

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



**Vliv tapingu na funkci dolní končetiny
za statických a dynamických podmínek**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Vypracoval:

Bc. Petr Hána

Praha, duben 2010

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně a uvedl v ní veškerou literaturu a ostatní zdroje, které jsem použil.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Děkuji vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavů, Csc. a konzultantovi Ing. Františkovi Zahálkovi, PhD. za cenné informace, rady a připomínky.

Souhrn

Název: Vliv tapingu na funkci dolní končetiny za statických a dynamických podmínek

Cíle: Cílem této práce je zhodnocení efektu tapingu na dolní končetinu za statických a dynamických podmínek.

Metody: Pro testování za dynamických podmínek bylo zvoleno měření tlakové síly v mediálním a laterálním regionu paty při došlapu. Pro testování za statických podmínek bylo zvoleno měření maximálních výchylek a celkové dráhy CoP. Hodnoty s aplikovaným tapem byly porovnány s hodnotami bez tapu. Testovaný soubor představovaly čtyři atletky, vybrané podle záměrně zvolených parametrů. K testování bylo použito zařízení Footscan.

Výsledky: Neprokázalo se zvýšení celkové dráhy CoP po aplikaci tapu. V oblasti paty došlo při došlapu s aplikovaným tapem k snížení rozdílu velikosti tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem. Uváděné výsledky jsou platné pouze pro tuto experimentální skupinu, použitý způsob tapingu a formu testování.

Klíčová slova: tape, zatížení, tlaková síla, propiocepce

Abstract

Title: The Influence of taping on function of lower extremity on static and dynamic terms

Objectives: The aim of this work is to evaluate the effect of taping applied on low extremities on static and dynamic terms.

Methods: Measurement of pressure force in medial and lateral rearfoot during tread was chosen for testing on dynamic terms. Measurement of maximal deviation and total traveled way of CoP was chosen for testing on static terms. The values with tape and without tape were compared. The test group was introduced by four female athletes, who were chosen according to purposeful chosen parameters. Footscan system was used for testing.

Results: Enhancement of total traveled way of CoP values after tape application was unremarkable. Difference in values of the pressure force between medial and lateral rearfoot decreased after tape application. Presented results are valid only for this experimental group, applied form of the tape and way of testing.

Keywords: tape, loading, pressure force, proprioception

OBSAH

1 ÚVOD.....	9
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE.....	11
2.1 Teoretické zdůvodnění.....	11
2.2 Přehled literatury.....	12
2.2.1 Patomorfologie a funkční hodnocení nohy.....	12
2.2.2 Ontogenetický faktor v etiologii poruch nohy.....	13
2.2.3 Východiska pro konzervativní terapii poruch nohy.....	13
2.2.4. Hodnocení postavení segmentů nohy.....	14
2.2.5 Taping současném vědeckém kontextu.....	15
2.3 Vymezení platnosti.....	17
2.4 Cíle práce.....	17
2.5 Úkoly práce.....	17
3 HYPOTÉZY.....	18
4 METODY A POSTUP ŘEŠENÍ.....	19
4.1 Charakteristika souboru.....	19
4.2 Intervence - charakteristika tapingu použitého ve studii.....	21
4.2.1 Materiál.....	21
4.2.2 Způsob aplikace tapu.....	21
4.3 Sběr dat.....	23
4.3.1 Měření změn CoP.....	23
4.3.2 Testování chůze.....	24
4.4. Analýza dat.....	24
5 VÝSLEDKY.....	25
5.1 Změny dynamiky CoP u jednotlivých probandů.....	25
5.2 Chůze – hodnoty tlakové síly v regionu paty.....	29
5.3 Dynamické změny zatížení chodidla, srovnání vývoje tlakové síly v regionu paty.....	33
5.3.1 Proband K.P. – krok pravou dolní končetinou.....	33
5.3.2 Proband K. P. – krok levou dolní končetinou.....	35

5.3.3 Proband B. S. – krok pravou dolní končetinou	36
5.3.4 Proband B. S. – krok levou dolní končetinou	37
5.3.5 Proband M. H. – krok pravou dolní končetinou	38
5.3.6 Proband M. H. – krok levou dolní končetinou.....	39
5.3.7 Proband T. L. – krok pravou dolní končetinou.....	41
5.3.8 Proband T. L. – krok levou dolní končetinou.....	42
5.4. Obraz intraindividuální stability charakteru změn tlakové síly v regionu paty.....	43
6 DISKUZE.....	45
6.1 Diskuze změn CoP.....	45
6.1.1 Změny CoP u jednotlivých probandů.....	45
6.2 Diskuze k výsledkům týkajících se chůze.....	47
6.2.1 Proband K. P. - změny zatížení chodidla a vývoj tlakové síly v regionu paty.....	47
6.2.2 Proband B. S. - změny zatížení chodidla a vývoj tlakové síly v regionu paty.....	48
6.2.3 Proband M. H. - změny zatížení chodidla a vývoj tlakové síly v regionu paty.....	49
6.2.4 Proband T. L. - změny zatížení chodidla a vývoj tlakové síly v regionu paty.....	49
6.3 Výsledky v kontextu citovaných studií.....	50
6.4 Diskuze faktorů ovlivňujících výsledky měření.....	52
7 ZÁVĚR A DOPORUČENÍ.....	53
8 SEZNAM LITERATURY.....	55
9 PŘÍLOHY.....	58

