita kineziotapu je efektivní po tři až pět dní, pak se elastický polymer vytrácí. Tloušťka kineziotapu je přibližně stejná jako epidermis, což bylo plánováno, kvůli vnímání váhy, abychom se vyhnuli nechtěné stimulaci senzorů. Přibližně po deseti minutách by si pacient neměl být vědom, že má kineziotape nalepený. Páska je tvořena polymerními elastickými vlákny, která jsou obtočena vlákny ze stoprocentní bavlny, což dovoluje odpařování vlhkosti a rychlé schnutí. Přílnavá plocha je ze 100 % akryl a aktivuje se teplem. Akrylové lepidlo je aplikováno ve vlnkách, které připomínají otisky prstů, což nejen napomáhá nadzdvihnutí kůže, ale také jejímu odpařování. Před aplikací musí být kůže odmaštěná, oholená a osušená. Design pásky v kombinaci s unikátní aplikací zajišťuje správný účinek této metody (Towatec Corporation, 2009).

3.1.4 Části kineziotapu

Kotva je výchozí část kineziotapu (obvykle 2, 5 až 5 cm, u korekčních tapů, kde se tape více napíná je lépe ponechat na kotvu 5 až 10 cm). U některých typů aplikace se kotva umísťuje i na střed kineziotapu. Kotvu nikdy nenapínáme a lepíme ji pokud možno v neutrální pozici segmentu. Úsek mezi kotvou a koncem

nazýváme bází neboli „terapeutickou zónou“ tapu. Tuto část většinou napínáme. Konec je opět aplikován bez napětí (Kobrová, Válka 2012).

3.1.5 Aplikace kineziotapu

Zpočátku je nutno připravit kůži, tedy odmastit, oholit a osušit.

Pro delší trvanlivost kineziotapu je vhodné zastříhnout rohy do oblouku, aby nedocházelo k jejich časnému odlepování např. zachytáváním o oděv při oblékání či svlékání.

Poněkud náročnější může někdy být sejmutí tapu z podkladového papíru, jelikož bychom se neměli po odlepení dotknout jeho lepidla. Nejčastěji je proto využíváno roztržení podkladu. Kineziotape se obvykle z podkladového papíru snímá po částech, tedy nejprve kotva a pak teprve báze a ostatní části, abychom zabránili jeho znehodnocení.

Kineziotapy můžeme aplikovat i přes sebe, ale kotvu a konec bychom měli vždy aplikovat přímo na kůži (Kobrová, Válka, 2012).

Existuje několik tvarů, velikostí a barev pásek. Pravidla jejich výběru, nejsou cílem této práce, proto zde nebudou uvedena.

3.1.6 Techniky kineziotapingu

Pro úplnost textu bude uveden základní přehled technik kineziotapingu. Podrobnější popis bude vynechán vzhledem k tomu, že s řešenou problematikou plně nesouvisí. Detailněji bude popsána pouze technika, která se přímo vztahuje k této práci.

Techniky kineziotapingu rozdělujeme na základní (inhibice nebo facilitace svalu) a korekční. Korekčních technik rozlišujeme šest (mechanická, fasciální, prostorová, vazivová/šlachová, funkční a lymfatická) a výběr konkrétní techniky závisí na tom, jaké poměry zamýšlíme aplikací v dané oblasti zlepšit.

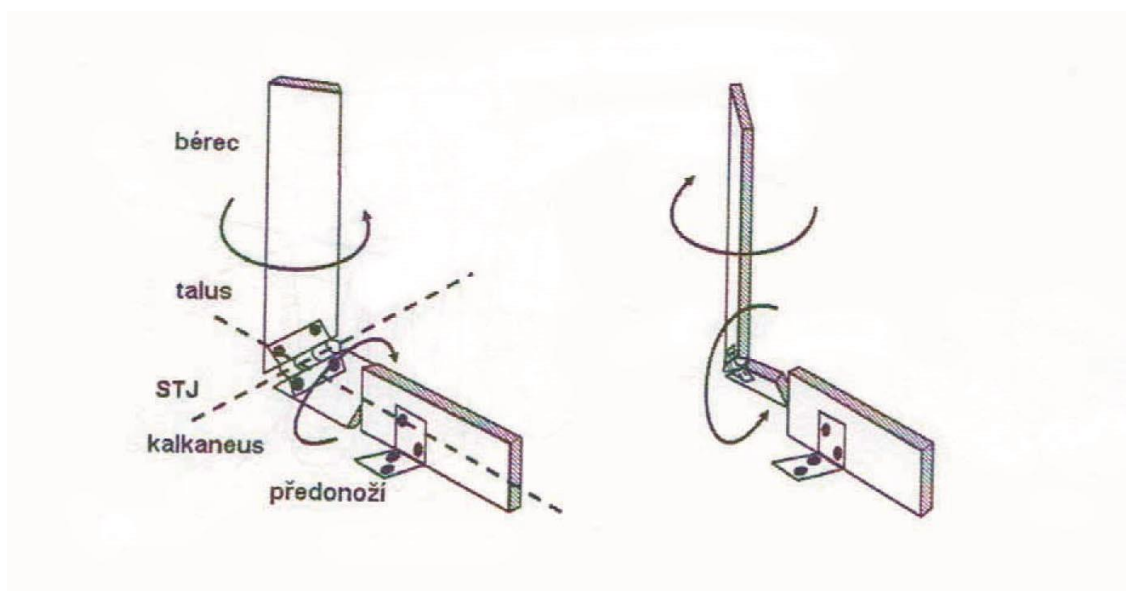
Pro experiment související s touto prací bude použita technika funkční korekce. Touto technikou dosáhneme zvýšení kožního napětí a tím změny percepce pozice kloubu. Na zvýšené napětí odpovídá centrální nervová soustava snahou nastavit pozici kloubu tak, aby se co nejvíce normalizovalo zvýšené napětí na kůži. Pracujeme

s napětím 50 % a více a část kineziotapu je aplikována v průběhu aktivního pohybu (Kobrová, Válka, 2012).

3.2 Plochonoží

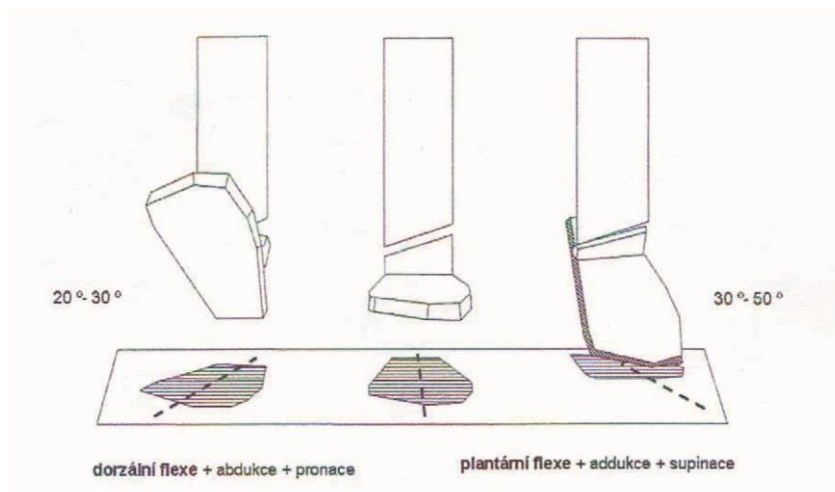
3.2.1 Funkční vztahy kloubů dolní končetiny

V rámci problematiky plochonoží je nutné zaměřit se v první řadě na akrální část dolní končetiny, tedy nohu. Zde je důležité zmínit vzájemné vazby mezi předonožím a zánožím, které spojuje Chopartův neboli transverzotarzální kloub. Chopartovo skloubení (anatomicky tvořeno talonavikulárním a kalcaneokuboidním skloubením) má podélnou a šikmou osu (Kapandji, 1987). Podélná osa dovoluje, aby předonoží zůstalo v kontaktu s podložkou, ačkoli zánoží sleduje pohyby bérce. Tato osa prochází skrz druhý metatarz a odehrávají se okolo ní pohyby v rovině frontální, tedy pronace a supinace. Šikmá osa hraje hlavní roli v odpružení nohy a odehrávají se okolo ní pohyby do plantární flexe společně s addukcí a dorsální flexe s abdukcí. Po dopadu paty při chůzi pak dochází k odemčení kloubu v této ose a ztlumení dopadu. Chodidlu je tak dána možnost přizpůsobit se terénu (Vařeka, Vařeková, 2009). Funkci transverzotarzálního kloubu můžeme dobře pochopit na modelu pantu s pivotem (obrázek 1).



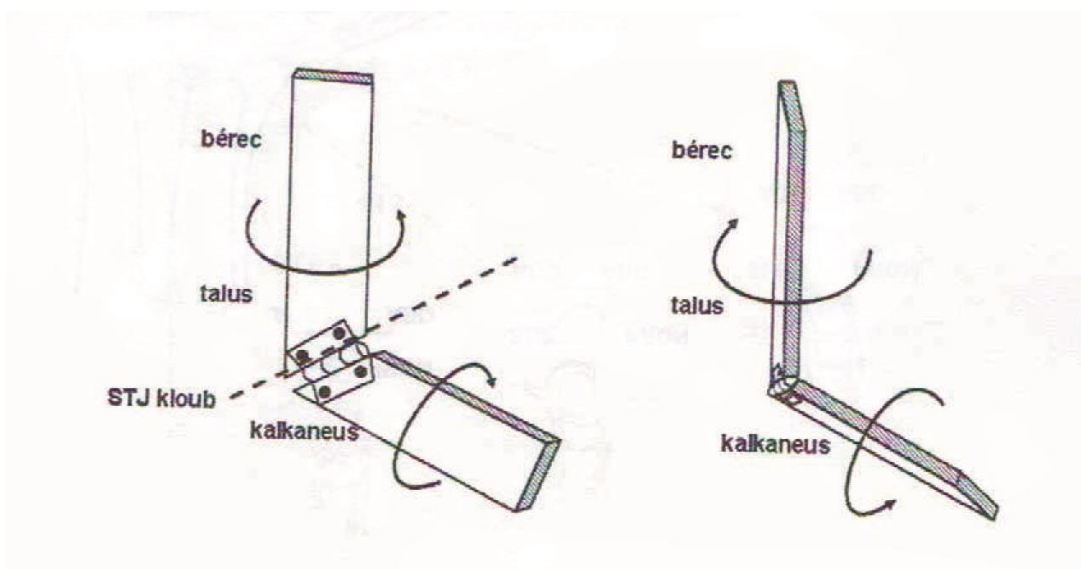
Obrázek 1: Funkce transverzotarzálního kloubu (převzato z Vařeka, Vařeková, 2003)

Další významné spojení na noze představuje subtalární kloub. Jedná se o spojení mezi talem a kalkaneem, jejichž poloha je dána ve fylogenezi proběhlým pronatorním zkrutem. Základními pohyby jsou pronace a supinace v rovině frontální a v rovině transverzální abdukce a addukce. Plantární a dorsální flexe v rovině sagitální jsou pohyby minimálního rozsahu, více toto přebírá talokrurální kloub, jehož osa s rovinou sagitální svírá větší úhel. Pohyb kolem této osy znázorňuje dobře obrázek 2 z publikace Vařeky a Vařekové, 2009.



Obrázek 2: Sdružené pohyby hlezenního kloubu (převzato z Vařeka, Vařeková, 2009)

Subtalární kloub vytváří spojení mezi bérce (vertikálou) a kalkaneem jako součástí chodidla (horizontálou). Funkce tohoto skloubení je zřejmá z obrázku 3.



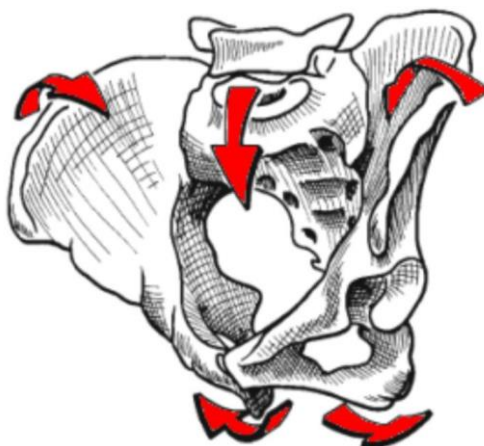
Obrázek 3: Funkce subtalárního kloubu (převzato z Vařeka, Vařeková, 2003)

Opět se zde uplatňuje pantový mechanismus, tedy rotace jednoho ramene pantu ovlivní rotaci druhého ramene pantu. V uzavřeném kinematickém řetězci tak vnitřní rotace tibie, která se přenesse na talus, vyvolá přes tento kloub pronaci kalkaneu a zevní rotace naopak supinaci kalkaneu (Vařeka, Vařeková, 2009).

Dalším důležitým proximálněji postaveným kloubem je kloub kolenní. Základními pohyby zde jsou flexe a extenze. Během nich dochází k dvojímu druhu pohybu – valivý pohyb a smykový pohyb. Strukturálně je větší pohyblivost dána laterálnímu kondylu femuru a tím tedy dochází i k rotaci femuru v rovině transverzální. K minimálním pohybům v kolenním kloubu dochází i v rovině frontální. Hovoříme o abdukci a addukci, někdy také valgozitě a varozitě. Během chůze dochází ke střídání addukce femuru, kolene do valgozity (stojná fáze) a abdukce femuru, kolene do varozity (švihová fáze) (Kapandji, 1987).

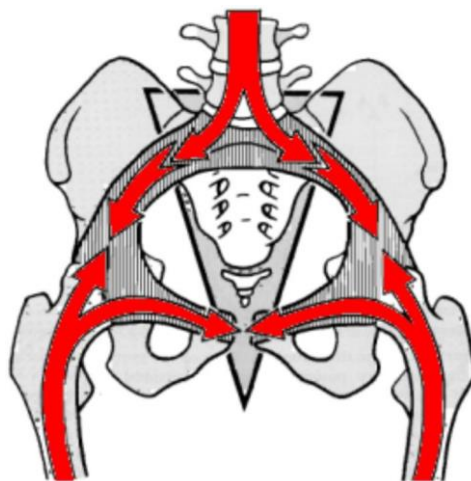
V kyčelním kloubu pohyb probíhá ve všech třech rovinách. Pohyby v otevřeném kinematickém řetězci vychází primárně z kyčelního kloubu, v kinematickém řetězci uzavřeném jeho pohyby ovlivňují okolní segmenty (Dvořák, 2005). Během převážné části stojné fáze dochází k externí rotaci femuru vůči tibií a interní rotaci stehenní kosti vůči pánvi (Kapandji, 1987; Vařeka, Vařeková, 2009).

Pohyby pánve lze popsat ze dvou pohledů. Můžeme hovořit o pohybech přímo mezi pánevními skloubeními, jimiž jsou párové sakroiliakální skloubení (dále SI) a chrupavčité spojení symfýzy. Nebo hodnotit pohyby pánve jako celku. Pokud se díváme na pánev jako celek, pak pozorujeme pohyby v rovině sagitální (anteverze a retroverze), v rovině frontální (laterální úklon) i v rovině transverzální (rotace pánve okolo vertikální osy) (Véle, 2006, Kapandji, 2008). Co se týče symfýzy, jedná se o chrupavčité spojení s minimální pohyblivostí. V neposlední řadě je třeba zmínit SI skloubení a jeho pohyby ve smyslu nutace (obrázek 4) a kontranutace. Jde o mírný vzájemný posun artikulujících kostí, kdy se při osovém zatížení sakrální kost se svým promontoriem pohybují anteriorně a inferiorně a kostrč naopak posteriorně, kyčelní kosti se přibližují a sedací hrboly se vzdalují. Jde o pohyb ve frontální rovině. Při kontranutaci se jedná o pohyby opačného charakteru (Kapandji, 2008).



Obrázek 4: Znázornění nutace v SI skloubení (převzato z Kapandji, 2008)

Pánev je po funkční stránce převodníkem zátěže mezi dolními končetinami a osovým orgánem (Véle, 2006). Obě poloviny sakra mají mezi sebou rovnoměrně rozloženou hmotnost trupu, která se dále přenáší přes kosti sedací k acetabulu. Část reakční síly podložky jde v opačném (distoproximálním) směru přes hlavici femuru též k acetabulu. Zbytek směřuje přes raménka stydkých kostí a setkává se v místě symfýzy (Kapandji, 2008) (obrázek 5).

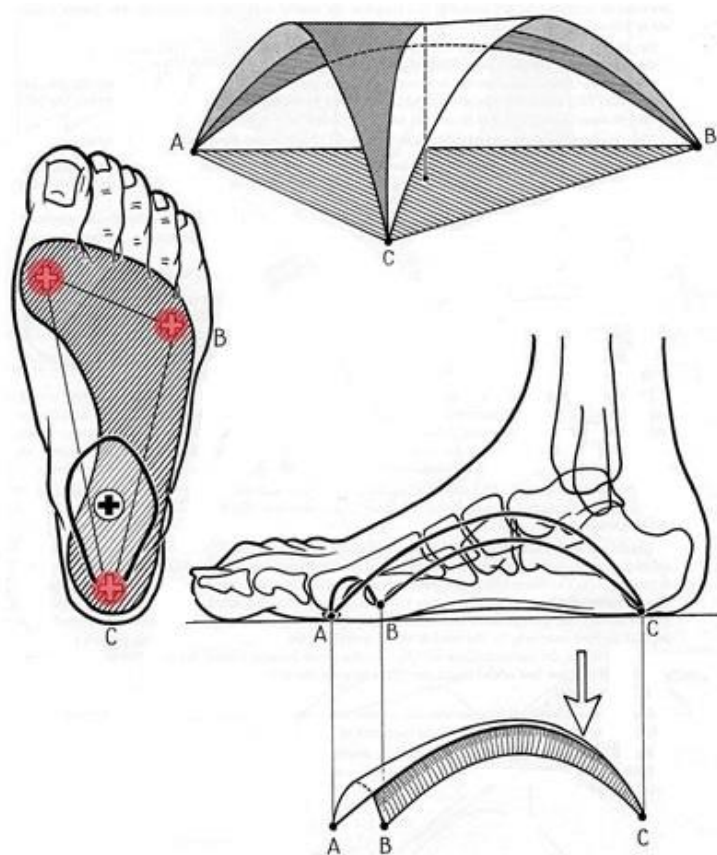


Obrázek 5: Přenos a rozložení sil v oblasti pánve (převzato z Kapandji, 2008)

3.2.2 Nožní klenba

Z pohledu statiky se klenba rovná útvaru, který přenáší na něj působící zatížení na pilíře. S klenbou nožní je to obdobné. Tři hlavní oblouky (mediální, laterální a příčný), které ohraničují celou klenbu nožní, se sbíhají do tří pilířů,

kteře jsou o podložku opřeny hlavičkou I. a V. metatarzu a dorsální částí kalkaneu (Vařeka, Vařeková, 2009) (obrázek 6). Vrchol kleneb najdeme v os naviculare (Tichý, 2008). Pro úplnost, mediální, tedy vyšší oblouk, tvoří talus, os naviculare, ossa cuneiformia a první až třetí metatarz. Laterální oblouk je tvořen kalkaneem, os cuboideum a posledníma dvěma metatarzy (Vařeka, Vařeková, 2009; Medek, 2003).



Obrázek 6: Nožní klenba (upraveno dle Kapandji, 1987)

Podélné i příčné klenutí ovlivňuje hned několik faktorů, tj. především konfigurace kostí a kloubů a napětí vazů, které tyto elementy propojují. Dále také některé svaly, jejichž činnost řídí centrální nervový systém (Vařeka, Vařeková, 2009, 2003). Kapandji (1987) uvádí, že ve statickém zatížení převažují v úloze udržení nožní klenby právě pasivní struktury. Zároveň ale dodává, že v dynamice se více projevuje činnost svalová. S funkcí svalové složky, zvláště při dynamickém zatížení, souhlasí i Medek (2003).

Tarzální kosti spojují krátké vazy. Nicméně tyto nejsou z hlediska tvaru klenby

tak významné jako vazy delší a to především plantární aponeuróza, která jde od tuber calcanei až k hlavičkám metatarzů. Aponeuróza, mimo významné role v zajištění nožní klenby také pomáhá při zpevnění nohy v období střední opory a odrazu při chůzi (Vařeka, Vařeková, 2009). Tichý (2008) dále uvádí, že na tvaru klenby se dále podílí i ligamentum plantare longum, jdoucí od tuber calcanei až po baze metatarzů, a ligamentum metatarsum transversum profundum, které oproti dvěma předchozím vazům, probíhá nohou příčně a propojuje klouby mezi hlavičkami metatarzů a bazemi prvních článků prstů).

Ačkoliv mají různí autoři rozdílné názory na roli svalů v udržování nožních kleneb, nejčastěji se v jejich pracích shodují na čtyřech svalech, které klenutí ovlivňují. Podle Tichého (2008) nožní klenby podporují hlavně dva svaly a to musculus tibialis anterior a musculus fibularis (peroneus) longus. S tímto souhlasí také Vařeka, Vařeková (2009). Kapandji (1987) tvrdí, že mimo jiné je plochá noha důsledkem insuficience i musculus tibialis posterior, s čímž souhlasí i Čihák (2001).

Musculus tibialis anterior se upíná v blízkosti společného vrcholu podélných i příčné klenby a svým tahem obě klenby vyvyšuje. Proti němu stojí musculus triceps surae, jehož tah naopak klenby oplošťuje. Příčnou klenbu podporuje především musculus fibularis longus, jehož šlacha prochází napříč nohou a společně s musculus tibialis anterior je často označován jako „šlachový třmen“ (Tichý, 2008). Musculus fibularis longus podpírá také přední část kalkaneu, a tím ovlivňuje i laterální klenbu (Kapandji, 1987). Musculus tibialis posterior táhne os naviculare dozadu a dolů pod hlavicí talu a zdvihá tibiální okraj nohy, čímž podchycuje její podélnou klenbu (Kapandji, 1987, Čihák, 2001).

Kapandji (1987) hovoří i o dalších svalech, které mají na klenutí nohy vliv. Zmiňuje, že mediální klenbu překlenuje hlavně musculus flexor hallucis longus a dále také musculus abductor hallucis longus. Tyto svaly ovlivňují zakřivení klenby hlavně na mediální straně, na laterální pak musculus abductor digiti minimi. Ve středu, tedy v oblasti II. – IV. metatarzu, se uplatňují musculus flexor digitorum longus et brevis.

Levangie a kol. (2005) pak diskutují o tom, že z funkčního hlediska mají významnou funkci i dorsální flexory palce, tedy musculus extensor hallucis longus et brevis. Ty totiž svojí činností napínají plantární aponeurózu.

V publikaci Vařeky a Vařekové (2009) se také můžeme dočíst, že svalová aktivita je nejdůležitější především v ontogenezi, kdy dochází k formování kostí a vazů za působení tahových sil svalů a tíhové síly. Po ukončení vývoje význam svalové aktivity na udržení integrity nožní klenby klesá. Aktivita svalů je ale důležitá za situací, kdy dojde k poruše funkce kostí či vazů, např. poúrazově. Tehdy totiž dochází k přetěžování některých ostatních vazů. To znamená, že nemohou dostatečně udržovat stabilitu kloubů. Ty se stávají hypermobilními a jsou více zapojovány svaly. Neekonomická práce svalů však vede k jejich přetížení, a tudíž nemohou plnit správně svoji funkci, čímž vznikne uzavřený kruh. Zde je nutná včasná intervence, jinak se deformity prohlubují, fixují se změny postavení ve vyšších etážích a dochází k fixaci změněných stereotypů i v centrální nervové soustavě.

3.2.3 Rozlišování plochonoží

Jak uvádí Vařeka a Vařeková (2009) je dobré rozlišovat klinický nález plochonoží a diagnózu plochá noha. Toto potvrzuje i Palaščíková Špringrová (2013). Zároveň dodává, že během její několikaleté praxe, která se na problematiku v oblasti nohou podstatně zaměřuje, se setkala u dospělého člověka s diagnózou plochá noha pouze výjimečně. Většinou se jedná pouze o klinický obraz. Rozdíl můžeme vidět v tom, že za tímto klinickým obrazem stojí většinou jiný primární problém a nález plochonoží je proto přidruženým symptomem. Plochá noha jako primární strukturální rigidní záležitost je pak určována jako diagnóza.

Pod pojmem plochonoží rozumíme dle Koláře (2009) snížení podélné klenby nohy s valgozitou kalkanea. Pokud chceme tuto deformitu klasifikovat, tak základně můžeme hovořit o vrozené ploché noze a získaném plochonoží. Plochá noha může být buď rigidní, kam řadíme vrozený strmý talus, nebo flexibilní, pes calcaneovalgus. Získané plochonoží nastává z důvodu chabého vazivového aparátu, při nervosvalových onemocněních, při kontrakturách a revmatických onemocněních a dalších (viz. níže v této kapitole).

Nejčastěji se setkáváme s plochonožím jako získanou statickou deformitou při chabosti vazivového aparátu (Kolář, 2009).

3.2.4 Plochá noha u dětí

Je třeba si uvědomit, že vývoj nohy se ukončuje mezi šestým až sedmým rokem života. Proto valgozitu kalkaneu, valgozitu kolenních kloubů a valgozitu a vnitřní rotaci v kyčelních kloubech považujeme do této doby za fyziologickou. Po uplynutí tohoto období považujeme valgozitu kalkaneu za patologickou. Kromě toho se může objevit také mediální a plantární pokles talu, abdukce nebo addukce předonoží a pronace I. metatarzu či vnitřní rotace osy hlezna.

První projevy se obvykle objeví až v pubertě, kdy se jedná o únavu nohou a bolesti na vnitřní straně nohy, které se mohou projíkat na přední stranu bérce, a to v průběhu musculus tibialis anterior. Součástí nálezu bývá i zkrácení Achillovy šlachy (Kolář, 2009).

3.2.5 Získané plochonoží u dospělých

Plochonoží v dospělém věku se může vyvinout z původně nedeformované nohy, avšak i z dětské ploché nohy. Příčinou bývá převážně dlouhodobé působení statické zátěže, kdy noha není schopna takové zatížení snášet, např. po dlouhodobém stání v zaměstnání, zdvihání těžkých břemen či v rámci některých silových sportů. Vedle toho může mít podíl nošení nevhodné obuvi, obezita a hormonální nerovnováha (Kolář, 2009; Medek, 2003).

Objektivně nacházíme valgozitu kalkaneu, kdy mnohdy dochází až ke ztrátě kontaktu zevní hrany paty s podložkou, předonoží bývá v abdukci a pronaci. Také se mohou objevit otoky a varixy. Při chůzi se neodvívá chodidlo od podložky, u výrazného plochonoží je došlap tvrdý a noha nepružní (Kolář, 2009).

Plochá noha se odráží jako bolest v oblasti kotníku a subtalárního skloubení s maximem pod zevním hlezem. Opět se bolest může propagovat až na přední stranu bérce. Objevit se mohou úponové bolesti v oblasti hlezna a nohy (Kolář, 2009).

Kromě podélně snížené klenby se také setkáváme s příčným rozšířením předonoží neboli „příčně plochou nohou“. Jedná se o divergenci metatarzů s valgozitou palce a varozitou malíku, kdy dochází k přetěžování II. – IV. metatarzu. Následkem bývá bolest předonoží lokalizovaná distálně od Lisfrancova skloubení neboli metatarzalgie a to jak při stožení, tak při chůzi. Někdy se dokonce přidruží

i parestézie 2. a 3. prstu, pak hovoříme o Mortonově neuralgii. Objektivně pozorujeme rozšíření předonoží, hlavičky II. – IV. metatarzu prominují do plosky a jsou palpačně bolestivé. V místech největšího tlaku se mohou objevovat otlaky. Palec směřuje do abdukce, malík do addukce a zvýšeným tahem extenzorů prstů může docházet až k flekčním deformitám typu „kladívkových prstů“. Typickou příčinou příčně ploché nohy je dlouhodobá zátěž ve stoji a při chůzi, podpořena navíc nošením nevhodné obuvi, zde konkrétně boty s vysokým podpatkem a úzkou špičkou (Kolář, 2009).

Medek (2003) ve svém článku uvádí i členění získaného plochonoží dle Stryhala. Prvním stupněm je noha přetížená neboli unavená. Jako druhý stupeň hodnotí pokles klenby v zatížení, v odlehčení se klenba opět modeluje. Třetí stupeň je popsán jako klenba trvale oploštělá, ale je možná pasivní modelace do fyziologického tvaru. Jako čtvrtý stupeň vidí fixovanou deformitu s nemožností korekce.

3.3 Chůze

K tomu, aby byla chůze bezpečná je zapotřebí zajistit stabilizaci vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak při pohybu. Udržení polohy i pohyb při lokomoci jsou dílem antigravitačních svalů. Svaly odrazové končetiny produkují propulzní sílu, která zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed a švihová končetina brání pádu, který je podporován gravitací při posunu těžiště vpřed (Véle, 2006).

3.3.1 Krokový cyklus a jeho fáze

Základně dělíme krokový cyklus na stojnou a švihovou fázi. Stojná fáze, která tvoří 60 % krokového cyklu je započata úderem paty o podložku a zakončena odlepením palce od podložky. Zbýlých 40 % krokového cyklu je tvořeno švihovou fází, která začíná odlepením palce a končí úderem paty. Jeden krokový cyklus, tedy celek, 100 %, je perioda mezi dvěma údery paty stejné nohy (Kolář, 2009).

Názvosloví týkající se fází krokového cyklu je hned několik, nejčastěji se ale užívají dva typy názvosloví a to dle Vaughana nebo dle Perry. Názvy v tabulkách 1 a 2 jsou uvedeny včetně originálního znění a zkratk, jelikož jsou tyto běžně používány.

3.3.1.1 Názvosloví podle Vaughana

	ČESKÝ NÁZEV	ORIGINÁLNÍ ZNĚNÍ	ZKRATKA
1	úder paty	heel strike	HS
2	kontakt nohy	foot flat	FF
3	střed stojné fáze	midstance	MS
4	odvinutí paty	heel off	HO
5	odraz palce	toe off	TO
6	zrychlení	acceleration	-
7	střed švihové fáze	midswing	MSW
8	zpomalení	deceleration	-

Tabulka 1: Názvosloví fází krokového cyklu podle Vaughana (Kolář, 2009)

3.3.1.2 Názvosloví podle Perry

	ČESKÝ NÁZEV	ORIGINÁLNÍ	ZKRATKA	PRŮBĚH
1	počáteční kontakt	initial contact	IC	0 – 2 %
2	reakce na zatížení	loading response	LR	2 – 10 %
3	střed stojné fáze	midstance	MS	10 – 30 %
4	konečný stoj	terminal stance	TS	30 – 50 %
5	předšvihová fáze	preswing phase	PSW	50 – 60%
6	počáteční švih	initial swing	ISW	60 – 70 %
7	střed švihové fáze	midswing	MSW	70 – 85 %
8	konečný švih	terminal swing	TSW	85 – 100 %

Tabulka 2: Názvosloví fází krokového cyklu podle Perry (Perry, 1992)

3.3.2 Kinematika fyziologické chůze

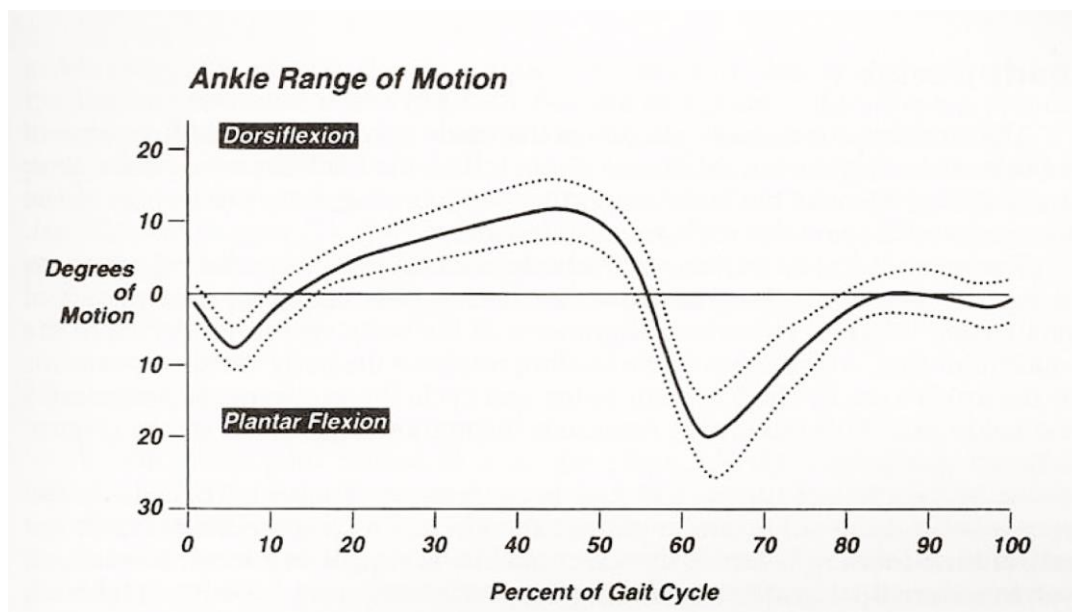
Kinematikou krokového cyklu se ve svých experimentálních pracích zabývalo již několik autorů a ne vždy došli ke stejným výsledkům. Z toho byl vyhodnocen závěr, že variabilita chůze každého člověka je podložena jednak strukturálně, kdy dochází k ovlivnění biomechanických faktorů např. váhou, výškou, rozdílným anteverzním

úhlem krčku femuru atd., a jednak průběhem motorického vývoje. Jedinečnosti chůze každého jedince je dnes dokonce využíváno k identifikaci osob. Navíc mohou chůzi ovlivňovat i různé zevní faktory jako kvalita povrchu, osvětlení atd. a vnitřní faktory typu únava, psychika atd. V neposlední řadě mohou být rozdílné výsledky z experimentů také důsledkem chyb měření či rozdílné metodiky prací (Vařeka, Vařeková, 2009).

V následujícím přehledu se budu držet informací, které jsou uvedeny v publikacích, jež jsou dodnes považovány za stěžejní pro tuto oblast, ačkoli některé z nich jsou již staršího data.

3.3.2.1 Kinematika hlezenního kloubu

Jedná se o jednoosý kladkový kloub a to znamená, že veškeré pohyby se dějí v rovině sagitální (Murray 1964). Průměrný fyziologický rozsah pohybu v této rovině, tedy flexe/extenze, je dle Perry (1992) v hlezenním kloubu $30^\circ (\pm 5^\circ)$ (graf 1).



Graf 1: Znázornění rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině během kroku při běžné chůzi (převzato z Perry, 1992)

* černá linie – průměrné hodnoty, tečkovaná linie – standardní výchylky

Iniciální kontakt je započat v neutrálním postavení kloubu. V této fázi směřuje vektor reakční síly za kotník. Postupně dochází k plantární flexi. První polovina

plantární flexe zaujímá 2 % krokového cyklu. V tomto okamžiku také dochází k absorpci energie nárazu a deceleraci tibie. Plantární flexe se rozvíjí až do poloviny fáze zatěžování, kde dosahuje 5°. Následuje dorsiflexe a nakonec se kotník vrací do neutrálního postavení (Perry, 1992).

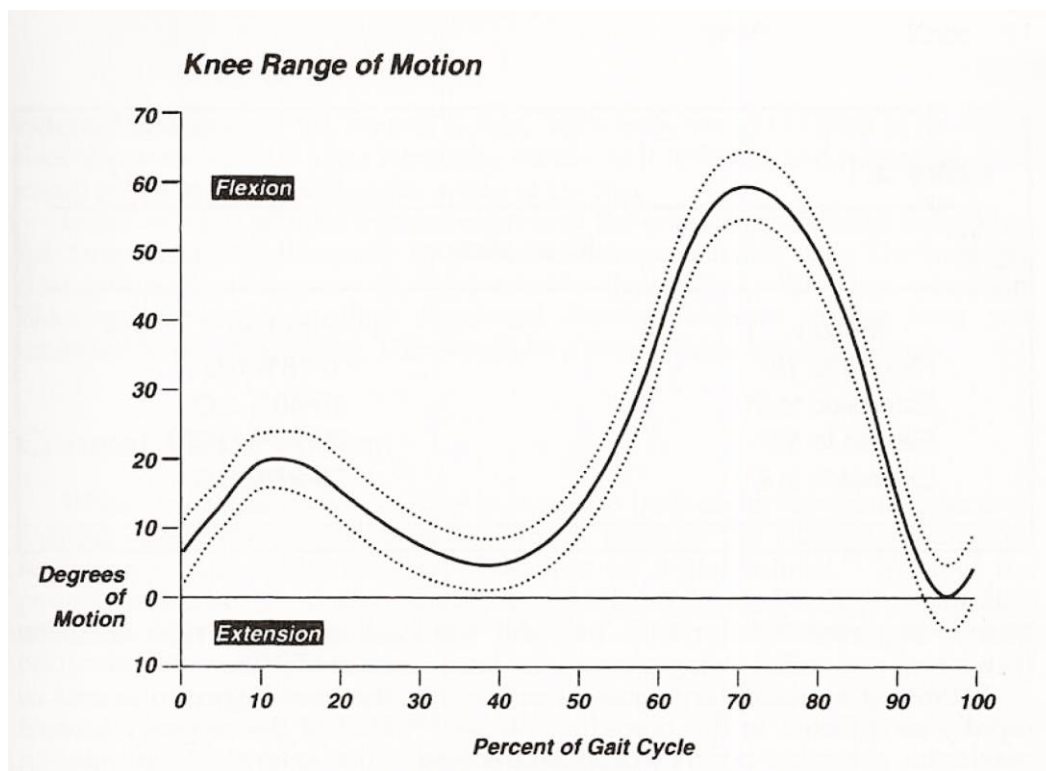
Během středu stojné fáze se tibie posouvá vpřed před chodidlo, dorsální flexe je 5° a pata i předonoží jsou stále v kontaktu s podložkou. Ke konci fáze se vektor reakční síly přesouvá k předonoží a pata se začíná odlepovat od podložky (Perry, 1992).

K plantární flexi dojde opět se začátkem dvouoporové fáze. Následně se přenesou hmotnost na druhou stojnou končetinu a to umožní rotaci chodidla okolo palce, kdy hlezno dosahuje 15° plantární flexe. Celkově je plantární flexe součástí 12 % krokového cyklu. Jako poslední se odlepuje palec a nastává dorsiflexe, kloub zaujímá opět neutrální postavení v 79 % krokového cyklu (Perry, 1992).

3.3.2.2 Kinematika kolenního kloubu

Kolenní kloub se pohybuje v sagitální rovině v rozsahu od 0 do 60° (Murray, 1964, Perry, 1992) (graf 2). Během iniciálního kontaktu se vychází z relativní extenze kolenního kloubu a vektor reakční síly podložky prochází středem nebo mírně za osou kloubu. Během zatěžování se zvyšuje flexe až do 20°, kde se zastaví, jakmile se předonoží dotkne země a pata se odlepuje, tedy ve 12 % krokového cyklu. V tu chvíli dochází k největšímu zatížení kolene, váha těla je zcela přenesena nad stojnou končetinu (Perry, 1992). V období střední opory najdeme průchod vektoru reakční síly přímo v kolenním kloubu a následně před ním (Vařeka, Vařeková, 2009).

Extenze kolenního kloubu nastupuje ve středním stoji a dosáhne maxima 3° uprostřed konečného stoje, následuje opět flexe, která na konci stoje dosahuje 10°, 40° během dvouoporové fáze a 60° v počátečním švihu (Perry, 1992). V období odrazu se osa kolenního kloubu přesune před vektor reakční síly podložky (Vařeka, Vařeková, 2009). Ve fázi středního švihu nastává extenze a švihová končetina směřuje před stojnou. V konečné švihové fázi se kolenní kloub dostává postupně do extenze (Perry, 1992).



Graf 2: Znárodnění rozsahu pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině během kroku při běžné chůzi (převzato z Perry, 1992)

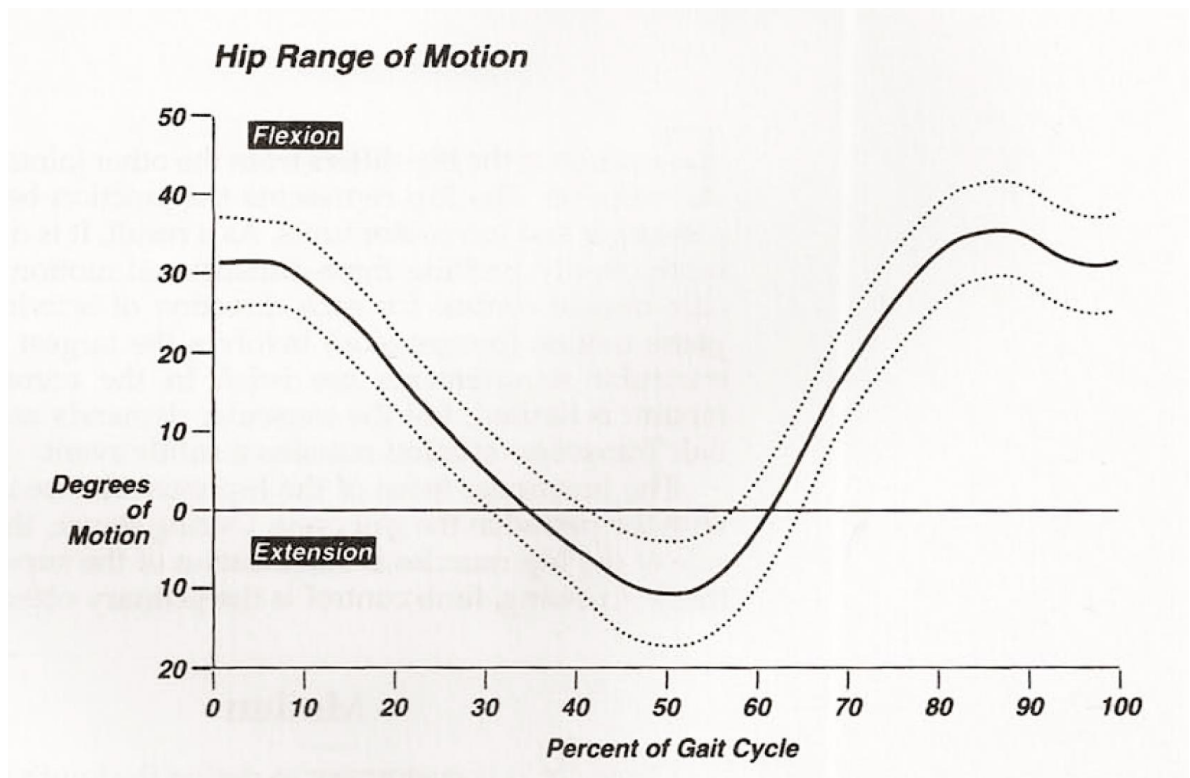
* černá linie – průměrné hodnoty, tečkovaná linie – standardní výchytky

3.3.2.3 Kinematika kyčelního kloubu

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině je dle Perry (1992) $40^\circ (\pm 5^\circ)$ (graf 3).

Počáteční kontakt vychází z 20° flexe, následně je segment téměř beze změny a až s nástupem středního stoje se objevuje pohyb do extenze. Ve 27 % krokového cyklu se kyčelní kloub dostává do neutrálního postavení a poté dojde k hyperextenzi, jejíž maximum je 20° a to ve fázi konečného stoje, který nastává v 50 % krokového cyklu (Perry, 1992). Na konci extenze dochází k přidružení anteriorního naklonění pánve (3 až 7°) a zevní rotace pánve (5°) (Murray, 1964).

V předšvihové fázi dochází k pohybu do flexe a extenze se snižuje a na konci této fáze dosahuje 10° . Během počátečního a středního švihu flexe v kyčelním kloubu progreduje a na konci těchto fází pozorujeme 25° až 30° flexi. Při konečné fázi švihu flexe mírně poklesne. Průměrný fyziologický rozsah pohybu v sagitální rovině je tedy $40^\circ (\pm 5^\circ)$ (Perry, 1992).



Graf 3: Znázornění rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině během kroku při běžné chůzi (převzato z Perry, 1992)

* černá linie – průměrné hodnoty, tečkovaná linie – standardní výchytky

V kyčelním kloubu se kromě pohybů v sagitální rovině objevují i pohyby v rovině frontální a transverzální. V rovině frontální je iniciální kontakt započat v neutrálním postavení, ale s postupným přenosem váhy na stojnou končetinu dochází ke zvýšení addukce až do 10° (i zde je minimální souhyb pánve). Tendence k návratu do neutrálního postavení začíná uprostřed předšvihové fáze a pohyb do abdukce pokračuje i během počátečního švihů až do svého maxima 5° , kterého je dosaženo po ukončení odrazu (Perry, 1992, Murray, 1964).

Během chůze se objevují i malé pohyby ve smyslu zevní a vnitřní rotace. Na konci zatěžování dosahuje maxima vnitřní rotace, ve fázi počátečního švihů zevní rotace (Levens, 1948).

3.3.2.4 Kinematika pánve

Pohyb pánve během chůze je realizován ve všech třech rovinách.

Vzhledem k fyziologickému desetistupňovému anteriornímu naklopení pánve, vychází pohyb v sagitální rovině právě z tohoto postavení. K největšímu posteriornímu naklopení dochází v jednooporové fázi a poté během počátečního švihu. Anteriorní naklopení dosahuje maxima během konečného stoje a švihu, kde prodlužuje délku kroku. Pohyby se dějí v rozsahu 4°.

V tomto rozsahu se odehrává i pohyb ve frontální rovině. Za addukci považujeme pokles pánve na straně švihové končetiny během předšvihové fáze, za abdukci pak pohyb ve stejný okamžik na kontralaterální straně.

Rotace probíhají v rozsahu 10°. Největší rotace vzad se objevuje během konečného stoje a vpřed během konečného švihu a počátečního kontaktu. Ve středu stojné fáze a ve fázi švihu se rotace neobjevují (Perry, 1992).

3.3.3 Chůze u osob s plochonožím – patologický pohybový stereotyp

Typické pro chůzi osob s plochonožím je tzv. „rozplácnutí“ nohy o podložku. Toto můžeme pozorovat během postupného zatěžování a středu stojné fáze, kdy dochází ke snížení mediálního oblouku nohy během neustálého kontaktu předonoží s podložkou. V Chopartově kloubu dochází k určité hypermobilitě (Whittle, 2007).

Jak tvrdí několik autorů (např. Vařeka, Vařeková, 2009; Lewit, Lepšíková, 2008), postavení nohy ovlivňuje vyšší etáže hybného systému člověka, a proto lze říci, že plochonoží neovlivňuje pouze lokální oblast nohy, ale projevuje se i v dalších segmentech těla a může také nepříznivě ovlivňovat stereotyp chůze.