1 ÚVOD

Nohu lze označit jako jednu z klíčových oblastí nejen pohybové soustavy, ale i celého organismu. Z anatomického pohledu se jedná o část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Jde o strukturu pro člověka specifickou jak morfoloogicky, tak funkčně.

Nejčastější diagnózou v oblasti nohy je noha plochá - pes planus. V ortopedii se obvykle rozlišuje plochá noha vrozená nebo získaná.

Etiologicky se, stejně jako u jiných postižení kostně-kloubního systému, mohou uplatnit poruchy intrauterinního vývoje (Rothbart 2002), neuromuskulární poruchy, změny hormonální působící na vlastnosti vaziva, dále trauma či kompenzační mechanismy organizmu.

Na problematické a snad až alibistické používání diagnózy „plochá noha“, kdy jsou pod toto označení zahrnuty bolestivé stavy působící pacientovi obtíže distálně od hlezenního kloubu s nejasným původem upozorňuje Vařeka (2003). Jedná se například o plantární fascitis, metatarsalgie aj.

Mezi odbornou i laickou veřejností – hlavně běžci jsou stále ve větší míře používány pojmy pronace a supinace. Nadměrná subtalární pronace nebo také everze nohy se projevuje nepřiměřeným snížením mediální podélné klenby chodidla při došlapu. Otázkou zůstává, jak definovat ono „nadměrné snížení“. Někteří autoři považují za excesivní pronaci pokles mediální prominence os naviculare o 10 mm a více (O'Sullivan et al.,2008).

Důležité je neslučovat pojem plochá noha a nadměrná pronace. V prvním případě jde o stav při statickém zatížení, v druhém o dynamický jev. Oba se velmi často kombinují, ale nejsou totožné (Stovitz, Coetzee 2004).

Další oblastí, jež se podepisuje na funkci nohy, jsou traumata distální dolní končetiny spojená se strukturálními změnami, které mají nutně dopad na vyšší etáže pohybové soustavy, kde v různé míře úspěšně či méně úspěšně dochází k jejich kompenzaci.

Předkládaná práce se zabývá tapingem, coby jednou z možností, jak konzervativně ovlivnit výše uvedené stavy a na několika individuálních případech zkoumá některé jevy, jež by mohly být aplikací tapu ovlivněny.

Použití tapingu je zejména mezi sportující veřejností poměrně rozšířené a bylo předmětem mnoha studií. Otázkou vždy zůstává různorodost použité techniky a materiálu. To může ovlivnit trvání navozených změn, případně i to, zda ke změnám vůbec dojde.

Mladí sportovci často vyhledají fyzioterapeuta právě z důvodů poruch dolních končetin. Většinou se jedná o bolesti spojené se sportovním zatížením. Bohužel často nedostatečné vyhodnocení patologického kineziologického řetězce při primární diagnostice způsobí, že pacient přichází již s rozvinutými obtížemi, neřídko i v jiných částech pohybového systému. Taping by mohl představovat přechodné řešení těchto problémů tak, aby nebylo nutné trvale ukončit sportovní činnost. Předmětem zájmu v různých studiích se stává potenciál tapingu, coby aplikace, která může působit projektivně, ovlivnit zatížení struktur nohy, a tím i preventivně. Na druhou stranu tato metoda bezpochybně ovlivní aferenci z oblasti na níž je tape aplikován.

Ve většině prací na téma taping chybí testování za dynamických podmínek, výjimkou je práce Vicenzina et al. (2007). Případný efekt tapu bývá zkoumán ve „statických“ podmínkách z pohledu lokomoce tj. ve stoji. Mnohem bližší pro navození autentických podmínek pro sportovní činnost je chůze.