Vlivem nadměrné pronace kalkanu dochází na základě pantového mechanismu i k vyšší vnitřní rotaci tibie. Následně může dojít ke zvýšení nebo naopak, v rámci kompenzace ke snížení, rotace v kyčelním kloubu (Whittle, 2007). Franz et al. (2009) došli ve svém experimentu k závěru, že při omezení pohybu v kyčelním kloubu do extenze, k čemuž může dojít na základě nadměrné pronace kalkanu, dojde ke kompenzaci pomocí zvýšení anteverze pánve a zvýšení bederní lordózy. Ke kompenzaci v kyčelním kloubu nemusí docházet jen na podkladě dysfunkce chodidla, ale např. při dysfunkci kolenního kloubu (Whittle, 2007).

Dle Koláře (2009) může na valgozitu kalkanu navazovat valgozita kolenních i kyčelních kloubů. Pozorovat můžeme případně i vnitřní rotaci v kyčelních kloubech.

Nedochází ke správnému odvíjení planty od podložky a může dojít až ke ztrátě kontaktu zevního okraje paty s podložkou. Předonoží bývá v abdukci a pronaci (Kolář, 2009).

3.3.4 Analýza chůze

Abychom mohli říci, zda noha funguje správně či nikoliv, je vhodné pozorovat její chování během zátěže, nejčastěji během chůze. K tomu využíváme analýzu chůze. Chůzi lze analyzovat na základě klinického vyšetření, tj. hlavně aspekci, nicméně tato metoda nám nepřinese zcela objektivní a přesné výsledky k tomu, abychom na základě nich mohli zpracovat a vyhodnotit data. Pro přesnou analýzu chůze tedy využíváme laboratorních metod.

V současnosti se využívá především třech hlavních systémů. Jedná se o dynamickou plantografii, která zachycuje rozložení tlaků pod chodidlem, silovou plošinu ke zjištění reakční síly podložky a změn polohy působitě této síly v čase a v neposlední řadě také o systém kinematické 3D analýzy (Svoboda, Janura, 2010).

Výše uvedené systémy bývají využívány i samostatně, nicméně v posledních letech se objevuje snaha o komplexní pohled na problematiku, tedy jejich společné využití, někdy dokonce doplněné o povrchovou elektromyografii. Toto je ovšem velmi negativně ovlivňováno nutností zpracovat poté získaná kvanta dat a nalezení jejich věcně významných vztahů (Vařeka, Vařeková, 2009).

3.3.4.1 Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza chůze rozeznává změny polohy a orientace jednotlivých segmentů těla v prostoru, velikosti úhlových změn mezi nimi, které odpovídají lineární a úhlové rychlosti a zrychlení daných segmentů. Měřit můžeme buďto v 2D, nebo 3D prostoru. Ke 3D měření je nicméně zapotřebí dvou a více kamer (Kolář, 2009). Kinematickou analýzu chůze můžeme provádět pomocí optoelektronických systémů. U tohoto měření je poloha segmentů těla určována pomocí projekce vybraných anatomických bodů, na které umístíme značky. Ty mohou být buď aktivní, nebo pasivní. Aktivní značky vysílají signál, který je následně zachycen pomocí speciálních kamer, u pasivních značek se využívá jejich kontrastu vzhledem k pozadí,

na kterém jsou umístěny. Pokud do systému zařadíme i silové plošiny, můžeme sledovat také vektor reakční síly (Svoboda, Janura, 2010).

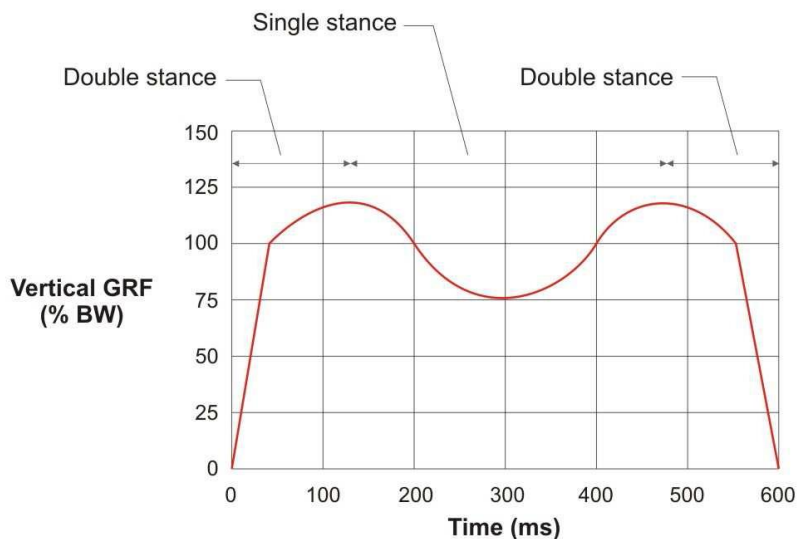
3.3.4.2 Silové plošiny

Silová plošina je deska, která se zasadí do podlahy. V každém z jejích čtyř rohů je umístěn tříosý snímač síly. Tím může být piezoelektrický krystal, který je vhodnější u dynamických měření, např. u silových plošin Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko) nebo tenzometrický snímač, který je více využíván pro měření statické síly. Tyto snímače pak převedou naměřenou sílu na elektrický signál (Robertson et al., 2004).

Silové plošiny často využíváme v rámci analýzy chůze, kdy chceme pozorovat vektor reakční síly podložky (ground reaction force vector – GRF). Tento vzniká během opěrné fáze chůze, kdy dolní končetina působí silou na podložku, čímž vznikají v podložce síly stejné velikosti, ale opačného směru. Výslednicí součtu všech sil, které působí na plošinu je právě GRF. Umístění tohoto vektoru nazýváme centre of pressure (COP) (Kirtley, 2006; Robertson et al., 2004; Whittle, 2007).

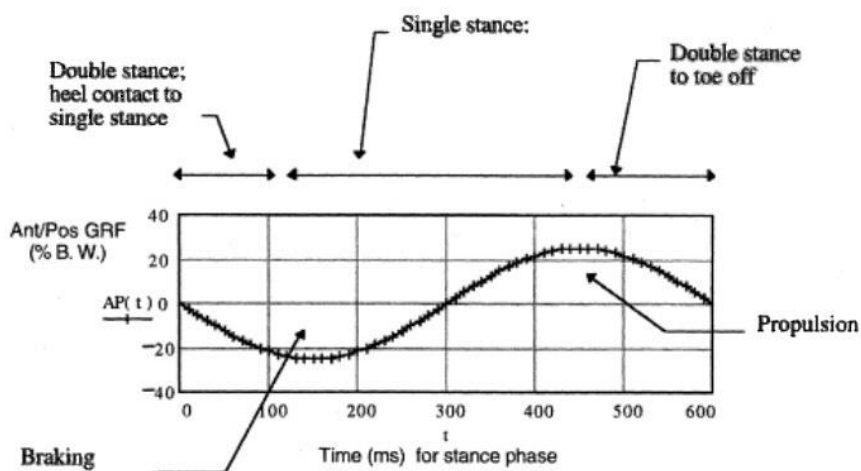
Vektor reakční síly podložky tvoří vertikální (F_z), anteroposteriorní (F_y) a mediolaterální (F_x) složky síly, které jsou výsledkem pohybu těla v těchto třech rovinách (Kirtley, 2006; Whittle, 2007).

Vertikální složka bývá hlavní zkoumanou složkou GRF (Whittle, 2007). Její křivka má dva vrcholy (graf 4). První vrchol se objevuje na počátku středu stojné fáze a je odpovědí na přenesení váhy na stojnou dolní končetinu. Tento vrchol odpovídá 120 % hmotnosti těla. (DeLisa, 1998; Kirtley, 2006). Jakmile se odlepí pata stojné dolní končetiny, nastává minimum křivky. Tělo se nyní přesouvá přes stojnou končetinu a dochází ke švihu končetiny kontralaterální, což snižuje velikost síly, která působí na podložku (Kirtley, 2006). Minimum odpovídá 80 % tělesné hmotnosti (DeLisa, 1998). Druhý vrchol nastává na přelomu konečného stoje a předšvihové fáze, kde se snižuje těžiště těla (Kirtley, 2006).



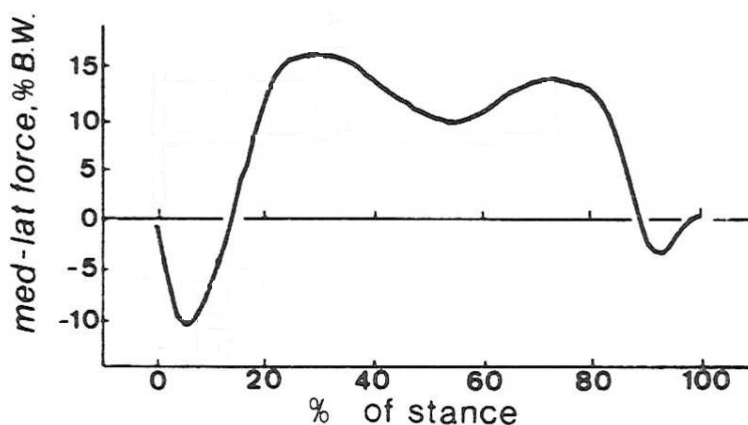
Graf 4: Znárodnění vertikální složky vektoru reakční síly podložky (upraveno dle DeLisa, 1998)

Předožadní složka nás informuje o zrychlení těla. Po počátečním kontaktu nabývá záporných hodnot, jelikož krátce dochází ke zpomalení. Ve středu stojné fáze se graf pohybuje okolo nulových hodnot, jelikož se tělo pohybuje vpřed téměř konstantní rychlostí, a tudíž je zde zrychlení minimální (Kirtley, 2006; Rose, Gamble, 2006). Do maxima v kladném směru se křivka dostává opět na přelomu konečného stoje a předšvihové fáze. Následuje pokles k nulové hladině, jelikož noha opouští podložku. Maxima odpovídají 25 % hmotnosti těla (DeLisa, 1998) (graf 5).



Graf 5: Znárodnění anteroposteriorní složky vektoru reakční síly podložky (DeLisa, 1998)

Nejmenší složkou GRF je složka mediolaterální (graf 6). Ta může dosáhnout nejvíce 10 % hmotnosti těla (DeLisa, 1998; Kirtley, 2006). Tato složka nás informuje o pohybu pánve a horních končetin a rovnováze těla (DeLisa, 1998).



Graf 6: Znárodnění mediolaterální složky vektoru reakční síly podložky (upraveno dle Smidta, 1990)

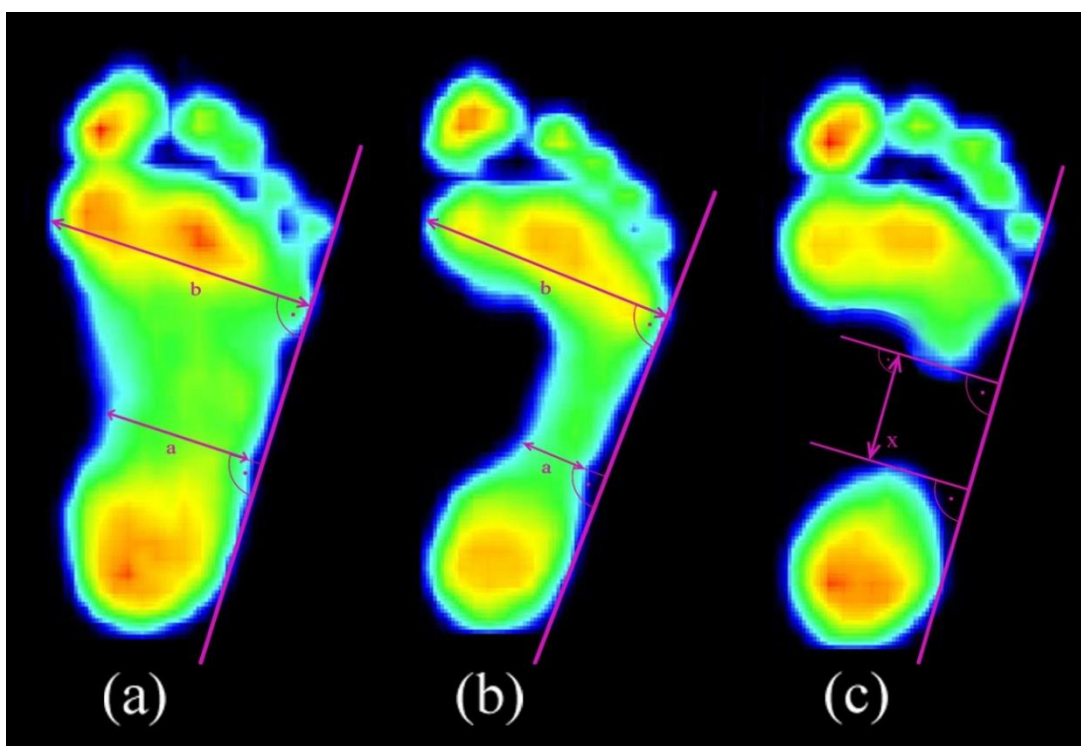
3.3.4.3 Dynamická plantografie

Metoda dynamické plantografie podává informace o distribuci tlaků pod chodidlem. Pro měření je využívána tlaková plošina s vysokou hustotou senzorů citlivých na tlak. Nejvíce je rozšířen Footscan (RSscan International, Belgie). V rámci dynamické plantografie lze hodnotit mnoho parametrů. Základně je to Centre of Pressure (COP), což je místo reakce podložky proti tíze těla, které je ve stoji shodné s Centre of Gravity (COG). COG je vertikální projekce Centre of Mass (COM, těžiště) na podložku. Pokud dojde ke změně labilně rovnovážného stavu, tedy ustáleného stoje, pak se COP a COG od sebe vzdalují (Winter, 1995). Při hodnocení plantogramu v rámci určování výšky nožní klenby je vhodné využívat tzv. indexové metody. Nejznámější jsou pak následující tři: index dle Srdečného, index Ky a index Chippaux - Šmiřák. U indexu dle Srdečného se jedná se o poměr délky otisku nohy bez prstů a šířky otisku v úrovni báze pátého metatarsu. Index Ky dle Sztriter – Godunova využívá vztahu mediální tečny otisku a k ní kolmé přímce v nejužším místě plantogramu.

Nejpoužívanějším je pak index Chippaux – Šmiřák. Jedná se o poměr nejužšího a nejširšího místa otisku, které jsou měřeny na kolmicích k laterální tečně plantogramu.

$$i [\%] = (a / b) \cdot 100$$

Pokud se jedná o nohu vysokou, index zjistíme opět pomocí kolmic, které jsou vyneseny k laterální tečně plantogramu v místě, kde otisk chodidla chybí. Zajímá nás pak vzdálenost mezi těmito kolmicemi (Urban et al., 2000). Pro přesnou představu uvádím náčrt na obrázku 7.



Obrázek 7: Stanovení indexu Chippaux-Šmiřák pro

(a) plochou nohu

(b) normální nohu

(c) vysokou nohu

(zdroj obrázku vlastní)

a - rozměr nejužšího místa plantogramu [mm], b - rozměr nejširšího místa plantogramu [mm],

x - vzdálenost chybějící části otisku chodidla [cm]

Klementa (1987) pak stanovil pro tento index normy pro klasifikaci normálně klenuté nohy, ploché nohy a vysoké nohy (tabulka 3).

NORMÁLNĚ KLENUTÁ NOHA		
STUPEŇ	ROZPĚTÍ INDEXU (%)	HODNOCENÍ
1	0, 1 – 25, 0	normální noha
2	25, 1 – 40, 0	normální noha
3	40, 1 – 45, 0	normální noha
PLOCHÁ NOHA		
STUPEŇ	ROZPĚTÍ INDEXU (%)	HODNOCENÍ
1	45, 1 – 50, 0	mírně plochá noha
2	50, 1 – 60, 0	středně plochá noha
3	60, 1 – 100	velmi plochá noha
VYSOKÁ NOHA		
STUPEŇ	VELIKOST MEZERY (cm)	HODNOCENÍ
1	0,1 – 1, 5	mírně vysoká noha
2	1, 6 – 3, 0	středně vysoká noha
3	3, 1 a více	velmi vysoká noha

Tabulka 3: Klasifikace výšky klenby na základě indexu Chippaux – Šmiřák
(Klementa, 1987)

3.4 Základy posturální stability

Posturální stabilita se podílí na zajištění vzpřímeného držení těla a dokáže reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k neřízenému pádu.

Významnou součástí systému udržujícího posturální stabilitu ve stoji je právě noha. Jak píše Toppischová a Šnoplová (2008), správná funkce nohy je jedním z rozhodujících kritérií pro posturální stabilizaci a lokomoci. Vařeka, Vařeková (2009) pak uvádějí, že se jedná o segment, přes který je přenášena tíhová síla těla a reakční síla podložky. Rovněž noha sama generuje síly, které aktivně korigují oscilace kvazistatického stoje. Zároveň se jedná o zdroj propioceptivních a exteroceptivních informací pro řídicí systém. Z výše uvedeného tedy vyplývá,

že pokud není postavení nohy fyziologické, např. při plochonoží, může být posturální stabilita narušena.

Posturální stabilitu lze hodnotit několika metodami. Základně můžeme volit některé klinické testy jako Rombergovu, Hautantovu nebo Unterbergerovu zkoušku (Opavský, 2003). Stabilitu stoje lze klinicky vyšetřit též Véleho testem (Véle, 2012). Přesnější a objektivnější jsou pak metody biomechanické, ke kterým řadíme i vyšetření na tlakové plošině. Toto vyšetření se pak provádí za standardních podmínek (Kapteyn et al., 1983). Pro tuto práci bylo využito zařízení Footscan (RSscan International, Belgie). Na základě tlakového zatížení jednotlivých senzorů mohou být zjišťovány některé parametry jako poloha COP a jeho změny v průběhu měření, maximální výchylky v laterolaterálním a předozadním směru, rychlost vychylování, celková dráha vychylování atd. Pro měření je možno vybrat několik poloh a modifikací podle toho, co je středem naší pozornosti.

4 Empirická část

4.1 Cíl práce

Cílem této práce je ověřit, zda a do jaké míry má aplikace kineziotapu funkční korekční technikou na plochonoží vliv na postavení určených segmentů těla, a tím na změnu stereotypu chůze.

Dílčí cíle:

- 1) Vyhledat a prostudovat odbornou literaturu, která se týká problematiky této práce. Zpracovat teoretické podklady.
- 2) Vybrat vhodné probandy s plochonožím na základě klinického obrazu.
- 3) Provést měření posturální stability před intervencí a po čtyřech dnech po odstranění kineziotapu.
- 4) Provést kinematickou a dynamickou analýzu chůze u těchto probandů před a po aplikaci kineziotapu a následně po čtyřech dnech s kineziotapem a poté i bez něj.
- 5) Zpracovat a zhodnotit získaná data vzhledem k cíli práce a pracovním hypotézám.

4.2 Vědecké otázky a hypotézy

V rámci této práce jsme se zabývali problematikou vlivu korekčního kineziotapu na plochonoží a chtěli jsme získat odpovědi na následující otázky:

- 1) Má aplikace korekčního kineziotapu na plochonoží vliv na úroveň posturální stability?

H1: Aplikace kineziotapu neovlivní po čtyřech dnech nošení výchylky v předozadním ani laterolaterálním směru u žádné z provedených šesti modifikací stoje v takové míře, aby toto bylo statisticky významné ($p < 0,05$).

H2: Aplikace kineziotapu nebude mít po čtyřech dnech nošení statisticky významný vliv ($p < 0,05$) na celkovou dráhu určenou z plochy vychylování v těchto modifikacích stoje.

2) Má aplikace korekčního kineziotapu na plochonoží vliv na dynamiku (rozložení tlaků a sil) a kinematiku (pohyb segmentů dolních končetin) lidské chůze?

H3: Na základě principů účinku kineziotapingu, dojde po aplikaci kineziotapu (funkční korekční technikou) na plochou nohu ke zvýšení podélné klenby nožní při chůzi a to tak, že tento rozdíl před a po aplikaci bude statisticky významný ($p < 0,05$).

H4: Účinky terapie aplikací kineziotapu budou pozorovány ve výšce klenby i po odstranění pásky, ale již se nebude jednat o statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$).

H5: Na základě principů účinku kineziotapingu, se změní po aplikaci kineziotapu (funkční korekční technikou) na plochou nohu zatížení mediální a laterální oblasti paty při chůzi a to ve smyslu přenesení maximálního zatížení z mediální strany ke straně laterální a to tak, že tento rozdíl před a po aplikaci bude statisticky významný ($p < 0,05$).

H6: Na základě principů účinku kineziotapingu, se změní po aplikaci kineziotapu (funkční korekční technikou) na plochou nohu zatížení mediální a laterální oblasti předonoží v oblasti metatarzů při chůzi a to ve smyslu přenesení maximálního zatížení z mediální strany ke straně laterální a to tak, že tento rozdíl před a po aplikaci bude statisticky významný ($p < 0,05$).

H7: Účinky terapie aplikací kineziotapu budou pozorovány u rozložení tlaku v oblasti nohy i po odstranění pásky, ale již se nebude jednat o statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$).

H8: Po aplikaci kineziotapu nedojde ke statisticky významné ($p < 0,05$) změně přenosu sil při krokovém cyklu zjišťovaném pomocí silových plošin.

H9: Na základě statisticky významného rozdílu ve výšce nožní klenby při chůzi před a po aplikaci kineziotapu, dojde i ke statisticky významnému rozdílu ($p < 0,05$) v úhlovém rozsahu pohybu při chůzi v hlezenním kloubu ve smyslu flexe/extenze.

H10: Na základě statisticky významného rozdílu ve výšce nožní klenby při chůzi před a po aplikaci kineziotapu, nedojde ke statisticky významnému rozdílu

($p < 0, 05$) v úhlovém rozsahu pohybu při chůzi v kolenním kloubu ve smyslu flexe/extenze.

H11: Na základě statisticky významného rozdílu ve výšce nožní klenby při chůzi před a po aplikaci kineziotapu, nedojde ke statisticky významnému rozdílu ($p < 0, 05$) v úhlovém rozsahu pohybu při chůzi v kyčelním kloubu ve smyslu flexe/extenze.

5 Metodika

K naplnění záměru diplomové práce, která měla povahu experimentu, bylo nutno provést biomechanické měření chůze u osob s klinickým obrazem plochonoží a to tak, že jsme měřili nejprve před intervencí a následně po aplikaci kineziotapu, aby bylo možno pozorovat případný vliv této metody. Vybrané osoby si tape ponechali po následující čtyři dny a poté bylo měření opakováno tak, že nejprve proběhlo před sundáním a následně i po odstranění tapu, abychom mohli zhodnotit, zda kineziotaping dokáže ovlivnit struktury natolik, že změny v postavení segmentů budou přetrvávat i po sejmutí tapu, což je pro klinickou praxi nejdůležitější. Kromě získávání dat týkajících se dynamiky a kinematiky jsme do experimentu zahrnuli také hodnocení posturální stability.

Před měřením byly všechny testované osoby seznámeny s průběhem a podstatou měření a každý proband podepsal informovaný souhlas (příloha 2) s měřením a následným anonymním zpracováním a vyhodnocením dat. Projekt byl schválen Etickou komisí UK FTVS (příloha 1). Každá testovaná osoba také odpovídala na několik základních otázek pro doplnění anamnestických údajů a aktuálního stavu pohybového aparátu a byla zaznamenána jejich iniciály, váha, výška a věk.

5.1 Výzkumný soubor

Pro experiment bylo vybráno jedenáct osob s klinickým obrazem plochonoží¹, které minimálně dva měsíce před a v průběhu měření neabsolvovali žádnou terapii, která by mohla ovlivnit jejich pohybový aparát.

Dalším kritériem pro zařazení do sledovaného souboru byla absence významných patologických stavů muskuloskeletálního systému a operačních zákroků na dolních končetinách. Pohlaví při výběru nerozhodovalo, protože dle Kettelkampa (1970) není rozdíl v chůzi mezi muži a ženami. Probandi byli ve stejné věkové kategorii 25 ± 5 let, neboť dle studií Ostrosky (1994) a Chestera (2006, 2008) jsou pozorovány rozdíly v kinematických parametrech chůze v závislosti na věku. Výška probandů

¹ Fotografická dokumentace klinického obrazu plochonoží u jedné z probandek je k dispozici v příloze 3.

byla 170 ± 9 cm, váha 65 ± 10 kg. Hodnota BMI se pohybovala v rozsahu normy.

Výběr byl uskutečněn dvěma fyzioterapeuty, kteří nezávisle na sobě zhodnotili každého probanda na základě jeho klinického obrazu a anamnézy.

Kontrolní skupina, vzhledem k povaze této práce, nebyla vybrána, neboť se nepředpokládá, že u osob, které trpí plochonožím a které neabsolvují žádnou intervenci, dojde k nějaké změně stavu.

5.2 Intervence

Experimentálním faktorem pro tuto práci byla aplikace kineziotapu na plochonoží (funkční korekční technikou).

5.2.1 Aplikace konkrétního kineziotapu pro tuto práci

Cílem aplikace tohoto kineziotapu je přiblížit chybné postavení ploché nohy co nejvíce fyziologickému. To znamená vyrovnat valgozitu paty, zvýšit podélnou klenbu, zvýšit kontakt zevní hrany paty s podložkou a upravit případnou tendenci předonoží jít do pronace a abdukce. Byla použita technika funkční korekce.

K aplikaci kineziotapu je zapotřebí dvou kusů pásky tvaru „I“. Tape začínáme lepit v neutrálním postavení kotníku. Nejprve bez napětí nalepíme kotvu tapu těsně nad zevní kotník. Stále bez napětí přikládáme tape až do poloviny chodidla. Poté vyzveme pacienta k addukci a supinaci nohy a bez napětí nalepíme konec tapu v oblasti nad vnitřním kotníkem. Následně vyzveme pacienta o návrat nohy do neutrálního postavení a tape zažehlíme. Druhou část kineziotapu začínáme lepit na dorsu nohy, v místě vrcholu klenby. Bez tahu vedeme tape kolem zevní hrany chodidla opět do poloviny chodidla a pohybujeme se v oblasti bází metatarzů, vyzveme pacienta k addukci a supinaci a tape vedeme s tahem min. 50 % přes kotvu až k oblasti kotvy první části tapu. Kineziotape by samozřejmě bylo možné vést v průběhu musculus. tibialis anterior, nicméně z praxe je vyzkoušeno, že tento tape nemá tak dlouhou trvanlivost, čili dříve se odlepuje, a přitom změny účinku se nijak významně neprojevují (Štědrák, 2012). Tape opět důkladně zažehlíme (obrázek 8).



Obrázek 8: Výsledný kineziotape (Štědrák, 2012)² – foto z kurzu Kineziotaping II

5.3 Přístrojové vybavení

5.3.1 CODA Motion System

CODA Motion System (Charnwood Dynamics Ltd., Anglie) je jeden z 3D optoelektronických systémů sloužících ke kinematické analýze. Pracuje na základě zachycení signálu z aktivních markerů, které jsou umístovány dle vzoru na významné anatomické struktury přímo na tělo vyšetřovaného. Tyto signály jsou detekovány čtyřmi snímacími jednotkami CX1. Některé markery jsou součástí clusterů a některé významné anatomické body jsou označeny Pointerem (obrázek 9).

² Fotografická dokumentace aplikace kineziotapu dle Štědráka (2012) u jedné z probandek během měření je k dispozici v příloze č. 4.

V rámci této práce byly pohyby aktivních senzorů při chůzi snímány frekvencí 200 Hz a to čtyřmi jednotkami, které byly umístěny ve tvaru obdélníku kolem sledovaného šestimetrového úseku, kterým probandí procházeli.



Obrázek 9: Vybavení pro kinematický analyzátor CODA Motion System (Charnwood Dynamics Ltd., Anglie) (upraveno z Coda Motion Solutions, 2013)

a) snímací jednotka CX1, b) drive box, c) aktivní marker, d) clustery, e) pointer

5.3.2 Plošiny Footscan

Toto zařízení nabízí velmi přesné dynamické měření tlaku chodidla na podložku. Podstatou pro zachycení tlakových změn v této plošině je přítomnost senzorů, které jsou schopny tento tlak detekovat. Existuje více typů těchto senzorů, nicméně zařízení Footscan (RSscan International, Belgie) pracuje na základě odporových senzorů. Tyto senzory tvoří dva ploché kruhové vodiče a mezi nimi je vrstva vodivého uhlíkového prachu nebo inkoustu. Pokud se místo zatíží,

oba vodiče se propojí, přičemž čím více se tlak zvyšuje, tím více se snižuje odpor (Univerzita Palackého v Olomouci, 2009).

Pro měření posturální stability byla použita deska Footscan (RSscan International, Belgie) o velikosti 0,5 x 0,4 m (obrázek 10), jejíž snímací pole obsahuje 4100 senzorů při citlivosti 0,1 N/cm². Snímací frekvence pro naše měření byla standardně stanovena na 33 Hz.

Výška nožní klenby a tlakové změny pod chodidlem při chůzi zaznamenávala plošina o rozměrech 1,0 x 0,4 m s přibližně 8200 senzory s citlivostí 0,1 N/cm². Snímkovací frekvence byla stejná jako u měření posturální stability.

Měřicí desky, vzhledem ke své citlivosti, zobrazí rozložení pod celým chodidlem od okamžiku prvního kontaktu až do úplného opuštění podložky. Zařízení přináší informaci o celkovém rozložení tlaků v rámci rozdělení jednotlivých částí chodidla spolu s informacemi o časové souslednosti a jednotlivých vzdálenostech.



Obrázek 10: Tlaková plošina Footscan o rozměrech 0,5 x 0,4 m (RSscan International, Belgie) (Footscan USA, 2013)

5.3.3 Silové desky Kistler

Silová plošina Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko) je deska, která obsahuje čtyři tříosé snímače síly, které jsou po jednom umístěny v každém z jejích čtyř rohů (obrázek 11). Snímačem je piezoelektrický krystal a z něho je pak naměřená síla převedena na elektrický signál.

Pro naše měření jsme využili čtyř desek o rozměrech 0,6 x 0,4 m, které jsou zasazeny do podlahy, tak aby přechod desky a podlahy byl plynulý. Desky byly umístěny podélně, vždy dvě a dvě vedle sebe (obrázek 12).



Obrázek 11: Silová deska Kistler o rozměrech 0,6 x 0,4 m (Kistler GmbH, Švýcarsko)
(Kistler Holding AG, 2013)

5.4 Postup získávání dat

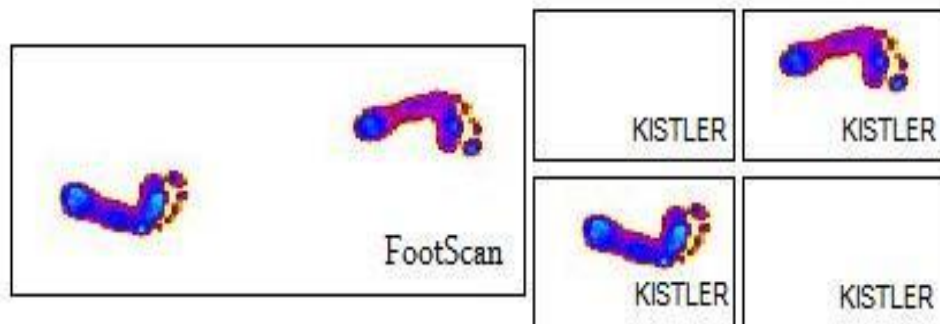
Pro potřeby této práce byla provedena 3D kinematická analýza chůze zprostředkovaná pomocí systému CODA Motion System (Charnwood Dynamics Ltd., Anglie), dynamické parametry a data potřebná ke zhodnocení posturální stability jsme zachytili na základě tlakové desky Footscan (RSscan International, Belgie) a reakční síly podložky jsme měřili pomocí silových plošin Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko).

Pro zjištění případných změn ve statické bylo do experimentu zařazeno měření

posturální stability před intervencí a po odstranění kineziotapu po jeho čtyřdenním nošení. Měření až po sejmutí pásky bylo určeno z důvodu významu pro klinickou praxi, neboť zde je nejdůležitější výsledek po terapii, nikoliv stav v rámci terapie. Toto měření probíhalo pomocí zařízení Footscan (RSscan International, Belgie) a byly pozorovány rozdíly v šesti modifikacích stoje dle Kapteyna (1983). Široký stoj s otevřenými očima (ssoo), široký stoj se zavřenými očima (sszo), úzký stoj s otevřenými očima (usoo), úzký stoj se zavřenými očima (uszo) a stoj na pravé (flp) a levé (fll) noze, tzv. Flamingo test. Měření každé modifikace trvalo 30 sekund, stoje na jedné dolní končetině se měřily vždy 60 sekund. Měření bylo realizováno v klidné laboratoři k tomu určené a pouze za přítomnosti probanda a osoby obsluhující počítač a měřící zařízení. Před vlastním měřením byli probandi slovně instruováni o provedení každé modifikace testu a mohli si vyzkoušet kontakt s měřící deskou.

Aby mohli být v rámci kinematické analýzy chůze zachyceny jednotlivé oblasti těla probanda, bylo zapotřebí nejprve označit některé významné body na těle. Aktivní senzory pro analýzu se umísťují přímo na kůži probanda a jsou rozmístěny na významných místech, která lze palpačně dobře najít. Tyto senzory vysílají signál do čtyř snímacích jednotek CX1 a tyto signály detekují. Některé senzory jsou součástí clusterů. Clustery jsme připevnili ventrolaterálně na stehno a bérce, další senzory byly umístěny na pánevním pásu a některé na noze, kde označovaly polohu kalkaneu z laterální strany a pátého metatarzu. Ostatní pro nás významné anatomické struktury jako jsou přední a zadní horní spiny, kalkaneus, první metatarz, mediální a laterální kotníky a kondyly femuru byly označeny Pointerem.

Následně měřená osoba vykročila z klidové pozice a naboso procházela přirozenou rychlostí úsekem dlouhým šest metrů tak, aby byl zachycen souvislý pohybový projev chůze. Proband vykročil pravou dolní končetinou a v rámci druhého krokového cyklu přešel oběma nohama přes tlakovou měřící desku Footscan (RSscan International, Belgie), další krokový cyklus byl pak absolvován na silových plošinách Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko) (obrázek 12).



Obrázek 12: Schéma rozložení měřících zařízení Footscan (RSscan International, Belgie) a Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko) spolu s rozložením došlapů (zdroj obrázku vlastní)

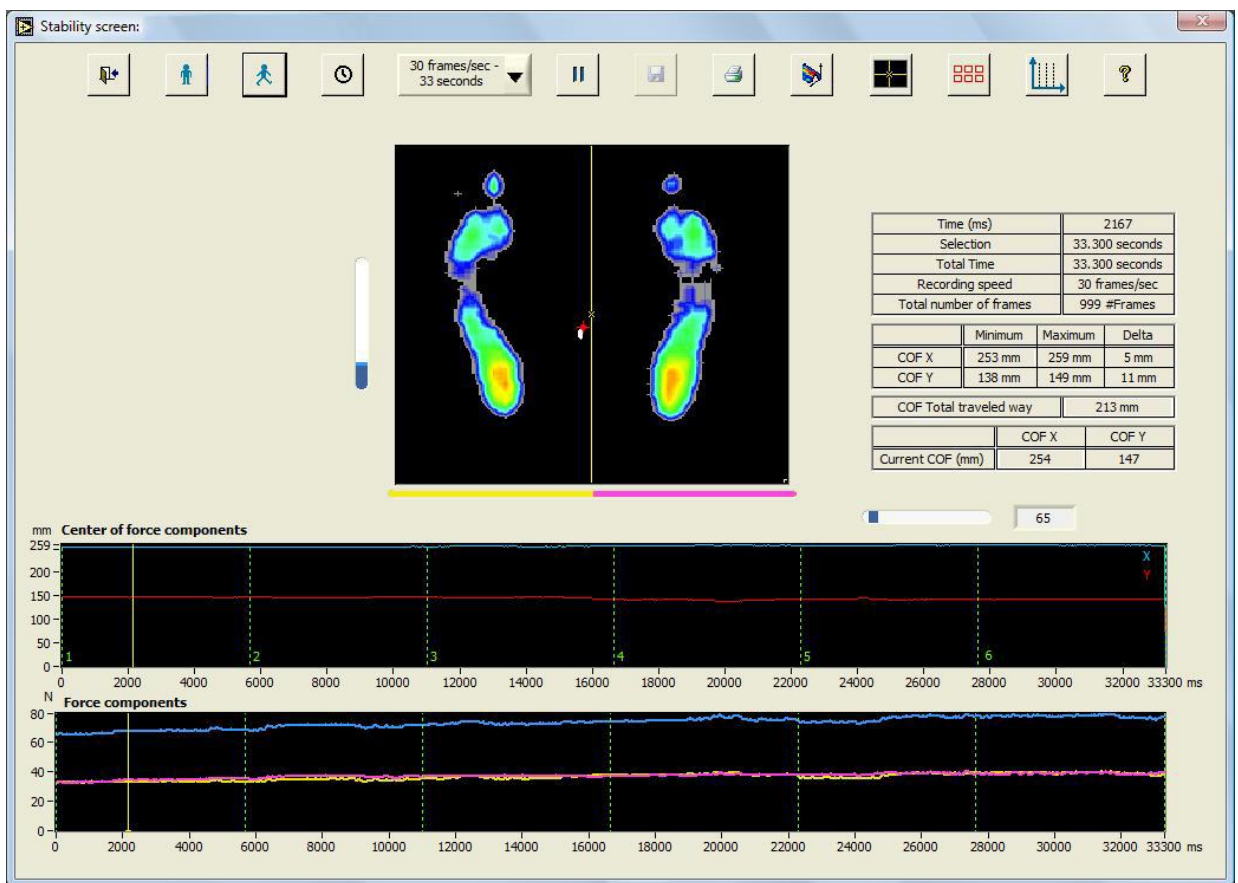
Vyšetřované osoby byly upozorňovány, aby se snažili během snímání chůze udržet její stejnou rychlost a plynulost. Abychom získali dostatečné množství dat k analýze, proband procházel měřený úsek vždy pětkrát a jedním směrem. Pokud nebyl krok levé nebo pravé končetiny na podložku kompletní, proband byl požádán o zopakování pokusu.

5.5 Postup při zpracování dat

Statistické zpracování dat probíhalo za pomoci programů Microsoft Excel (Microsoft, verze 2007) a SPSS (IBM, verze 20.0).

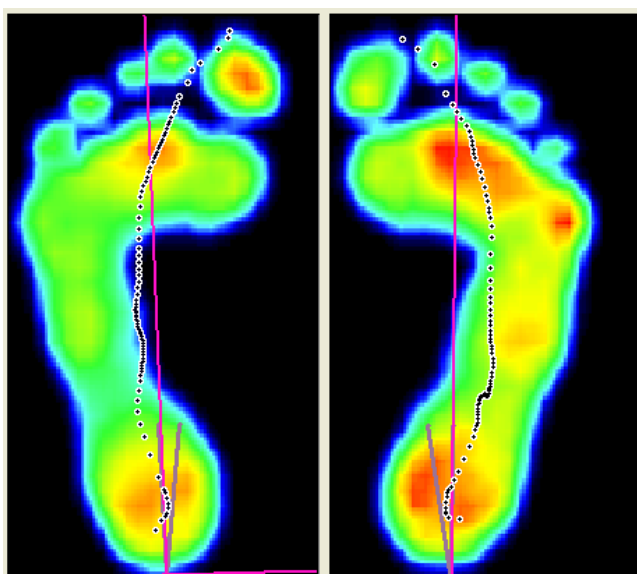
V rámci vyhodnocování posturální stability byly naměřené hodnoty ukládány a hodnoceny za pomoci softwaru Footscan Balance (RSscan International, verze 7.97) (obrázek 13). Jako hodnotící parametry jsme vybrali výchylku v pravolevém (delta X) a předozadním (delta Y) směru a celkovou dráhu určenou z plochy vychylování (Total Traveled Way Area – TTWA). Všechny tyto hodnoty jsou zaznamenávány v milimetrech. Následně byly vypočítány základní popisné charakteristiky, a to střední hodnota a směrodatná odchylka. Informaci o tom,

zda byl rozdíl před a po intervenci statisticky významný, jsme dostali na základě párového T-testu. K určení statistické významnosti byla zvolena hladina $p < 0,05$.



Obrázek 13: Ukázka některých získaných dat v rámci jednoho měření ze softwaru Footscan Balance (RSscan International, verze 7.97) (zdroj obrázku vlastní)

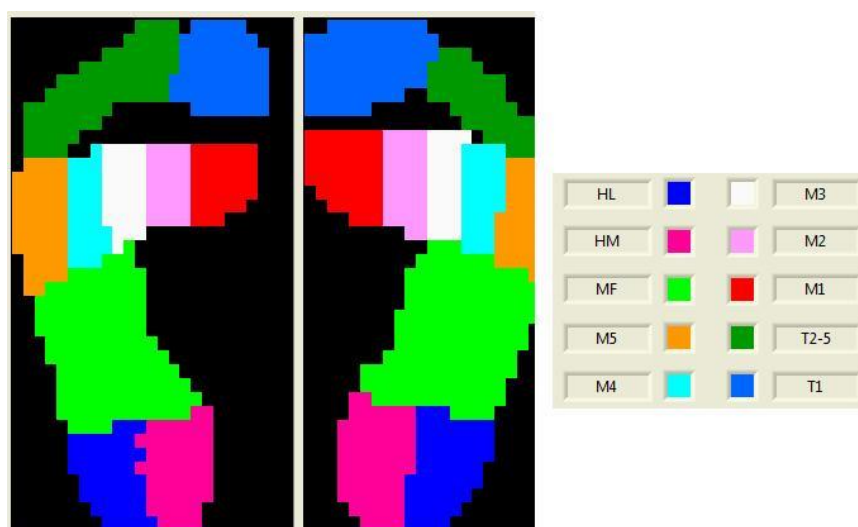
Abychom mohli hodnotit změny přímo v oblasti nohou, tedy i případné zvýšení nožních kleneb, použili jsme otisk chodidla, který jsme získali pomocí přístroje Footscan (RSscan International, Belgie). Zde bylo možné sledovat rozložení zatížení dané oblasti chodidla při chůzi a také jeho tvar (obrázek 14).



Obrázek 14: Detailní tlaková mapa jednotlivých došlapů na desce Footscan (zdroj obrázku vlastní)

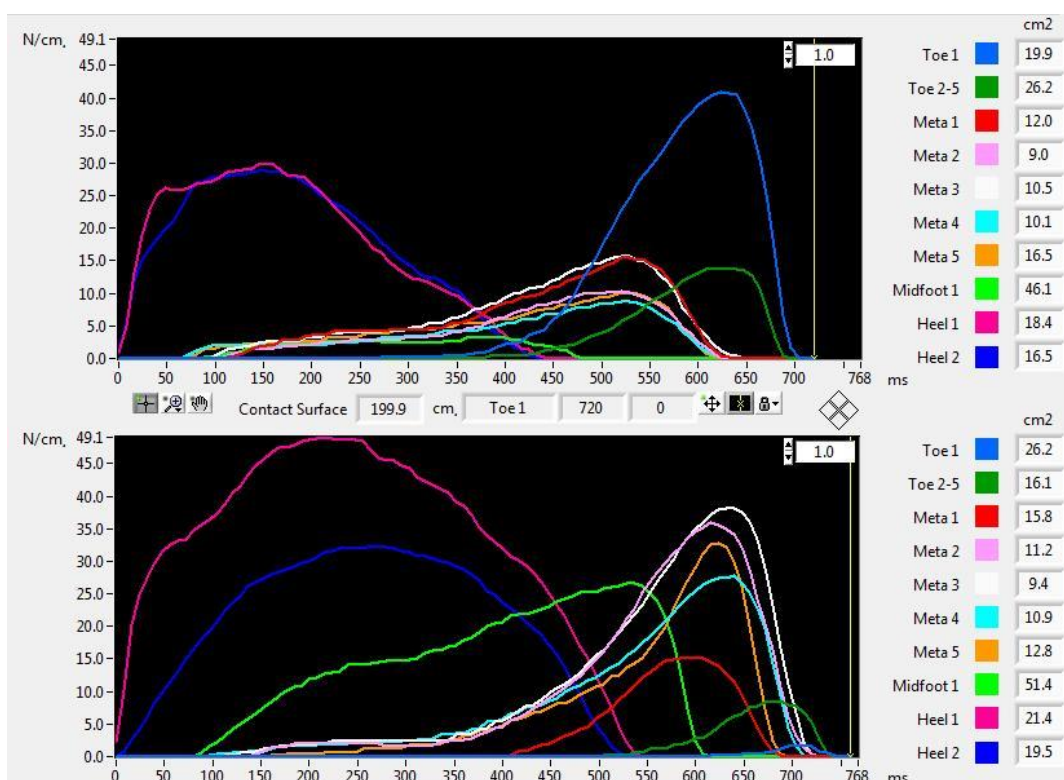
Spolu s rozložením tlaku je na obrázku 14 vidět i znázorněná osa krokového došlapu, která je konstruována jako linie ze středu paty mezi druhý a třetí prst. Další zobrazovanou informací je průběh změny středu tlakového působení (COP) v průběhu celého krokového cyklu.

Průběh tlakového rozložení se aproximuje do jednotlivých oblastí, které jsou znázorněny na obrázku 15. Pro jednotlivě definované oblasti tlaku lze sledovat změny tlaků v průběhu celého kontaktu dolní končetiny s podložkou.



Obrázek 15: Tlakové oblasti pod chodidlem (zdroj obrázku vlastní)

V softwaru Footscan Balance (RScan International, verze 7.97) lze zatížení v jednotlivých tlakových oblastí pozorovat i ve formě grafů (obrázek 16).



Obrázek 16: Rozložení tlaků pro jednotlivé tlakové oblasti v průběhu kontaktu (zdroj obrázku vlastní)

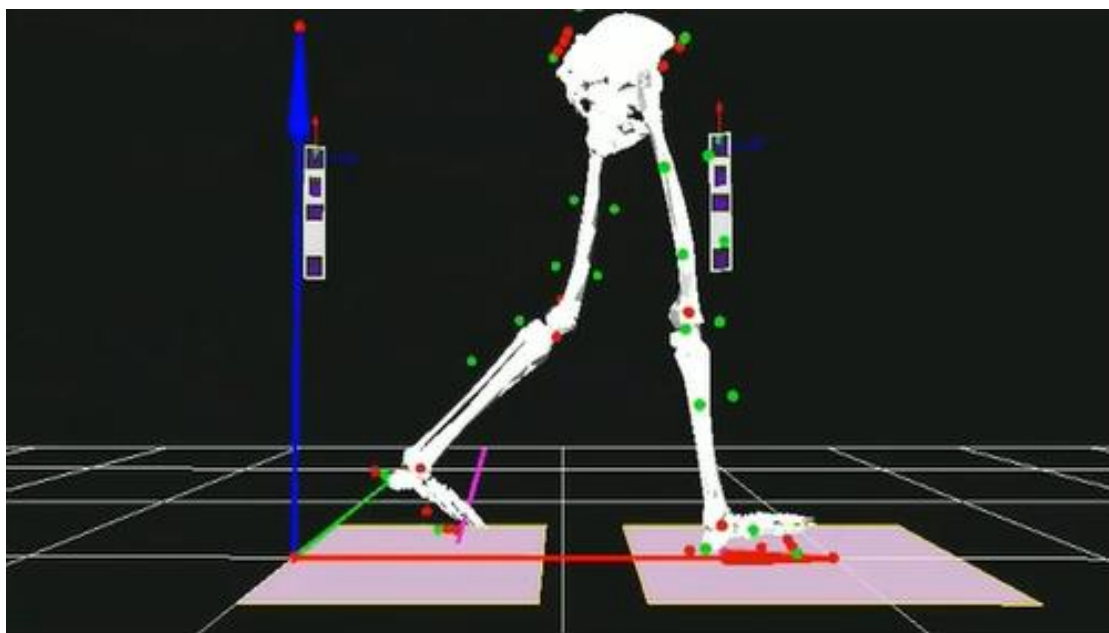
Všechny změny tlaků v jednotlivých průbězích lze pochopitelně vyjádřit také číselně vzhledem ke snímací frekvenci měřícího zařízení.

Zda se posunulo zatížení nohy z mediální strany chodidla k laterální, jsme zjišťovali pomocí parametru maximální zatížení (P_Max) pro mediální a laterální oblast paty a všech metatarzů.

Vzhledem k velkému množství dat jsme k hodnocení vybrali porovnávání pouze ve dvou měřeních, tj. vstupní měření bez tapu a měření po čtyřech dnech s tapem, jelikož právě u druhého měření s tapem bylo ve výšce klenby u většiny probandů dosaženo nejlepšího výsledku, tudíž pokud statisticky významné rozdíly předpokládáme, tak právě zde. Porovnali jsme ale i pokusy vstupního a výstupního měření vždy bez tapu, jelikož právě výsledky výstupního měření bez tapu mají největší hodnotu v klinické praxi.

Z P_Max byly dopočítány střední hodnoty a směrodatné odchylky pro každou oblast. Získali jsme tedy konkrétní hodnoty potřebné ke spočítání rozdílu před a po intervenci a pomocí párového T-testu jsme určili, zda je rozdíl statisticky významný ($p < 0,05$). Zároveň jsme v jednotlivých pokusech porovnali výšku nožní klenby dle indexu Chippaux – Šmiřák. Hodnoty pro tento index jsme získali pomocí linií zakreslených do podogramu (obrázek 7). Z každého pokusu byla vypočítána průměrná hodnota a směrodatná odchylka, stanoveny rozdíly a pomocí párového T-testu určena jejich statistická významnost ($p < 0,05$).

Z kinematické analýzy jsme vybrali a porovnávaly úhlové parametry v sagitální rovině v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu. Informace o prostorové souřadnici každého snímaného bodu a o rychlostech těchto bodů v rámci kinematické analýzy nám podal software Codamotion Odin (verze 1.02). Ze snímatelných bodů lze sestavit segmentální model dolních končetin i grafický model dolních končetin (obrázek 17) a doplnit analýzu o úhlové charakteristiky segmentů, případně znázornit průběh pohybu v kloubu graficky (obrázek 18).

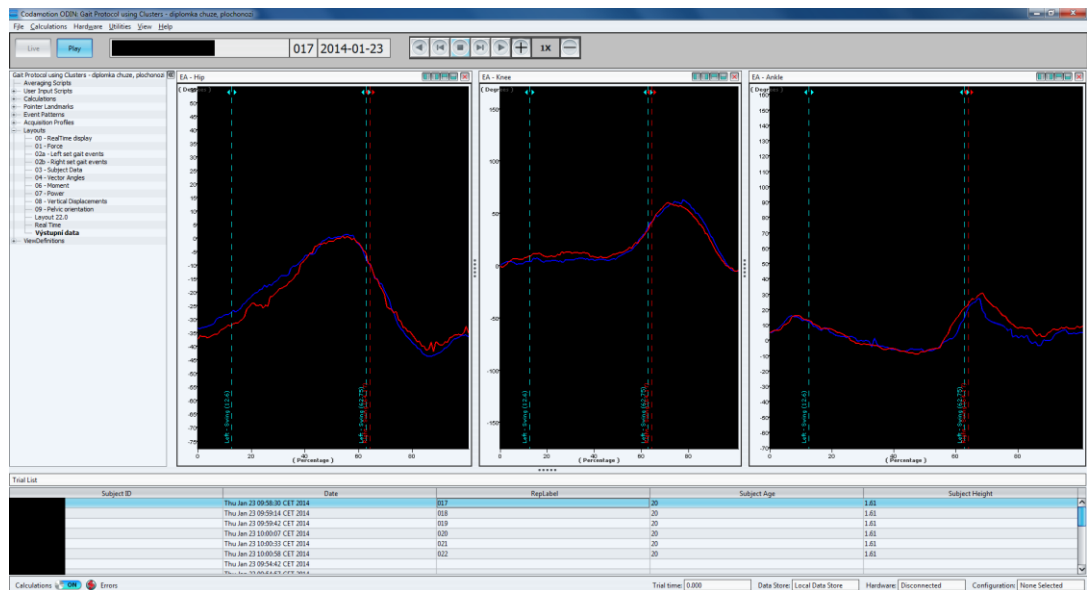


Obrázek 17: Model dolních končetin zobrazený v softwaru Codamotion Odin
(Coda Motion Solutions, 2013)

Vzhledem k výsledkům měření dynamických změn na přístroji Footscan (RSscan International, Belgie), kde nejlepší hodnoty vycházely u druhého měření s tapem a nejhorší při vstupním měření bez tapu (tedy bez intervence), jsme při výpočtech,

kteřé se týkají kinematické analýzy, využili právě hodnoty z těchto dvou pokusů.

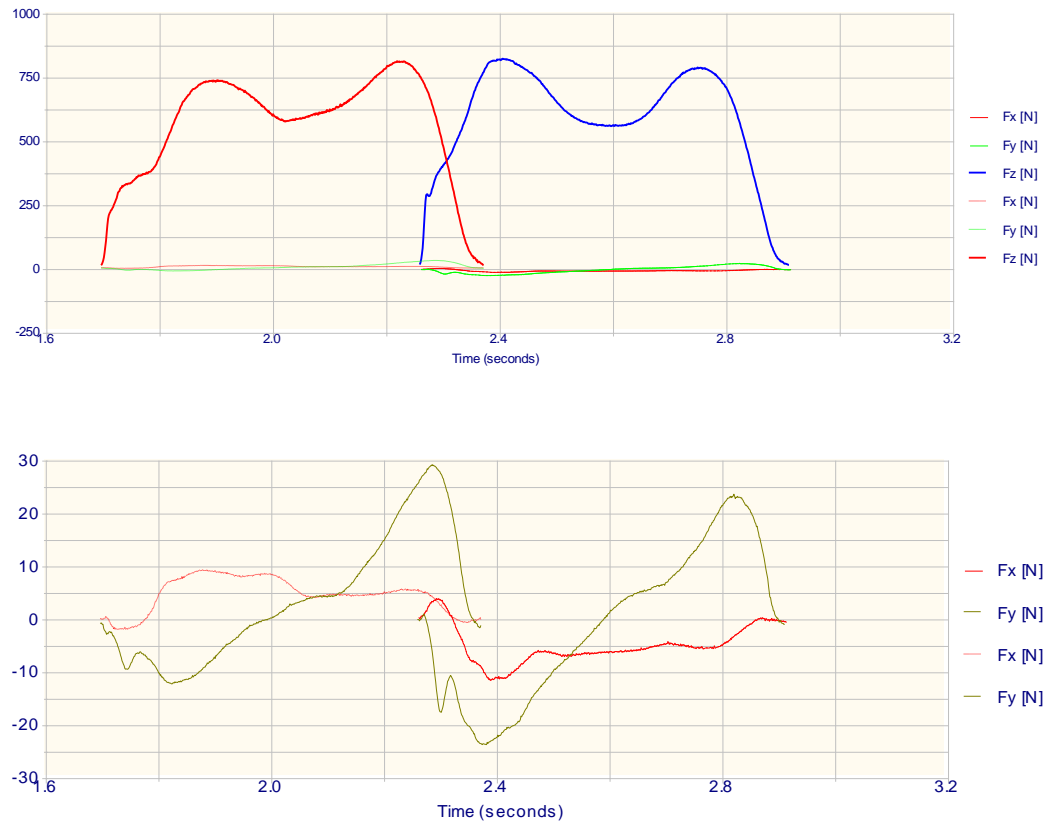
Data ze softwaru Codamotion Odin (verze 1.02) byla následně statisticky zpracovávána. Z naměřených dat jsme vypočítali základní popisné charakteristiky a k určení rozdílů jednotlivých parametrů chůze před a po aplikaci kineziotapu byl použit párový T-test. Hypotézy byly testovány pro hladinu statistické významnosti $p < 0,05$.



Obrázek 18: Záznam grafů znázorňujících rozsah a průběh pohybu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině během kroku při chůzi u jednoho z probandů Codamotion Odin (zdroj obrázku vlastní)

Rozložení sil při krokovém cyklu bylo zachyceno pomocí silových desek Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko). Z naměřených hodnot je možné vytvořit silové křivky, které nám zobrazí vertikální složku síly (v ose Z) a dále také složky síly v dopředném směru (F_y) a ve směru pravolevém (F_x).

Ke zpracování jsme vybrali data ze vstupního měření bez tapu versus druhého měření s tapem. Důvod byl stejný jako u problematiky zatížení chodidla. V ostatních měřeních jsme dále už data nezpracovávali, jelikož nepředpokládáme statistické rozdíly mezi jinými pokusy, pokud jsme je nezjistili zde.



Graf 7: Silové rozložení při krokovém cyklu u jednoho z probandů

F_z – vertikální složka síly

F_y – anteroposteriorní složka síly

F_x – mediolaterální složka síly

(zdroj obrázku vlastní)

Pro hodnocení byl vybrán parametr impulzu složek síly v jednotlivých osách (průběh síly v čase), který lze znázornit jako plochu pod křivkou síly. Vzhledem k posuzování intraindividuálních změn každé měřené osoby nebylo třeba změřené síly relativizovat na hmotnost každého jedince. Ze získaných hodnot jsme následně opět provedli statistické výpočty, k porovnání případných změn bylo využito ANOVA testu.

6 Výsledky

6.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita byla zhodnocena na základě případných změn ve statické (resp. kvazistatické) poloze. Hodnotili jsme pomocí párového T-testu a k určení statistické významnosti byla zvolena hladina $p < 0,05$.

Tabulka 4: Statistická významnost rozdílů ve výchylkách v pravolevém směru
Delta X

porovnávaná měření	t	Sig. (2-tailed)
ssoo1-ssoo2	-1.683	0.123
sszo1-sszo2	-3.079	0.012*
usoo1-usoo2	-0.556	0.591
uszo1-uszo2	0.145	0.888
flp1-flp2	-1.098	0.298
fll1-fll2	0.327	0.750

Legenda k tabulce 4 :

ssoo – široký stoj otevřené oči; sszo – široký stoj zavřené oči; usoo – úzký stoj otevřené oči; uszo – úzký stoj zavřené oči; flp – flamingo test pravá noha; fll – flamingo test levá noha; 1 – I. měření bez tapu; 2 – II. měření bez tapu; t – testovací kritérium; Sig. (2-tailed) – typ párového testu (značení ze softwaru SPSS); * statisticky významné

Tabulka 5: Statistická významnost rozdílů ve výchylkách v předozadním směru

Delta Y

porovnávaná měření	t	Sig. (2-tailed)
ssoo1-ssoo2	-0.513	0.619
sszo1-sszo2	-0.452	0.661
usoo1-usoo2	-0.208	0.840
uszo1-uszo2	0.345	0.737
flp1-flp2	-1.192	0.261
fll1-fll2	-2.286	0.045*

Legenda k tabulce 5:

ssoo – široký stoj otevřené oči; sszo – široký stoj zavřené oči; usoo – úzký stoj otevřené oči; uszo – úzký stoj zavřené oči; flp – flamingo test pravá noha; fll – flamingo test levá noha; 1 – I. měření bez tapu; 2 – II. měření bez tapu; t – testovací kritérium; Sig. (2-tailed) – typ párového testu (značení ze softwaru SPSS); * statisticky významné

Na základě získaných výsledků můžeme dle hodnot testovacího kritéria říci, že po intervenci došlo u téměř všech měřených testů ke zvýšení laterolaterálního i předozadního vychylování a ve dvou případech, v pravolevém směru u širokého stoje se zavřenými očima a v předozadním směru u modifikace stoje na levé dolní končetině, tyto hodnoty dokonce dosahují statistické významnosti (tabulka 4, tabulka 5).

Tabulka 6: Statistická významnost rozdílů v celkové dráze určené z plochy vychylování

TTWA

porovnávaná měření	t	Sig. (2-tailed)
ssoo1-ssoo2	1.150	0.277
sszo1-sszo2	0.985	0.348
usoo1-usoo2	0.109	0.916
uszo1-uszo2	0.200	0.846
flp1-flp2	0.451	0.662
fll1-fll2	-0.892	0.393

Legenda k tabulce 6:

TTWA (total traveled way area) - celková dráha určená z plochy vychylování; ssoo – široký stoj otevřené oči; sszo – široký stoj zavřené oči; usoo – úzký stoj otevřené oči; uszo – úzký stoj zavřené oči; flp – flamingo test pravá noha; fll – flamingo test levá noha; 1 – I. měření bez tapu; 2 – II. měření bez tapu; t – testovací kritérium; Sig. (2-tailed) – typ párového testu (značení ze softwaru SPSS)

Z výsledků je patrné, že v celkové dráze určené z plochy vychylování nedošlo před a po intervenci k žádnému statisticky významnému rozdílu. Z hodnot testovacího kritéria vidíme, že rozdíly v měření před a po intervenci jsou téměř zanedbatelné.

Výsledky deskriptivní statistiky jsou společně s originálním zpracováním párového T-testu za pomoci softwaru SPSS (IBM, verze 20.0) uvedeny v příloze 5.

6.2 Dynamické parametry chůze

6.2.1 Výška klenby na základě výpočtu indexu Chippaux - Šmiřák

Změnu výšky podélné klenby na základě intervence jsme hodnotili pomocí výpočtu indexu Chippaux – Šmiřák a jeho porovnávání v jednotlivých pokusech.

V následující tabulce můžeme vyčíst vypočítané indexy dle Chippauxe a Šmiřáka u jednotlivých probandů a rovněž hned vidět, jak se výška klenby měnila v jednotlivých měřeních.

Tabulka 7a: Přehled indexů Chippaux - Šmiřák vypočítaných z průměrných hodnot jednotlivých pokusů u každého z probandů

proband	I.m./bt		I.m./st	
	L	P	L	P
01	27.06 %****	36.79 %****	26.67 %**	36.17 %**
02	30.99 %****	30.37 %****	28.74 %*	28.62 %**
03	2.33 cm****	2.23 cm****	2.66 cm***	2.27 cm**
04	2.2 cm****	2.02 cm****	3.5 cm*	3.93 cm*
05	17.21 %****	23.01 %****	6.52 %*	16.12 %**
06	13.00 %****	19.75 %****	10.22 %*	12.15 %*
07	17.04 %****	22.45 %****	13.07 %*	19.86 %***
08	15.25 %****	15.94 %****	13.11 %*	14.78 %***
09	14.24 %****	17.41 %****	12.96 %**	14.64 %**
10	38.28 %****	37.36 %****	36.43 %**	32.65 %*
11	37.35 %****	47.81 %****	36.25 %*	41.48 %*

Tabulka 7b: Přehled indexů Chippaux - Šmiřák vypočítaných z průměrných hodnot jednotlivých pokusů u každého z probandů

proband	II.m./st		II.m./bt	
	L	P	L	P
01	25.10 %*	35.34 %*	26.43 %**	36.40 %***
02	29.67 %**	28.09 %*	30.07 %***	30.18 %***
03	3.71 cm*	3.95 cm*	2.84 cm**	2.25 cm****
04	2.7 cm**	3.73 cm**	2.66 cm****	3.7 cm****
05	12.96 %**	13.07 %*	13.07 %***	22.31 %***
06	10.51 %**	13.31 %**	12.44 %***	14.37 %***
07	13.69 %**	18.74 %*	14.03 %***	19.11 %**
08	13.55 %***	13.14 %*	14.50 %**	13.54 %**
09	10.78 %*	13.69 %*	13.70 %***	16.12 %***
10	36.40 %*	34.32 %**	38.11 %***	34.93 %***
11	37.08 %**	44.38 %**	37.24 %***	44.77 %***

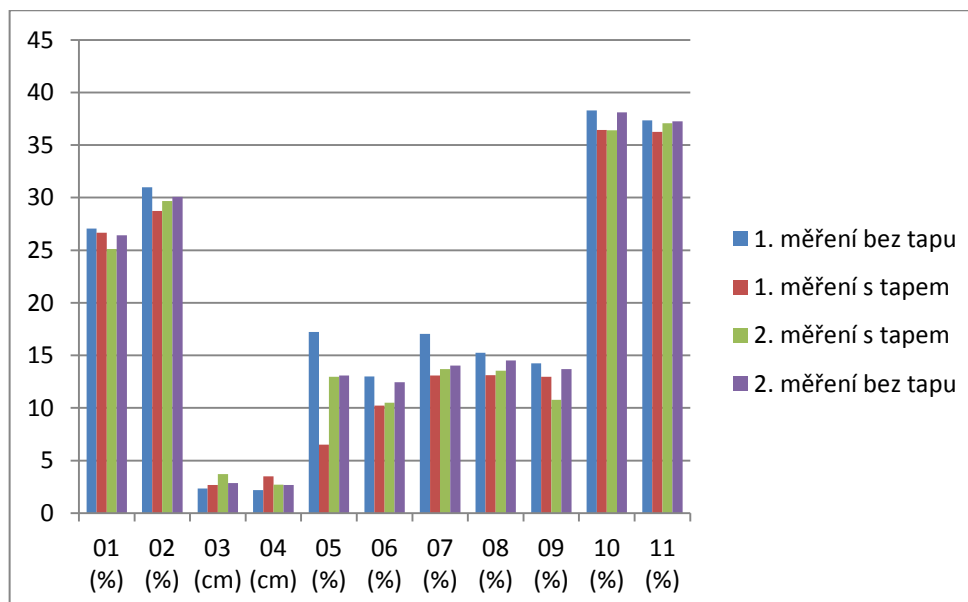
Legenda k tabulkám 7a, b:

I.m./bt – 1. měření (tedy vstupní) bez tapu; I.m./st – 1. měření (tedy vstupní) s tapem; II.m./st – 2. měření (tedy výstupní po čtyřech dnech) s tapem; II.m./bt - 2. měření (tedy výstupní po čtyřech dnech) bez tapu; L – levá dolní končetina; P – pravá dolní končetina

* nejvyšší klenba, ** druhá nejvyšší klenba, *** třetí nejvyšší klenba, **** nejnižší klenba

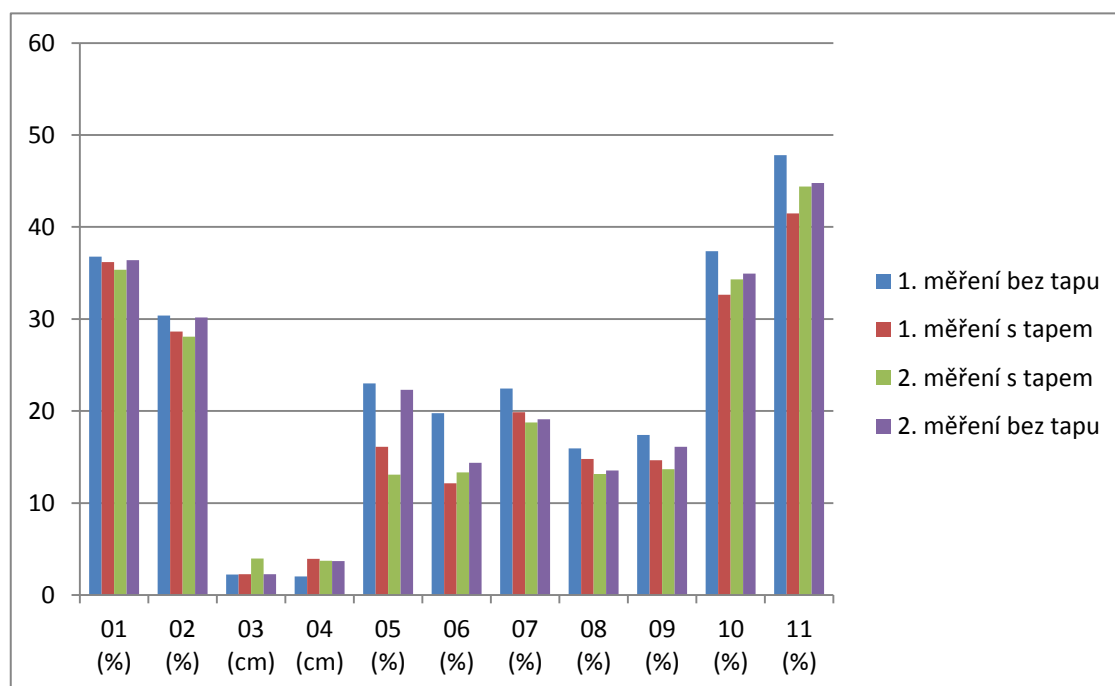
Na základě tohoto přehledu lze říci, že nejnižší klenutí nohy bylo zjištěno vždy při prvním měření, tedy před intervencí a následně pak po intervenci po sejmutí tapu. Těsně po aplikaci tapu pozorujeme celkově druhé největší zlepšení - součtem zde byl počet nohou s nejvyšší klenbou v tomto pokusu stejný (11) jako u druhého měření s tapem (11), ale o celkovém pořadí rozhodovala výška klenby u ostatních nohou probandů v tomto měření, kdy zde byla u některých (4) klenba druhá nejnižší, u 7 klenba druhá nejvyšší. Z hodnot naměřených po čtyřdenním nošení kineziotapu můžeme vidět, že byla klenba u většiny nohou nejvyšší (11) nebo druhá nejvyšší (10). Pouze u jedné klenby v tomto pokusu vidíme výšku druhou nejnižší. Po sejmutí tapu pozorujeme v 5 případech klenbu druhou nejvyšší, v 17 případech druhou nejvyšší. Pro přehlednost této informace slouží grafy 8 a 9, z nichž můžeme vidět i rozdíly ve stupni plochonoží u jednotlivých probandů.

Graf 8: Přehled rozdílů velikosti indexů Chippaux – Šmiřák – levá noha



Poznámka ke grafu 8: na horizontální ose jsou zaznamenána čísla probandů a jednotka, ve které byl index zaznamenán, vertikální osa znázorňuje hodnotu indexu

Graf 9: Přehled rozdílů velikosti indexů Chippaux – Šmiřák – pravá noha



Poznámka ke grafu 9: na horizontální ose jsou zaznamenána čísla probandů a jednotka, ve které byl index zaznamenán, vertikální osa znázorňuje hodnotu indexu

Výsledky statistického párového T-testu k problematice výpočtu rozdílů ve výšce klenby dle indexu Chippaux - Šmiřák vidíme v tabulce 8. Hodnoty označené jednou hvězdičkou jsou statisticky významné ($p < 0, 05$). Jedná se o porovnání vstupního měření bez tapu a s tapem, o porovnání vstupního a výstupního měření bez tapu u pravé nohy a u levých dolních končetin o porovnání vstupního a výstupního měření s tapem, vstupního s tapem a výstupního bez tapu a výstupního s tapem i bez. Hodnoty označené dvěma hvězdičkami, vstupní měření bez tapu vs. výstupní s tapem pro obě nohy a vstupní bez tapu vs. výstupní s tapem u levé dolní končetiny, jsou statisticky velmi významné ($p < 0, 01$). Bez statistické významnosti jsou pak hodnoty pro pravou nohu, a to porovnání vstupního vs. výstupního s tapem, vstupního s tapem vs. výstupního bez tapu a výstupního s tapem vs. bez tapu. Z hodnot testovacího kritéria pak vidíme, kdy došlo ke snížení klenby, na což poukazují záporné hodnoty, a kdy k jejímu zvýšení, na což poukazují kladné hodnoty. Ke statistickému zhodnocení rozdílů mezi jednotlivými měřeními byly zvoleny všechny kombinace, jelikož parametr výšky klenby považujeme za jeden z nejzásadnějších.

Tabulka 8: Výsledky statistického párového T-testu k problematice výpočtu rozdílů ve výšce klenby dle indexu Chippaux – Šmiřák

porovnávané pokusy	končetina	t	Sig. (2-tailed)
I.m./bt vs. I.m./st	L	2.371*	0.039*
	P	3.185*	0.010*
I.m./bt vs. II.m./st	L	5.624**	0.000**
	P	4.746**	0.001**
I.m./bt vs. II.m./bt	L	3.297**	0.008**
	P	3.054*	0.012*
I.m./st vs. II.m./st	L	-2.337*	0.042*
	P	-2.119	0.060
I.m./st vs. II.m./bt	L	-2.700*	0.027*
	P	-2.270	0.053
II.m./st vs. II.m./bt	L	-2.497*	0.032*
	P	-1.712	0.118

Legenda k tabulce 8:

I.m./bt – 1. měření (tedy vstupní) bez tapu; I.m./st – 1. měření (tedy vstupní) s tapem; II.m./st – 2. měření (tedy výstupní po čtyřech dnech) s tapem; II.m./bt – 2. měření (tedy výstupní po čtyřech dnech) bez tapu; L – levá dolní končetina; P – pravá dolní končetina; t – testovací kritérium; Sig. (2-tailed) – typ párového testu (značení ze softwaru SPSS); * statisticky významné; ** statisticky velmi významné

Výsledky deskriptivní statistiky jsou společně s originálním zpracováním párového T-testu za pomoci softwaru SPSS (IBM, verze 20.0) uvedeny v příloze 6.

6.2.2 Zatížení chodidla při chůzi

Dále jsme se zabývali otázkou, zda dojde k přenosu zatížení z mediální strany chodidla na stranu laterální a to jak v oblasti paty, tak v oblasti metatarzů.

Výsledky párového T-testu k problematice zatížení chodidla při chůzi před intervencí a po aplikaci tapu po čtyřech dnech nošení jsou uvedeny v tabulce 9.

Tabulka 9: Výsledky párového T-testu k problematice zatížení chodidla při chůzi před intervencí a po aplikaci tapu po čtyřech dnech nošení

porovnávané pokusy	končetina	t	Sig. (2-tailed)
I.m./bt HM vs. II.m./st HM	L	-1.016	0.333
	P	0.217	0.832
I.m./bt HL vs. II.m./st HL	L	-0.194	0.850
	P	0.138	0.893
I.m./bt I.MT vs. II.m./st I.MT	L	-0.089	0.931
	P	-1.059	0.314
I.m./bt II.MT vs. II.m./st II.MT	L	-0.024	0.981
	P	0.520	0.614
I.m./bt III.MT vs. II.m./st III.MT	L	-0.526	0.611
	P	0.208	0.839
I.m./bt IV.MT vs. II.m./st IV.MT	L	-1.155	0.275
	P	1.235	0.245
I.m./bt V.MT vs. II.m./st V.MT	L	-0.683	0.510
	P	0.692	0.505

Legenda k tabulce 9:

I.m./bt – 1. měření (tedy vstupní) bez tapu; II.m./st – 2. měření (tedy výstupní po čtyřech dnech) s tapem; L – levá dolní končetina; P – pravá dolní končetina; HM – mediální oblast paty; HL – laterální oblast paty; I.MT – první metatarz; II.MT – druhý metatarz; III.MT – třetí metatarz; IV.MT – čtvrtý metatarz; V.MT – pátý metatarz; t – testovací kritérium; Sig. (2-tailed) – typ párového testu (značení ze softwaru SPSS)

Ze zjištěných výsledků je patrné, že zde nenacházíme statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$).

V tabulce 10 můžeme vidět výsledky párového T-testu k problematice zatížení chodidla při chůzi před intervencí a po sejmutí tapu po čtyřech dnech jeho nošení.

Tabulka 10: Výsledky párového T-testu k problematice zatížení chodidla při chůzi před intervencí a po sejmutí tapu po čtyřech dnech jeho nošení

porovnávané pokusy	končetina	t	Sig. (2-tailed)
I.m./bt HM vs. II.m./bt HM	L	1.341	0.210
	P	-0.525	0.611
I.m./bt HL vs. II.m./bt HL	L	2.089	0.063
	P	0.372	0.718
I.m./bt I.MT vs. II.m./bt I.MT	L	-0.764	0.462
	P	-1.318	0.217
I.m./bt II.MT vs. II.m./bt II.MT	L	-0.766	0.461
	P	-0.560	0.588
I.m./bt III.MT vs. II.m./bt III.MT	L	0.592	0.567
	P	0.113	0.912
I.m./bt IV.MT vs. II.m./bt IV.MT	L	0.753	0.469
	P	0.103	0.920
I.m./bt V.MT vs. II.m./bt V.MT	L	0.938	0.370
	P	1.102	0.296

Legenda k tabulce 10:

I.m./bt – 1. měření (tedy vstupní) bez tapu; II.m./bt – 2. měření (tedy výstupní po čtyřech dnech) bez tapu; L – levá dolní končetina; P – pravá dolní končetina; HM – mediální oblast paty; HL – laterální oblast paty; I.MT – první metatarz; II.MT – druhý metatarz; III.MT – třetí metatarz; IV.MT – čtvrtý metatarz; V.MT – pátý metatarz; t – testovací kritérium; Sig. (2-tailed) – typ párového testu (značení ze softwaru SPSS)

Z výsledků statistického zpracování můžeme vidět, že v žádných z porovnávaných pokusů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p < 0, 05$).

Výsledky deskriptivní statistiky jsou společně s originálním zpracováním párového T-testu za pomoci softwaru SPSS (IBM, verze 20.0) uvedeny v příloze č. 7.

6.2.3 Rozložení sil pod chodidlem během krokového cyklu

Výsledky ANOVA testu k problematice změn v rozložení sil pod chodidlem vidíme v tabulce 11.

Tabulka 11: Výsledky ANOVA testu k problematice změn v rozložení sil pod chodidlem

končetina	směr síly	Sig.
L	F _x	0.724
	F _y	0.577
	F _z	0.644
P	F _x	0.320
	F _y	0.123
	F _z	0.928

Legenda k tabulce 11:

L – levá dolní končetina; P – pravá dolní končetina; F_x – mediolaterální směr síly; F_y – anteroposteriorní směr síly; F_z – vertikální směr síly; Sig. – míra signifikance

Na základě těchto hodnot můžeme říci, že jsme zde nenašli statisticky významné rozdíly ($p < 0, 05$).

Výsledky deskriptivní statistiky jsou společně s originálním zpracováním párového T-testu za pomoci softwaru SPSS (IBM, verze 20.0) uvedeny v příloze 8.

6.3 Kinematická analýza

Střední hodnoty a směrodatné odchylky velikosti úhlů ve vybraných kloubech ukazuje tabulka 12.

Tabulka 12: Střední hodnoty a směrodatné odchylky velikosti úhlů ve vybraných kloubech

část těla	strana	I. měření bez tapu		II. měření s tapem	
		mean	std. deviation	mean	std. deviation
hlezno	levá	32.3655	4.76368	35.9882	4.26416
	pravá	36.5718	6.59637	37.5545	5.46284
koleno	levá	64.8645	7.28106	71.2345	4.85232
	pravá	68.0118	5.12598	71.1645	6.52107
kyčel	levá	43.3345	5.89444	43.6436	7.11387
	pravá	41.9636	4.10632	42.8655	4.51822

Legenda k tabulce 12:

mean – střední hodnota, std. deviation – směrodatná odchylka

Ze středních hodnot lze vyčíst, že se úhly v jednotlivých kloubech dolních končetin během chůze při pohybu v předozadní rovině průměrně mírně zvýšily.

Výsledky párového T-testu vztahující se ke kinematické analýze sledujeme v tabulce č. 13. Hodnoty označené hvězdičkou jsou statisticky významné ($p < 0,05$).

Tabulka 13: Výsledky párového T-testu vztahující se ke kinematické analýze

porovnávaná měření	t	Sig. (2-tailed)
LHleBez – LHleTape	-2.826*	0.018*
LKolBez – LKolTape	-2.280*	0.046*
LKyčBez – LKyčTape	-0.290	0.778
PHleBez – PHleTape	-0.688	0.507
PKolBez – PKolTape	-1.862	0.092
PKyčBez - PKyčTape	-0.958	0.361

Legenda k tabulce 13:

LHleBez – levé hlezno bez tapu (při I. měření), LHleTape – levé hlezno s tapem (při II. měření); obdobně pro koleno (Kol), kyčel (Kyč) a pro pravou stranu (P); t – testovací kritérium; Sig. (2-tailed) – typ párového testu (značení ze softwaru SPSS); * statisticky významné

Lze konstatovat, že u sledovaného parametru LHle a LKol došlo vlivem aplikace tapu ke statisticky významným změnám ($p < 0,05$). U kyčle a celé pravé strany ke změnám nedošlo.

Výsledky deskriptivní statistiky jsou společně s originálním zpracováním párového T-testu za pomoci softwaru SPSS (IBM, verze 20.0) uvedeny v příloze 9.

7 Diskuze

7.1 Diskuze k posturální stabilitě

Na základě tvrzení několika autorů (Toppischová, Šnoplová, 2008; Vařeka, Vařeková, 2009; Lewit, 2003) o vlivu nohy na posturální stabilitu jsme její hodnocení zahrnuli i do této práce. Hodnotili jsme, zda se v důsledku aplikace kineziotapu funkční korekční technikou na plochonoží změni hodnoty výchylek COP v pravolevém (delta X) a předozadním (delta Y) směru a celkové dráhy určené z plochy vychylování (Total Traveled Way Area – TTWA).

Na základě získaných výsledků můžeme říci, že aplikace kineziotapu na celkovou dráhu určenou z plochy vychylování neměla vliv, což potvrzuje hypotézu číslo dvě.

Pravolevé a předozadní výchylky se ovšem zvýšily u téměř všech měřených modifikací stoje, u některých statisticky významně, což vyvrací první stanovenou hypotézu. Důvodem může být omezená schopnost centrální nervové soustavy zareagovat v tak krátkém časovém intervalu, realizace měření proběhla krátce po odstranění kineziotapu, na změny informací z proprioceptivní signalizace. Zajímavé by mohlo být zhodnocení výsledků po delším časovém úseku, kdy by aferentní informace pro centrální nervovou soustavu měly být konstantní, případně po dalším časovém intervalu s aplikovaným kineziotapem, kde bychom mohli diskutovat o vlivu propriocepce na úpravu nesprávného postavení některých segmentů nohy, a tudíž na posturální stabilitu. Zde by potom již mohli být pozorovatelné změny v pozitivním směru, tedy snížení hodnot výchylek v obou směrech. Na výzkumnou otázku, zda má aplikace korekčního kineziotapu na plochonoží vliv na úroveň posturální stability, si můžeme odpovědět, že aplikace má po čtyřech dnech nošení vliv pouze na výchylky v předozadním a laterolaterálním směru, celkovou dráhu určenou z plochy vychylování neovlivňuje.

7.2 Diskuze k dynamickým parametrům chůze

7.2.1 Diskuze k výšce klenby na základě výpočtu indexu Chippaux - Šmířák

Na základě hodnot zjištěných pomocí otisku nohy z tlakové desky Footscan (RSscan International, Belgie), výpočtu indexu Chippaux - Šmířák z průměrných hodnot jednotlivých pokusů a statistického zpracování těchto dat jsme zjistili,

že podélná klenba nožní se díky aplikaci kineziotapu zvýšila.

Velmi významná statistická významnost byla pozorována u porovnávání vstupního měření bez tapu a měření s tapem po čtyřech dnech jeho nošení. Právě u výstupního měření s kineziotapem byl ve většině případů pozorován nejlepší výsledek, tedy nejvyšší klenba, ze všech čtyř měření.

Podle výsledků můžeme také říci, že i po odstranění kineziotapu při kontrolním měření byly změny oproti vstupnímu měření bez tapu stále pozorovatelné a to dokonce tak, že u levé nohy hodnoty rozdílu dosahovaly hodnot statisticky velmi významných.

Bez statistické významnosti zůstaly rozdíly mezi situacemi, kdy tape na noze byl, ať už při vstupním či kontrolním měření, a kdy byl sejmuto, ovšem ve všech případech jen pro pravé dolní končetiny. Při pátrání po možné příčině bylo zjištěno, že při vstupním měření bez tapu byly, podle hodnot indexu, klenby na levých nohách mírně vyšší, a to v devíti případech z jedenácti. Domníváme se tedy, že když byl kineziotape aplikován, pak měl větší účinek u nohou, které se klinicky blížili více obrazu fyziologického postavení než v případech, kdy byla klenba více snižena. Toto je možné zdůvodnit elasticitou pásky, kdy na základě vyššího zatížení pásky při došlapu u horších kleneb, které se více propadnou, páska zároveň více pruží, a tudíž zde není tak významný rozdíl mezi situací s páskou a bez pásky, jako u klenby s aplikovaným tapem, která se při zatížení tolik nepropadne, páska se tedy tolik neprotáhne a segment je celkově pevnější. Jakmile pak tape sejmeme, i lepší klenba se při zatížení propadá více než s páskou a tento rozdíl je markantnější než u nohy s horší klenbou. Řešením by mohlo být použití nepružných pásek. Jejich aplikaci na plochonoží popisuje např. Flandera (2006). Aplikace pevných pásek v oblasti nohy s sebou ale nese riziko dřívějšího poničení tapu a menší snášenlivosti pacientů, mnohým je aplikace této pásky nepříjemná, což značí horší využití pro praxi. Na druhou stranu by ale výsledky korekce mohly být výraznější.

Zajímavé výsledky přineslo i porovnání výšek kleneb při vstupním měření s tapem a výstupním měření s tapem. U pravé dolní končetiny totiž ke statisticky významnému rozdílu nedošlo a u levé končetiny sice ano, ale podle číselné hodnoty míry signifikance je tato významnost poměrně nízká. Z praktického hlediska by toto mohlo souhlasit

s tvrzením firmy Towatec Corporation (2009), že elasticita Temtex kineziotapu je efektivní až po dobu pěti dní.

Po zhodnocení výsledků vztahujících se k výšce klenby můžeme souhlasit s hypotézou číslo tři, a tedy potvrdit, že po aplikaci kineziotapu funkční korekční technikou na plochou nohu došlo ke zvýšení podélné klenby nožní.

V závislosti na nehomogenitě výsledků nelze zcela potvrdit ani vyvrátit čtvrtou hypotézu vztahující se k přetrvávání efektu terapie po sejmutí kineziotapu. Potvrdit bychom ji mohli pouze pro pravou dolní končetinu, kde ke statisticky významnému rozdílu mezi situací s tapem a bez tapu nedošlo, ačkoliv klenba zůstala vyšší oproti vstupnímu stavu bez tapu. Pro levou dolní končetinu musíme hypotézu zamítnout, jelikož pozitivní změny po sejmutí pásky byly statisticky významné.

7.2.2 Diskuze k zatížení chodidla při chůzi

Na základě hodnot maximálního zatížení v oblasti mediální a laterální strany paty a mediální a laterální strany předonoží v oblasti metatarzů zjištěných pomocí tlakové desky Footscan (RS Scan International, Belgie) a jejich následném statistickém zpracování jsme zjistili, že zatížení se z mediální na laterální stranu po aplikaci tapu nepřesunulo, a tudíž nebyly pozorovány změny v tomto ani po odstranění pásky. Hypotézy pět, šest a sedm tedy zamítáme.

Jako k možnému vysvětlení se přikláníme k již výše zmíněné teorii o vlivu elasticity kineziotapu a jako možná cesta k dosažení zamýšlených výsledků se jeví použití pevné pásky.

7.2.3 Diskuze k rozložení sil pod chodidlem během krokového cyklu

Hypotéza číslo osm byla na základě dosažených výsledků potvrzena a skutečně tedy po aplikaci kineziotapu nedochází ke statisticky významné změně přenosu sil při krokovém cyklu.

Metoda hodnocení sil pomocí silových desek Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko) nám přináší na věc pohled z dalšího úhlu, nicméně pro hodnocení a řešení daného problému se zdá být vhodnější plošina Footscan (RSscan International, Belgie), kde můžeme hodnotit více parametrů, které nám o dynamických vlastnostech chůze

u osob s plochonožím přinášejí podrobnější informace.

7.3 Diskuze ke kinematické analýze

V rámci kinematické analýzy jsme se zabývali rozdíly v rozsazích pohybu v hlezenních, kolenních a kyčelních kloubech v sagitální rovině. Z výsledků vyplynulo, že po aplikaci kineziotapu došlo k mírnému zvýšení rozsahu pohybu ve všech těchto kloubech, u levého hlezenního a kolenního kloubu pak došlo ke změnám statisticky významným.

Možným vysvětlením tohoto jevu by byla možnost, že díky aplikaci kineziotapu došlo k úpravě postavení valgozity calcaneu, který je funkčně spojen s talem v subtalárním kloubu. Díky centraci subtalárního kloubu by vzhledem k těsné blízkosti a návaznosti došlo i k centraci kloubu hlezenního. Kolář (2009) uvádí, že pokud je kloub centrován, dochází k maximálnímu kontaktu mezi jeho plochami a síly, které na něj a jeho plochy působí, jsou rovnoměrně rozloženy, kloubní pouzdra a kloubní vazy jsou v minimálním napětí. Z toho vyplývá, že díky centraci kloubu hlezenního je pak možné využít maximální rozsah pohybu v tomto kloubu, který je omezen anatomickými strukturami. Vyšší rozsah pohybu v hlezenním kloubu by pak mohl mít vliv na rozsah pohybu v kolenním kloubu. Díky vyšší dorsiflexi v hleznu při chůzi by se totiž těžiště těla přesunulo příliš vpřed a jedinec by neudržel rovnováhu a došlo by k pádu, proto by se toto kompenzovalo zvýšením rozsahu pohybu v kloubu kolenním i kyčelním. Tuto teorii nám ale vyvrací výsledky měření zatížení chodidla při chůzi, kde bylo zjištěno, že po aplikaci tapu nedošlo ke změně přenosu zatížení z mediální strany paty na laterální, což naznačuje, že valgozita paty vyrovnána nebyla.

Rovněž pak při pohledu na naměřené hodnoty rozsahů pohybů v pozorovaných kloubech můžeme říci, že se pohybují v rámci normy pro fyziologický stereotyp chůze dle Perry (1992) a nejsou omezené, jak by mohlo být v důsledku valgozity paty předpokládáno.

Dalším možným vysvětlením pro zvýšení rozsahu pohybu v kloubech by byla možnost, že probandi, ačkoliv byli vyzýváni k přirozené rychlosti chůze, při kontrolním měření, kdy už trasu a podmínky měření znali, chůzi mírně zrychlili. Vztah mezi zvyšující se rychlostí chůze a zvyšujícím se rozsahem pohybu v kyčelním,

kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině byl již potvrzen studií Pietraszewskiho et al. (2012). O vlivu rychlosti chůze na rozsah pohybu se zmiňuje i Kettelkamp et al. (1970) a Stansfield et al. (2001).

V neposlední řadě je dobré také zvážit možnost, že došlo k chybě během měření. Pokud se podíváme na hodnoty testovacího kritéria při statistické analýze, vidíme, že kromě rozdílů hodnot u levého hlezenního a kolenního kloubu, jsou u ostatních kloubů tyto rozdíly minimální. Chyba mohla nastat v mírné odchylce v místě uložení snímaných senzorů při vstupním a kontrolním měření. Ačkoliv se tyto markery umísťují v oblasti palpačně dobře hmatatelných anatomických struktur, přesnost v rámci milimetrů nemůžeme zaručit.

Statisticky významné rozdíly hodnot u kolene a kyčle na levých dolních končetinách mohou souviset s lepšími výsledky u levých dolních končetin v porovnávání výšky klenby dle indexu Chippaux – Šmiřák.

Dle výsledků vztahujících se k měřeným parametrům kinematické analýzy nemůžeme stanovené hypotézy devět a deset, které se souvisí se změnou rozsahu úhlů v hlezenních a kolenních kloubech potvrdit. Potvrzujeme, ale hypotézu číslo jedenáct, že po aplikaci kineziotapu nedojde ke statisticky významnému rozdílu v úhlovém rozsahu pohybu při chůzi v kyčelním kloubu ve smyslu flexe/extenze.

Podle výše zmíněných výsledků a následné diskuze si můžeme na otázku, zda má aplikace korekčního kineziotapu vliv na dynamiku a kinematiku lidské chůze odpovědět, že ano, ovšem pouze částečně.

7.4 Diskuze ohledně úskalí experimentu

V neposlední řadě by bylo dobré zmínit několik úskalí, která s tímto experimentem souvisí.

Pro větší výpovědní hodnotu práce by bylo jistě vhodné zajistit více probandů. Náročnost realizace měření by se pak ale mnohonásobně zvýšila nejen z hlediska časového, naměření hodnot u jednoho probanda zabralo v průměru hodinu času, ale i z hlediska využití prostor a obsazenosti Laboratoře sportovní motoriky Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze, kde probíhá i několik měření

denně.

Na základě teoretických poznatků o změnách vzniklých na podkladě plochonoží by bylo dobré zhodnotit kinematickou analýzou několik dalších oblastí. Zhodnocena nebyla valgozita/ varozita paty, kolene, kyčle, rotace v kyčli, pánev. Lze ovšem uvažovat i možnost, že kinematická analýza pomocí zařízení CODA Motion System (Charnwood Dynamics Ltd., Anglie) nebude schopna případné malé rozdíly detekovat.

Během vyhodnocování dat jsme došli k diskuzi i nad výsledky měření pomocí zařízení Footscan (RSscan International, Belgie). K hodnocení některých parametrů nám dopomohl i otisk chodidla, který jsme získali z tohoto zařízení. K diskuzi došlo v okamžiku, kdy jsme zjistili, že otisky u dvou probandek se jeví dokonce jako u nohy vysoké, ačkoliv klinický obraz vypovídá o opaku. K situaci podal vysvětlení vedoucí této práce, který uvedl, že citlivost Footscanu není tak vysoká, aby dokázal zachytit pouze malý tlak, který může vyvolat kontakt kůže chodidla na desku, proto se noha na otisku může jevit jako vysoká, ačkoli klinický obraz značí opak. Důležité ovšem je, že jsme v rámci experimentu nehodnotili jednotlivé otisky, ale rozdíly mezi nimi při měření před a po intervenci, které se i u těchto dvou probandek potvrdily (Zahálka, 2014).

8 Závěr

Cílem této práce bylo ověřit, zda a do jaké míry má aplikace kineziotapu funkční korekční technikou na plochou nohu vliv na postavení určených segmentů těla, a tím na změnu stereotypu chůze.

K naplnění záměru práce bylo provedeno biomechanické měření chůze u jedenácti specificky vybraných osob s klinickým obrazem plochonoží. Nejprve jsme měřili před intervencí a následně po aplikaci kineziotapu. Probandi si tape ponechali po následující čtyři dny a poté bylo měření opakováno před odstraněním a následně i po odstranění pásky.

S využitím kinematické analýzy jsme mohli určit základní úhlové parametry v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině. Dynamické parametry a posturální stabilitu jsme hodnotili na základě výsledků získaných pomocí tlakové desky a data, která se týkají rozložení sil při krokovém cyklu, jsme získali pomocí desek silových.

Podle hodnot získaných měření a jejich statistickým zpracováním můžeme říci, že největší pozorovatelný rozdíl zjišťujeme u změny výšky klenby. Zde se potvrdilo, že po aplikaci kineziotapu dojde vždy ke zvýšení podélné klenby nožní a tato situace přetrvává ve většině případů i po sejmutí pásky po jejím čtyřdenním nošení. V parametrech týkajících se změn zatížení chodidla při chůzi a rozložení sil při krokovém cyklu jsme statisticky významné rozdíly nepozorovali. Z výsledků kinematické analýzy je pozorovatelné, že došlo k mírnému zvýšení rozsahu pohybu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině, nicméně pouze ve dvou případech bylo toto statisticky významné. Rovněž u posturální stability vidíme její ovlivnění pouze částečně.

Ačkoliv se vliv kineziotapingu na úpravu plochonoží jeví jako pozitivní, bez aktivní spolupráce pacienta nelze v terapii plochonoží dojít k uspokojivým výsledkům a vždy je třeba využívat hlavně aktivní fyzioterapeutické metody. Ať už klasický taping pevnými páskami, nebo kineziotaping, je třeba brát tyto techniky pouze jako podpůrné a doplňkové. Mnoho terapeutů v léčbě, nejen plochonoží, využívá pouze postupy, z jedné či dvou naučených metod. Vhodné je však kombinovat postupy z několika oblastí a to i z důvodu pestrosti terapie. Je důležité, aby cvičení bylo pro pacienta zábavné, aby byl dostatečně motivován k další spolupráci. Dostatečná

motivace je základem dlouhodobé terapie, která je v léčbě plochonoží často nutná, a i díky ní se zvyšuje možnost dosažení lepších výsledků.

Seznam použité literatury

1. CODA MOTION SOLUTIONS. *Product Catalogue* [online]. c2013, [cit. 2014-12-03]. Dostupné z <<http://www.codamotion.com/product-coda-catalogue.html>>.
2. CONSTANTINO, M. et al. *Therapeutic Taping for Musculoskeletal Conditions*. 1. vyd. Australia: Churchill Livingstone, 2010, 263 stran. ISBN 978-07-2953-917-3.
3. CROWNEY, E. et al. Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system. *Gait Posture*. 1997, vol. 6, no. 2, p. 147 – 162.
4. ČIHÁK, R. Musculi cruris – svaly bérce. In *Anatomie I. 2.*, upravené a doplněné vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2001, 516 stran, s. 444 – 452, ISBN 80-7169-970-5.
5. DE LISA, J.A. *Gait analysis in the science of rehabilitation*. Darby: Diane Publishing Co, 1998, 112 stran. ISBN 978-07-5670-021-8.
6. DVOŘÁK, R. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, č. 1, s. 12 – 17.
7. EDIN, B. B. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. *Journal of Physiology*. 2001, vol. 531, no. 1, p. 289 – 297. Dostupné také z <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2278439/>> [cit. 2013-04-06].
8. FLANDERA, S. *Tejpování*. 2. vyd. Olomouc: Poznání, 2006, 98 stran. ISBN 8086606473.
9. FOOTER, CH. B. et al. The effects of therapeutic taping on gross motor function in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*. 2006, vol. 18, no. 4, p. 245 – 252.
10. FOOTSCAN USA. *Hardware* [online]. c2013, [cit. 2014-12-03]. Dostupné z <<http://footscanusa.com/hardware/>>.
11. FRANZ, J. R. et al. Changes in the coordination of hip and pelvic kinematic with mode of locomotion. *Gait and Posture*. 2009, vol. 29, no. 3, p. 494 – 498.

12. CHESTER, V. L. et al. A comparison of kinetic gait parameters for 3-13 year olds. *Clin. Biomech.* (Bristol, Avon). 2006, vol. 21, no.7, p. 726 - 732.
13. CHESTER, V. L. et al. The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis. *Clin. Biomech.* (Bristol, Avon). 2008, vol. 23, no. 2, p. 212 - 220.
14. KADABA, M. et al. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopedic Research.* 1989, vol. 7, no. 6, p. 849 – 860.
15. KAPANDJI, I. A. The physiology of the joints: volume two – lower limb. 5. vyd. London: Churchill Livingstone, 1987, 256 stran. ISBN 0-443-03618-7.
16. KAPANDJI, I. A. The physiology of the joints: volume three – the spinal column, pelvic girdle and head. 6. vyd. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2008, 352 stran. ISBN 0-702-02959-9.
17. KAPTEYN, T., S. et al. Standardization in Platform Stabilometry being a Part of Posturography. *Agressologie*, 1983, vol. 24, no. 7, p. 321-326. Dostupné také z <<http://ada-posturologie.fr/StandardizationKapteyn.pdf>> [cit. 2014-01-13].
18. KASE, K. et al. Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Methods. 2. vyd. Tokyo: Kinesio Taping Association, 2003., 249 stran, ISBN 978-09-7696-084-3.
19. KASE, K. et al. Changes in the Volume of the Peripheral Blood Flow by using Kinesio Taping. [on-line]. 1997. Dostupnost z <http://www.sportmedicine.ru/articles/changes_in_the_volume_of_the_peripheral_blood_flow_by_using_kinesio_taping.htm> [cit. 2013-04-07].
20. KETTEKAMP, D. B. et al. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *The Journal of Bone Joint Surgery.* 1970, vol. 52 – A, p. 775 – 790.
21. KIRTLEY, CH. Clinical gait analysis: theory and practice. Edinburgh: Elsevier, 2006, 316 stran. ISBN 0-4431-009-8.
22. KISTLER HOLDING AG. *Products* [online]. c2013, [cit. 2014-12-03]. Dostupné z <<http://www.kistler.com/it/en/products/overview>>.

23. KLEMENTA, J. Somatometrie nohy - frekvence některých ortopedických vad z hlediska praktického využití v lékařství, školství a ergonomii. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1987, 228 stran.
24. KOBROVÁ, J., VÁLKA R. *Terapeutické využití kinesio tapu*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2012, 160 stran, ISBN 978-80-247-4294-6.
25. KOLÁŘ, P. et al. Dynamická neuromuskulární stabilizace. In *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 stran, s. 233 -246. ISBN 978-80-7262-657-1.
26. KOLÁŘ, P. et al. Hlezno a noha. In *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 stran, s. 510 – 513. ISBN 978-80-7262-657-1.
27. KOLÁŘ, P. et al. Chůze. In *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 stran, s. 48 – 51. ISBN 978-80-7262-657-1.
28. LEVANGIE, P. K. et al. *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. Philadelphia: F. A. Davis, 2005. ISBN 0-8036-1191-9.
29. LEVENS, A. S. et al. Transverse rotation of segments of the lower extremity in locomotion. *The Journal of Bone Joint Surgery*. 1948, vol. 30, no. 4, p. 859 – 872. Dostupné také z < <http://75.126.16.128/data/Journals/JBJS/344/859.pdf>> [cit. 2013-04-07].
30. LEWIT, K. Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. 5. vyd. Praha: Sdělovací technika, spol. s r.o., 2003, 411 stran. ISBN 80-86645-04-5.
31. LEWIT, K., LEPŠÍKOVÁ, M. Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, č. 3, s. 99 – 104.
32. MEDEK, V. Plochá noha dospělých. *Interní medicína pro praxi*. 2003, č. 6, s. 315 – 316. Dostupné také z < <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2003/06/09.pdf>> [cit. 2014-02-17].
33. MURRAY, M. P. et al. Walking Patterns of Normal Men. *The Journal of Bone Joint Surgery*. 1964, vol. 46, no. 2, p. 335 – 360.
34. OPAVSKÝ, J. Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003, 91 stran. ISBN 80-244-0625-X.

35. OSTROSKY, K. M. et al. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Physical Therapy*. 1994, vol. 74, no. 7, p. 637 – 644. Dostupné také z <<http://physicaltherapyjournal.com/content/74/7/637.full.pdf>> [cit. 2013-04-07].
36. PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, I. „Plochonoží“ (ústní sdělení). In *Kurz Kineziologie a patokineziologie dolní končetiny a nohy*. Čelákovice: Rehaspring Centrum s. r. o., 2013.
37. PERRY, J. Gait analysis. Normal and pathological function. Thorofare NJ: Slack Incorporated, 1992, 524 stran. ISBN 978-1-55642-192-1.
38. PIETRASZEWSKI, B. et al. Three-dimensional human gait pattern – reference data for normal men. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2012, vol. 14, no. 3, p. 9 – 16. Dostupné také z <<http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol14No3/2.pdf>> [cit. 2013-04-05].
39. REHASPORT TRADE, S. R. O. *Home*. [on-line]. 2012. Dostupnost z <<http://www.temtex.cz/>> [cit. 2013-01-03].
40. RIEMANN, B. L. The Sensorimotor System. *Journal of Athletic Training*. 2002, vol. 37, no. 1. Dostupné také z <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164311/>; <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164312/>> [cit. 2014-01-25].
41. ROBERTSON, D. G. E. et al. Research methods in biomechanics. Champaign: Human Kinetics, 2004, 309 stran. ISBN 0-7360-3966-X.
42. ROSE, J., GAMBLE, J.G. Human Walking. 3.vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 234 stran. ISBN ISBN 978-07-817-5954-0.
43. SHIM, A. et al. The use of elastic adhesive tape to promote lymphatic flow in the rabbit hind leg. *Yonsei Medical Journal*. 2003, vol. 44, no. 6, p. 1045 – 1052. Dostupné také z <<http://www.theratape.com/education-center/wp-content/uploads/2012/11/Kinesio-Study-Rabbit-Hind-Leg-Blood-Flow.pdf>> [cit. 2013-04-07].
44. SCHLEIP, R. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2003, vol. 7, no. 1, p. 11 – 19. Dostupné také z <<http://www.rolfingtaichilondon.com/ARTICLES/fascial%20plasticity%20schleip.pdf>> [cit. 2014-01-25].

45. SIMONEAU, G. G. et al. Changes in Ankle Joint Proprioception Resulting From Strips of Athletic Tape Applied Over the Skin. *Journal of Athletic Training*. 1997, vol. 32, no. 2, p. 141 – 147. Dostupné také z <<http://europepmc.org/articles/PMC1319817/pdf/jathtrain00014-0047.pdf>> [cit. 2013-04-06].
46. SMIDT, G.L. Gait in rehabilitation. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1990, 329 stran. ISBN 0-4430-8663-X.
47. STANFIELD, B.W. et al. Sagittal joint kinematics, moments and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2001, vol. 21, no. 3, p. 403 – 411.
48. SVOBODA, Z., JANURA, M. Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, č. 1, s. 26 – 31.
49. ŠTĚDRÁK, K. „Aplikace kineziotapu ke korekci plochonoží“ (ústní sdělení). In *Kurz Kineziotaping II*. Praha: EduSpa College, 2012.
50. TICHÝ, M. Klenby nohy. In *Dysfunkce kloubu V – Dolní končetina*. 1. vyd. Praha: Miroslav Tichý, 2008, 123 stran, s. 37 – 41, ISBN 978-80-254-2251-9.
51. TOPPISCHOVÁ, M., ŠNOPLOVÁ, A. Funkce nohy. *Bolest*. 2008, č. 2, s. 109 – 111. Dostupné také z <http://www.tigis.cz/images/stories/Bolest/2008/02/07_Toppischova_BOLEST_2_2008.pdf> [cit. 2014-03-15].
52. TOWATEC CORPORATION. *Properties of Temtex Tape*. [on-line]. 2009. Dostupnost z <http://www.temtextaping.kr/html/taping/tap2_cont01.html> [cit. 2013-01-02].
53. UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI. Dynamická plantografie. [on-line]. In *Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu*. 2009. Dostupnost z <<http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>> [cit. 2014-04-02].
54. URBAN, J. a kol. Přehled metod hodnocení plantogramu z hlediska diagnostiky plochonoží. In *Diagnostika pohybového systému – metody vyšetření, primární prevence, prostředky pohybové terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2000, 209 stran, s. 191 – 192. ISBN 80-244-0212-2.

55. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, č. 3, s. 94 – 102.
56. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Kineziologie nohy. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 stran. ISBN 978-80-244-2432-3.
57. VÉLE, F. Chůze jako lokomoční funkce i léčebný prostředek. In *Kineziologie*. 2., rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006, 376 stran, s. 347 – 356. ISBN 80-7254-837-9.
58. VÉLE, F. Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie. 1. vyd. Praha: Triton, 2012, 222 stran. ISBN 978-80-7387-608-1.
59. WHITTLE, M. W. Gait analysis: an introduction. 4. vyd. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2007, 255 stran. ISBN 978-0-7506-8883-3.
60. WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*. 1995, no. 3, p. 193 – 214. Dostupné také z <<http://www.reedinvent.com/home/users/web/b2317/cnc/work/ckeditortest/ckfinder/userfiles/files/human%20balance%20and%20posture%20control%20during%20standing%20and%20walking.pdf>> [cit. 2014-01-12].
61. ZAHÁLKA, F. „Projev otisku z Footscanu jako vysoká noha, ačkoliv klinický obraz svědčí o opaku“ (ústní sdělení). Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, 2014.

Seznam obrázků

Obrázek 1: Funkce transverzotarzálního kloubu (převzato z Vařeka, Vařeková, 2003).....	21
Obrázek 2: Sdružené pohyby hlezenního kloubu (převzato z Vařeka, Vařeková, 2009).....	22
Obrázek 3: Funkce subtalárního kloubu (převzato z Vařeka, Vařeková, 2003).....	22
Obrázek 4: Znázornění nutace v SI skloubení (převzato z Kapandji, 2008).....	24
Obrázek 5: Přenos a rozložení sil v oblasti pánve (převzato z Kapandji, 2008).....	24
Obrázek 6: Nožní klenba (upraveno dle Kapandji, 1987).....	25
Obrázek 7: Stanovení indexu Chippaux-Šmiřák pro a) plochou nohu, b) normální nohu, c) vysokou nohu (zdroj obrázku vlastní).....	40
Obrázek 8: Výsledný kineziotape (Štědrák, 2012) – foto z kurzu Kineziotaping II.....	48
Obrázek 9: Vybavení pro kinematický analyzátor CODA Motion System (Charnwood Dynamics Ltd., Anglie) (upraveno z Coda Motion Solutions, 2013).....	49
Obrázek 10: Tlaková plošina Footscan o rozměrech 0,5 x 0,4 m (RSscan International, Belgie) (Footscan USA, 2013).....	50
Obrázek 11: Silová deska Kistler o rozměrech 0,6 x 0,4 m (Kistler GmbH, Švýcarsko) (Kistler Holding AG, 2013)	51
Obrázek 12: Schéma rozložení měřících zařízení Footscan (RSscan International, Belgie) a Kistler (Kistler GmbH, Švýcarsko) spolu s rozložením došlapů (zdroj obrázku vlastní).....	53
Obrázek 13: Ukázka některých získaných dat v rámci jednoho měření ze softwaru Footscan Balance (RSscan International, verze 7.97) (zdroj obrázku vlastní).....	54
Obrázek 14: Detailní tlaková mapa jednotlivých došlapů na desce Footscan (zdroj obrázku vlastní).....	55
Obrázek 15: Tlakové oblasti pod chodidlem (zdroj obrázku vlastní).....	55
Obrázek 16: Rozložení tlaků pro jednotlivé tlakové oblasti v průběhu kontaktu (zdroj obrázku vlastní).....	56

Obrázek 17: Model dolních končetin zobrazený v softwaru Codamotion Odin (Coda Motion Solutions, 2013).....	57
Obrázek 18: Záznam grafů znázorňujících rozsah a průběh pohybu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině během kroku při chůzi u jednoho z probandů Codamotion Odin (zdroj obrázku vlastní).....	58

Seznam tabulek

Tabulka 1: Názvosloví fází krokového cyklu podle Vaughana (Kolář, 2009).....	30
Tabulka 2: Názvosloví fází krokového cyklu podle Perry (Perry, 1992).....	30
Tabulka 3: Klasifikace výšky klenby na základě indexu Chippaux – Šmiřák (Klementa, 1987).....	41
Tabulka 4: Statistická významnost rozdílů ve výchylkách v pravolevém směru.....	60
Tabulka 5: Statistická významnost rozdílů ve výchylkách v předozadním směru.....	60
Tabulka 6: Statistická významnost rozdílů v celkové dráze určené z plochy vychylování.....	61
Tabulka 7a: Přehled indexů Chippaux - Šmiřák vypočítaných z průměrných hodnot jednotlivých pokusů u každého z probandů.....	62
Tabulka 7b: Přehled indexů Chippaux - Šmiřák vypočítaných z průměrných hodnot jednotlivých pokusů u každého z probandů.....	62
Tabulka 8: Výsledky statistického párového T-testu k problematice výpočtu rozdílů ve výšce klenby dle indexu Chippaux – Šmiřák.....	65
Tabulka 9: Výsledky párového T-testu k problematice zatížení chodidla při chůzi před intervencí a po aplikaci tapu po čtyřech dnech nošení.....	66
Tabulka 10: Výsledky párového T-testu k problematice zatížení chodidla při chůzi před intervencí a po sejmutí tapu po čtyřech dnech jeho nošení.....	67
Tabulka 11: Výsledky ANOVA testu k problematice změn v rozložení sil pod chodidlem.....	68
Tabulka 12: Střední hodnoty a směrodatné odchylky velikosti úhlů ve vybraných kloubech.....	68
Tabulka 13: Výsledky párového T-testu vztahující se ke kinematické analýze.....	69

Seznam grafů

Graf 1: Znázornění rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině během kroku při běžné chůzi (převzato z Perry, 1992).....	31
Graf 2: Znázornění rozsahu pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině během kroku při běžné chůzi (převzato z Perry, 1992).....	33
Graf 3: Znázornění rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině během kroku při běžné chůzi (převzato z Perry, 1992).....	34
Graf 4: Znázornění vertikální složky vektoru reakční síly podložky (upraveno dle DeLisa, 1998).....	38
Graf 5: Znázornění anteroposteriorní složky vektoru reakční síly podložky (DeLisa, 1998).....	38
Graf 6: Znázornění mediolaterální složky vektoru reakční síly podložky (upraveno dle Smidt, 1990).....	39
Graf 7: Silové rozložení při krokovém cyklu u jednoho z probandů.....	59
Graf 8: Přehled rozdílů velikosti indexů Chippaux – Šmiřák – levá noha.....	63
Graf 9: Přehled rozdílů velikosti indexů Chippaux – Šmiřák – pravá noha.....	64

Přílohy

Seznam příloh

Příloha 1: Souhlas Etické komise UK FTVS k projektu diplomové práce

Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu

Příloha 3: Fotografická dokumentace obrazu klinického plochonoží u jedné z probandek

Příloha 4: Fotografická dokumentace aplikace kineziotapu dle Štědráka (2012) u jedné z probandek během měření

Příloha 5: Výsledky týkající se posturální stability statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Příloha 6: Výsledky týkající výšky nožní klenby na základě výpočtu indexu Chippaux – Šmiřák statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Příloha 7: Výsledky týkající se zatížení chodidla při chůzi statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Příloha 8: Výsledky týkající se rozložení sil pod chodidlem statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Příloha 9: Výsledky týkající se kinematické analýzy statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Příloha 1: Souhlas Etické komise UK FTVS k projektu diplomové práce



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

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu diplomové práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Vliv kineziotapingu ke korekci plochonoží na vybrané parametry chůze u specifické skupiny osob

Forma projektu: diplomová práce

Autor: Bc. Eliška Hospodková

Školitel: Doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.

Popis projektu

Hlavním cílem tohoto experimentu je ověřit, zda a do jaké míry má aplikace kinesio tapu na plochou nohu (funkční korekční technikou) vliv na úpravu nesprávného postavení určitých segmentů těla, a tím i na vylepšení chybného stereotypu chůze způsobeného touto deformitou. Bude provedeno biomechanické měření chůze u vybraných osob s plochou nohou. Měření proběhne dvakrát a to s odstupem čtyř dnů. Bude trvat vždy přibližně 30 minut. K měření je nutné se dostavit do laboratoří v areálu FTVS UK v Praze. K objektivizaci případných změn před a po intervenci použijeme 3D kinematickou analýzu chůze zprostředkovanou systémem CODA Motion System a dynamické parametry zachytíme pomocí zařízení Footscan. Nejprve provedeme měření před intervencí a následně po aplikaci kinesio tapu. Probandi si tape ponechají po následující čtyři dny a poté změříme před odstraněním a následně i po odstranění pásky.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky. Při měření nebudou použity žádné invazivní metody a probandi nebudou pociťovat žádnou bolest

Etické aspekty výzkumu. Osobní data ani výsledky nebudou zneužity

Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne 6. 1. 2014

Podpis autora:

Hospodkova

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.

Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.

Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 006 / 2014

dne: 9. 1. 2014

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

Bartůňková

podpis předsedy EK

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

Příloha 3: Fotografická dokumentace obrazu klinického plochonoží u jedné z probandek



Příloha 4: Fotografická dokumentace aplikace kineziotapu dle Štědráka (2012) u jedné z probandek během měření



Příloha 5: Výsledky týkající se posturální stability statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Deskriptivní statistika

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	DeltaXSSOO1	9.5636	11	3.40948	1.02800
	DeltaXXSSOO2	15.4000	11	12.07063	3.63943
Pair 2	DeltaXSSZO1	10.1364	11	5.39357	1.62622
	DeltaXSSZO2	14.1091	11	4.98527	1.50312
Pair 3	DeltaXUSOO1	16.7545	11	6.46937	1.95059
	DeltaXUSOO2	17.8000	11	4.60890	1.38964
Pair 4	DeltaXUSZO1	15.0455	11	4.94578	1.49121
	DeltaXUSZO2	14.8182	11	5.75149	1.73414
Pair 5	DeltaXFLP1	26.1818	11	5.50978	1.66126
	DeltaXFLP2	27.7818	11	6.77670	2.04325
Pair 6	DeltaXFLL1	25.5727	11	5.70159	1.71910
	DeltaXFLL2	25.0273	11	5.11490	1.54220
Pair 7	DeltaYSSOO1	8.6545	11	5.11221	1.54139
	DeltaYSSOO2	9.6273	11	9.71371	2.92879
Pair 8	DeltaYSSZO1	8.4455	11	4.76642	1.43713
	DeltaYSSZO2	9.4727	11	6.50248	1.96057
Pair 9	DeltaYUSOO1	13.3364	11	3.23829	.97638
	DeltaYUSOO2	13.7182	11	6.37680	1.92268
Pair 10	DeltaYUSZO1	12.9273	11	4.29653	1.29545
	DeltaYUSZO2	12.2000	11	6.73276	2.03000
Pair 11	DeltaYFLP1	46.0000	11	12.76409	3.84852
	DeltaYFLP2	52.7000	11	9.28310	2.79896
Pair 12	DeltaYFLL1	41.9909	11	6.16319	1.85827
	DeltaYFLL2	52.7909	11	11.36947	3.42802
Pair 13	TTW_SS001	234.5636	11	22.26420	6.71291
	TTW_SS002	225.9273	11	24.97295	7.52963
Pair 14	TTW_SSZO1	232.6727	11	23.05650	6.95180
	TTW_SSZO2	224.2727	11	30.33698	9.14694
Pair 15	TTW_USOO1	217.1091	11	29.66124	8.94320
	TTW_USOO2	216.4364	11	28.91070	8.71690
Pair 16	TTW_USZO1	223.5455	11	27.95562	8.42894
	TTW_USZO2	220.8091	11	47.59612	14.35077
Pair 17	TTW_FLP1	922.9636	11	324.96435	97.98044
	TTW_FLP2	899.7273	11	288.67080	87.03752
Pair 18	TTW_FLL1	867.8545	11	253.27764	76.36608
	TTW_FLL2	915.1364	11	224.94708	67.82410

Párový T-test

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	DeltaXSS001 - DeltaXXSS002	-5.83636	11.49811	3.46681	-13.56090	1.88817	-1.683	10	.123
Pair 2	DeltaXSSZ01 - DeltaXSSZ02	-3.97273	4.27997	1.29046	-6.84805	-1.09740	-3.079	10	.012
Pair 3	DeltaXUS001 - DeltaXUS002	-1.04545	6.24153	1.88189	-5.23857	3.14766	-.556	10	.591
Pair 4	DeltaXUSZ01 - DeltaXUSZ02	.22727	5.19655	1.56682	-3.26382	3.71837	.145	10	.888
Pair 5	DeltaXFLP1 - DeltaXFLP2	-1.60000	4.83363	1.45739	-4.84728	1.64728	-1.098	10	.298
Pair 6	DeltaXFLL1 - DeltaXFLL2	.54545	5.52836	1.66686	-3.16855	4.25946	.327	10	.750
Pair 7	DeltaYSS001 - DeltaYSS002	-.97273	6.28364	1.89459	-5.19414	3.24868	-.513	10	.619
Pair 8	DeltaYSSZ01 - DeltaYSSZ02	-1.02727	7.53340	2.27141	-6.08828	4.03374	-.452	10	.661
Pair 9	DeltaYUS001 - DeltaYUS002	-.38182	6.10079	1.83946	-4.48038	3.71675	-.208	10	.840
Pair 10	DeltaYUSZ01 - DeltaYUSZ02	.72727	6.99787	2.10994	-3.97396	5.42851	.345	10	.737
Pair 11	DeltaYFLP1 - DeltaYFLP2	-6.70000	18.64618	5.62203	-19.22667	5.82667	-1.192	10	.261
Pair 12	DeltaYFLL1 - DeltaYFLL2	-10.80000	15.66921	4.72444	-21.32672	-.27328	-2.286	10	.045
Pair 13	TTW_SSO01 - TTW_SSO02	8.63636	24.89712	7.50676	-8.08975	25.36248	1.150	10	.277
Pair 14	TTW_SSZ01 - TTW_SSZ02	8.40000	28.28021	8.52680	-10.59890	27.39890	.985	10	.348
Pair 15	TTW_USO01 - TTW_USO02	.67273	20.56118	6.19943	-13.14046	14.48592	.109	10	.916
Pair 16	TTW_USZ01 - TTW_USZ02	2.73636	45.43576	13.69940	-27.78780	33.26052	.200	10	.846
Pair 17	TTW_FLP1 - TTW_FLP2	23.23636	170.87592	51.52103	-91.55964	138.03237	.451	10	.662
Pair 18	TTW_FLL1 - TTW_FLL2	-47.28182	175.71276	52.97939	#####	70.76362	-.892	10	.393

Příloha 6: Výsledky týkající výšky nožní klenby na základě výpočtu indexu Chippaux – Šmiřák statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Deskriptivní statistika

Paired Samples Statistics						
			Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	M1btL	I.m./bt Leva	19.5409	11	12.46532	3.75843
	M1stL	I.m./st Leva	17.2845	11	12.52644	3.77686
Pair 2	M1btP	I.m./bt Prava	23.1945	11	14.24542	4.29516
	M1stP	I.m./st Prava	20.2427	11	12.89112	3.88682
Pair 3	M2btL	II.m./bt Leva	17.8318	11	12.24417	3.69176
	M2stL	II.m./st Leva	18.6445	11	12.46447	3.75818
Pair 4	M2btP	II.m./bt Prava	20.1600	11	13.42940	4.04912
	M2stP	II.m./st Prava	21.6073	11	13.62350	4.10764
Pair 5	M1btL	I.m./bt Leva	19.5409	11	12.46532	3.75843
	M2btL	II.m./bt Leva	17.8318	11	12.24417	3.69176
Pair 6	M1btP	I.m./bt Prava	23.1945	11	14.24542	4.29516
	M2btP	II.m./bt Prava	20.1600	11	13.42940	4.04912
Pair 7	M1stL	I.m./st Leva	17.2845	11	12.52644	3.77686
	M2stL	II.m./st Leva	18.6445	11	12.46447	3.75818
Pair 8	M1stP	I.m./st Prava	20.2427	11	12.89112	3.88682
	M2stP	II.m./st Prava	21.6073	11	13.62350	4.10764
Pair 9	M1btL	I.m./bt Leva	23,3800	11	10,15056	3,38352
	M2stL	II.m./st Leva	21,0822	11	11,04374	3,68125
Pair 10	M1btP	I.m./bt Prava	27,8767	11	10,86362	3,62121
	M2stP	II.m./st Prava	23,7867	11	12,00211	4,00070
Pair 11	M1stL	I.m./st Leva	20,4411	11	11,59499	3,86500
	M2btL	II.m./bt Leva	22,1767	11	10,81699	3,60566
Pair 12	M1stP	I.m./st Prava	24,0522	11	10,85171	3,61724
	M2btP	II.m./bt Prava	25,7478	11	11,21566	3,73855

Párový T-test

Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	I.m./bt Leva vs. I.m./st Leva	2.25636	3.15637	.95168	.13589	4.37684	2.371	10	.039
Pair 2	I.m./bt Prava vs. I.m./st Prava	2.95182	3.07348	.92669	.88703	5.01661	3.185	10	.010
Pair 3	II.m./bt Leva vs. II.m./st Leva	-.81273	1.07948	.32548	-1.53793	-.08752	-2.497	10	.032
Pair 4	II.m./bt Prava vs. II.m./st Prava	-1.44727	2.80302	.84514	-3.33037	.43582	-1.712	10	.118
Pair 5	I.m./bt Leva vs. II.m./bt Leva	1.70909	1.71935	.51840	.55402	2.86416	3.297	10	.008
Pair 6	I.m./bt Prava vs. II.m./bt Prava	3.03455	3.29570	.99369	.82046	5.24863	3.054	10	.012
Pair 7	I.m./st Leva vs. II.m./st Leva	-1.36000	1.93012	.58195	-2.65667	-.06333	-2.337	10	.042
Pair 8	I.m./st Prava vs. II.m./st Prava	-1.36455	2.13578	.64396	-2.79938	.07029	-2.119	10	.060
Pair 9	I.m./bt Leva vs. II.m./st Leva	2,29778	1,22576	,40859	1,35557	3,23998	5,624	8	,000
Pair 10	I.m./bt Prava vs. II.m./st Prava	4,09000	2,58540	,86180	2,10269	6,07731	4,746	8	,001
Pair 11	I.m./st Leva vs. II.m./bt Leva	-1,73556	1,92847	,64282	-3,21791	-,25321	-2,700	8	,027
Pair 12	I.m./st Prava vs. II.m./bt Prava	-1,69556	2,24081	,74694	-3,41799	,02688	-2,270	8	,053

Příloha 7: Výsledky týkající se zatížení chodidla při chůzi statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Deskriptivní statistika

a) porovnání I. měření bez tapu a II. měření bez tapu,

I. měření s tapem a II. měření s tapem

		Paired Samples Statistics			
		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	PHM1bt	16.5955	11	2.37202	.71519
	PHM2bt	17.0198	11	2.72554	.82178
Pair 2	PHM1st	16.5007	11	2.70763	.81638
	PHM2st	17.4580	11	2.96142	.89290
Pair 3	PHL1bt	14.8030	11	3.05235	.92032
	PHL2bt	14.6538	11	2.61264	.78774
Pair 4	PHL1st	14.4152	11	3.37324	1.01707
	PHL2st	14.9535	11	3.50244	1.05603
Pair 5	P1M1bt	7.3923	11	1.47603	.44504
	P1M2bt	8.0021	11	2.05799	.62051
Pair 6	P1M1st	7.7988	11	1.94336	.58595
	P1M2st	7.6852	11	2.00025	.60310
Pair 7	P2M1bt	14.5108	11	3.70745	1.11784
	P2M2bt	15.0725	11	2.25584	.68016
Pair 8	P2M1st	14.9469	11	3.75926	1.13346
	P2M2st	14.6495	11	2.99610	.90336
Pair 9	P3M1bt	18.1582	11	4.15989	1.25425
	P3M2bt	18.0650	11	3.62993	1.09447
Pair 10	P3M1st	18.6094	11	4.42523	1.33426
	P3M2st	18.5448	11	4.07845	1.22970
Pair 11	P4M1bt	10.1708	11	2.37158	.71506
	P4M2bt	10.1117	11	2.41538	.72826
Pair 12	P4M1st	10.3749	11	2.37401	.71579
	P4M2st	10.9575	11	2.23177	.67290
Pair 13	P5M1bt	4.7199	11	1.69481	.51101
	P5M2bt	4.1829	11	.83252	.25101
Pair 14	P5M1st	4.4067	11	1.60457	.48380
	P5M2st	5.1276	11	1.71105	.51590
Pair 15	LHM1bt	21.4633	11	2.75276	.82999
	LHM2bt	20.1113	11	1.91847	.57844
Pair 16	LHM1st	21.9186	11	1.92588	.58068
	LHM2st	21.2789	11	2.59765	.78322
Pair 17	LHL1bt	18.2893	11	2.46155	.74218
	LHL2bt	16.8116	11	1.88832	.56935
Pair 18	LHL1st	18.3802	11	1.90136	.57328
	LHL2st	18.2139	11	1.32772	.40032
Pair 19	L1M1bt	11.9471	11	2.94001	.88645
	L1M2bt	12.2743	11	2.75473	.83058
Pair 20	L1M1st	12.2358	11	2.70900	.81679
	L1M2st	12.7818	11	3.81560	1.15045
Pair 21	L2M1bt	21.1683	11	4.12320	1.24319
	L2M2bt	21.6611	11	2.98231	.89920
Pair 22	L2M1st	21.9617	11	3.56446	1.07472
	L2M2st	20.7992	11	2.90141	.87481
Pair 23	L3M1bt	22.3314	11	3.25853	.98248
	L3M2bt	21.7936	11	2.89381	.87252
Pair 24	L3M1st	23.0600	11	3.25397	.98111
	L3M2st	22.2023	11	2.80894	.84693
Pair 25	L4M1bt	14.6211	11	3.75154	1.13113
	L4M2bt	14.1042	11	4.15883	1.25394
Pair 26	L4M1st	14.2156	11	3.22154	.97133
	L4M2st	13.9177	11	3.31449	.99936
Pair 27	L5M1bt	6.5153	11	1.93756	.58420
	L5M2bt	6.0142	11	2.60653	.78590
Pair 28	L5M1st	6.3774	11	2.04744	.61733
	L5M2st	6.1759	11	1.47964	.44613

b) porovnání I. měření bez tapu a II. měření s tapem

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	LHM1bt	16.5955	11	2.37202	.71519
	LHM2st	17.4580	11	2.96142	.89290
Pair 2	PHM1bt	21.4633	11	2.75276	.82999
	PHM2st	21.2789	11	2.59765	.78322
Pair 3	LHL1bt	14.8030	11	3.05235	.92032
	LHL2st	14.9535	11	3.50244	1.05603
Pair 4	PHL1bt	18.2893	11	2.46155	.74218
	PHL2st	18.2139	11	1.32772	.40032
Pair 5	L1M1bt	7.4948	11	1.51399	.47877
	L1M2st	7.5537	11	2.05773	.65071
Pair 6	P1M1bt	11.9471	11	2.94001	.88645
	P1M2st	12.7818	11	3.81560	1.15045
Pair 7	L2M1bt	14.5218	11	3.90781	1.23576
	L2M2st	14.5444	11	3.13674	.99192
Pair 8	P2M1bt	21.1683	11	4.12320	1.24319
	P2M2st	20.7992	11	2.90141	.87481
Pair 9	L3M1bt	17.9557	11	4.32737	1.36844
	L3M2st	18.5142	11	4.29774	1.35907
Pair 10	P3M1bt	22.3314	11	3.25853	.98248
	P3M2st	22.2023	11	2.80894	.84693
Pair 11	L4M1bt	10.1708	11	2.37158	.71506
	L4M2st	10.9575	11	2.23177	.67290
Pair 12	P4M1bt	14.6211	11	3.75154	1.13113
	P4M2st	13.9177	11	3.31449	.99936
Pair 13	L5M1bt	4.7199	11	1.69481	.51101
	L5M2st	5.1276	11	1.71105	.51590
Pair 14	P5M1bt	6.5153	11	1.93756	.58420
	P5M2st	6.1759	11	1.47964	.44613

Párový T-test

a) porovnání I. měření bez tapu a II. měření bez tapu,

I. měření s tapem a II. měření s tapem

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	PHM1bt - PHM2bt	-.42435	2.68120	.80841	-2.22560	1.37691	-.525	10	.611
Pair 2	PHM1st - PHM2st	-.95730	1.64269	.49529	-2.06088	.14628	-1.933	10	.082
Pair 3	PHL1bt - PHL2bt	.14924	1.33166	.40151	-.74538	1.04386	.372	10	.718
Pair 4	PHL1st - PHL2st	-.53827	2.29038	.69058	-2.07697	1.00042	-.779	10	.454
Pair 5	P1M1bt - P1M2bt	-.60984	1.53441	.46264	-1.64066	.42099	-1.318	10	.217
Pair 6	P1M1st - P1M2st	.11361	2.46273	.74254	-1.54087	1.76809	.153	10	.881
Pair 7	P2M1bt - P2M2bt	-.56178	3.32508	1.00255	-2.79560	1.67204	-.560	10	.588
Pair 8	P2M1st - P2M2st	.29738	2.17417	.65554	-1.16325	1.75801	.454	10	.660
Pair 9	P3M1bt - P3M2bt	.09321	2.74294	.82703	-1.74952	1.93594	.113	10	.912
Pair 10	P3M1st - P3M2st	.06468	3.11456	.93908	-2.02771	2.15707	.069	10	.946
Pair 11	P4M1bt - P4M2bt	.05904	1.90343	.57391	-1.21971	1.33778	.103	10	.920
Pair 12	P4M1st - P4M2st	-.58261	2.88240	.86908	-2.51903	1.35381	-.670	10	.518
Pair 13	P5M1bt - P5M2bt	.53694	1.61544	.48707	-.54833	1.62220	1.102	10	.296
Pair 14	P5M1st - P5M2st	-.72093	1.77394	.53486	-1.91267	.47082	-1.348	10	.207
Pair 15	LHM1bt - LHM2bt	1.35207	3.34343	1.00808	-.89407	3.59822	1.341	10	.210
Pair 16	LHM1st - LHM2st	.63967	2.24401	.67659	-.86787	2.14722	.945	10	.367
Pair 17	LHL1bt - LHL2bt	1.47769	2.34622	.70741	-.09852	3.05390	2.089	10	.063
Pair 18	LHL1st - LHL2st	.16633	1.42959	.43104	-.79408	1.12674	.386	10	.708
Pair 19	L1M1bt - L1M2bt	-.32720	1.42008	.42817	-1.28122	.62682	-.764	10	.462
Pair 20	L1M1st - L1M2st	-.54595	1.92546	.58055	-1.83949	.74760	-.940	10	.369
Pair 21	L2M1bt - L2M2bt	-.49277	2.13234	.64292	-1.92530	.93975	-.766	10	.461
Pair 22	L2M1st - L2M2st	1.16249	1.62628	.49034	.06994	2.25504	2.371	10	.039
Pair 23	L3M1bt - L3M2bt	.53778	3.01406	.90877	-1.48709	2.56266	.592	10	.567
Pair 24	L3M1st - L3M2st	.85769	1.76808	.53310	-.33012	2.04551	1.609	10	.139
Pair 25	L4M1bt - L4M2bt	.51684	2.27655	.68641	-1.01257	2.04625	.753	10	.469
Pair 26	L4M1st - L4M2st	.29791	1.57632	.47528	-.76108	1.35690	.627	10	.545
Pair 27	L5M1bt - L5M2bt	.50115	1.77192	.53425	-.68925	1.69154	.938	10	.370
Pair 28	L5M1st - L5M2st	.20148	1.18107	.35611	-.59197	.99494	.566	10	.584

b) porovnání I. měření bez tapu a II. měření s tapem

Paired Samples Test

		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	LHM1bt - LHM2st	-.86253	2.81491	.84873	-2.75361	1.02855	-1.016	10	.333
Pair 2	PHM1bt - PHM2st	.18445	2.81705	.84937	-1.70808	2.07697	.217	10	.832
Pair 3	LHL1bt - LHL2st	-.15048	2.57058	.77506	-1.87742	1.57645	-.194	10	.850
Pair 4	PHL1bt - PHL2st	.07535	1.81542	.54737	-1.14426	1.29497	.138	10	.893
Pair 5	L1M1bt - L1M2st	-.05888	2.09594	.66280	-1.55823	1.44047	-.089	10	.931
Pair 6	P1M1bt - P1M2st	-.83466	2.61367	.78805	-2.59055	.92122	-1.059	10	.314
Pair 7	L2M1bt - L2M2st	-.02260	2.98904	.94522	-2.16083	2.11563	-.024	10	.981
Pair 8	P2M1bt - P2M2st	.36915	2.35274	.70938	-1.21145	1.94974	.520	10	.614
Pair 9	L3M1bt - L3M2st	-.55857	3.35637	1.06138	-2.95957	1.84243	-.526	10	.611
Pair 10	P3M1bt - P3M2st	.12903	2.05526	.61969	-1.25172	1.50977	.208	10	.839
Pair 11	L4M1bt - L4M2st	-.78675	2.25999	.68141	-2.30503	.73152	-1.155	10	.275
Pair 12	P4M1bt - P4M2st	.70340	1.88862	.56944	-.56539	1.97219	1.235	10	.245
Pair 13	L5M1bt - L5M2st	-.40776	1.97961	.59687	-1.73768	.92216	-.683	10	.510
Pair 14	P5M1bt - P5M2st	.33944	1.62734	.49066	-.75383	1.43270	.692	10	.505

Příloha 8: Výsledky týkající se rozložení sil pod chodidlem statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Deskriptivní statistika

Descriptive Statistics

	<u>Mean</u>	<u>Std. Deviation</u>	N
PravaX1	3.7564	.62263	11
PravaX2	3.6118	.68495	11
PravaX3	3.6127	.83507	11
PravaX4	2.9891	2.15208	11

Descriptive Statistics

	<u>Mean</u>	<u>Std. Deviation</u>	N
LevaX1	-3.4664	.90858	11
LevaX2	-3.0855	.50710	11
LevaX3	-3.5745	.52483	11
LevaX4	-3.2209	2.31284	11

Descriptive Statistics

	<u>Mean</u>	<u>Std. Deviation</u>	N
PravaY1	.9118	.74486	11
PravaY2	.9391	.67181	11
PravaY3	1.3518	.54457	11
PravaY4	.6355	.99064	11

Descriptive Statistics

	<u>Mean</u>	<u>Std. Deviation</u>	N
LevaY1	-.5555	1.74008	11
LevaY2	.1027	.77968	11
LevaY3	-.1464	.79114	11
LevaY4	-.1836	1.29978	11

Descriptive Statistics

	<u>Mean</u>	<u>Std. Deviation</u>	N
PravaZ1	377.6364	46.91113	11
PravaZ2	377.5455	49.77623	11
PravaZ3	372.0000	43.26430	11
PravaZ4	372.0909	51.49651	11

Descriptive Statistics

	<u>Mean</u>	<u>Std. Deviation</u>	N
LevaZ1	372.6364	48.09423	11
LevaZ2	372.3636	49.12692	11
LevaZ3	363.4545	48.76754	11
LevaZ4	361.2727	56.23894	11

ANOVA test

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
PRAVA X						
factor1	3.869	3	1.290	1.219	.320	.109
Error(factor1)	31.737	30	1.058			

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
PRAVA Y						
factor1	2.878	3	.959	2.083	.123	.172
Error(factor1)	13.817	30	.461			

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
PRAVA Z						
factor1	338.364	3	112.788	.152	.928	.015
Error(factor1)	22258.136	30	741.938			

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
LEVA X						
factor1	1.649	3	.550	.443	.724	.042
Error(factor1)	37.238	30	1.241			

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
LEVA Y						
factor1	2.432	3	.811	.671	.577	.063
Error(factor1)	36.252	30	1.208			

Tests of Within-Subjects Effects

Measure: MEASURE_1

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
LEVA Z						
factor1	1156.795	3	385.598	.563	.644	.053
Error(factor1)	20552.955	30	685.098			

Příloha 9: Výsledky týkající se kinematické analýzy statisticky zpracované pomocí softwaru SPSS (IBM, verze 20.0)

Deskriptivní statistika

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	LkotnikBez	32.3655	11	4.76368	1.43630
	LkotnikTape	35.9882	11	4.26416	1.28569
Pair 2	LkolenoBez	64.8645	11	7.28106	2.19532
	LkolenoTape	71.2345	11	4.85232	1.46303
Pair 3	LkycelBez	43.3345	11	5.89444	1.77724
	LkycelTape	43.6436	11	7.11387	2.14491
Pair 4	PkotnikBez	36.5718	11	6.59637	1.98888
	PkotnikTape	37.5545	11	5.46284	1.64711
Pair 5	PkolenoBez	68.0118	11	5.12598	1.54554
	PkolenoTape	71.1645	11	6.52107	1.96618
Pair 6	PkycelBez	41.9636	11	4.10632	1.23810
	PkycelTape	42.8655	11	4.51822	1.36230

Párový T-test

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	LkotnikBez - LkotnikTape	-3.62273	4.25125	1.28180	-6.47876	-.76670	-2.826	10	.018
Pair 2	LkolenoBez - LkolenoTape	-6.37000	9.26813	2.79445	-12.59642	-.14358	-2.280	10	.046
Pair 3	LkycelBez - LkycelTape	-.30909	3.53133	1.06474	-2.68147	2.06329	-.290	10	.778
Pair 4	PkotnikBez - PkotnikTape	-.98273	4.73907	1.42888	-4.16648	2.20102	-.688	10	.507
Pair 5	PkolenoBez - PkolenoTape	-3.15273	5.61550	1.69314	-6.92527	.61982	-1.862	10	.092
Pair 6	PkycelBez - PkycelTape	-.90182	3.12370	.94183	-3.00035	1.19671	-.958	10	.361