Tato studie bere v úvahu nejen mechanické ovlivnění pohybového segmentu tapem, ale i jeho vliv na senzitivní a propioceptivní aferenci, která se projeví v dynamice CoP.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1 Teoretické zdůvodnění

Teoretické zdůvodnění zaměření studie vyplývá z kineziologie nohy během krokového cyklu chůze: Během opěrné fáze dochází nejprve k pasivní plantární flexi v hleznu spolu s pronací subtalárního kloubu a současnou relativní supinací Chopartova kloubu. Za tohoto stavu je Chopartův kloub odemčen. Po dosažení plného kontaktu chodidla s podložkou začíná v hleznu postupně dorzální flexe a následně aktivní plantární flexe znamenající odraz nohy. Ten umožňuje pohyb vpřed. Přitom v subtalárním kloubu dochází k supinaci a v Chopartově kloubu k relativní pronaci. V těchto fázích je Chopartův kloub uzamčen, noha tvoří rigidní páku umožňující efektivní přenos síly. Odemknutí Chopartova kloubu umožňuje noze přizpůsobit se při došlapu podložce, mluvíme o tzv. absorpční schopnosti, stabilita hlezna je v tento okamžik snížena. Naopak uzamčení schopnost absorpce snižuje, ale umožňuje přenos síly. Pro postavení v Chopartově kloubu je rozhodující nastavení v kloubu subtalárním.

Proto nadměrná subtalární pronace způsobí nestabilitu nohy s přetížením jak svalů stabilizujících tarzus během odrazové fáze - dominantně m. tibialis posterior, tak samotného vykonavatele odrazu tj. m. triceps surae. Rovněž dochází k zvýraznění zátěže vazivového aparátu. Je – li tento stav kombinován s traumatem, může dospět až k chronickým strukturálně podmíněným poruchám.

Taping aplikovaný v tomto kontextu by měl stabilizovat talus, vytvořit podporu vnitřnímu klenutí, tlakovou sílu v mediálních regionech chodidla snížit, v laterálních regionech zvýšit, a tak v konečném důsledku omezit subtalární pronaci.

Očekávaným výsledkem je tak přesun maximálního zatížení planty laterálně ve srovnání se zatížením planty bez aplikace tapu. S tím je spojena řada změn, jako jsou odlehčení úponové šlachy m. tibialis posterior přetěžované nadměrnými nároky na udržení talu v přijatelné poloze, dále redukce vnitřní rotace bérce, která má často fatální následky pro femoropatelní skloubení, odlehčení m. popliteus a zevních rotátorů kyčle, tedy struktur, které se snaží patologickou řetězovou reakci kompenzovat. Zpevnění struktur nohy zefektivní přenos síly během odrazové fáze krokového cyklu.

Z hlediska proprioceptivní a senzitivní aference je přínos tapingu diskutabilní. Na jedné straně lze uvažovat o snížení proudu informací z té části chodidla, jež je

pokrytá použitým materiálem, na straně druhé Simoneau et al. (1997) poukazují na zlepšení percepce pohybu v segmentu s aplikovaným tapem. Jde však o stav, kdy dolní končetina není zatížena, a proto v souvislosti se stabilitou probandů ve stoji nemůžeme příliš uvažovat tímto směrem.

Většina publikovaných prací na toto téma hodnotila rozložení tlakové síly pod chodidlem po aplikaci tzv. low – Dye tapu – tedy použití tape pásky pouze na nohu, bez aplikace překrývající hlezenní kloub a distální bérce v proximo – distálním smyslu. Lange et al. a Russo et al. in Vicenzino et al. (2007). Augmented low –Dye tape byl použit ve studii Vicenzina et al. (2007), nebyl však hodnocen jeho vliv na posturální stabilitu.

2.2 Přehled literatury

Existuje řada přístupů k otázce diagnostiky a indikace konzervativní terapie a prevence následků poruch nohy, potažmo celé dolní končetiny za pomoci zevní opory. Studie zpracovávané na toto téma se obvykle snaží o standardizaci určitého přístupu. Jako zevní opora je používána upravená obuv, různé typy vložek, ortéz nebo taping.

2.2.1 Patomorfologie a funkční hodnocení nohy

Ortopedie dělí plochou nohu do dvou hlavních skupin: pes planovalgus congenitus a pes planus. V prvním případě se jedná o vrozenou vadu, která se jen zřídka vyskytuje izolovaně. Její podstatou je vertikální postavení talu, jež má za následek vymizení klenby a noha má tvar kolíčky (Kubát, 1982). V druhém případě jde o získané ploché nohy. Jako příčinu uvádí Kubát (1982) obouvání od nejtělejšího věku, což má za následek nedostatek podnětů k svalové činnosti i nedostatečný prostor k pohybu. Dále zmiňuje vliv rovné podložky coby podkladu chudého na impulzy stimulující aktivní svalovou činnost.

Dle Kubáta (1982) je nutné posuzovat funkčnost nohy – tedy provádět funkční vyšetření, neomezovat se pouze na tvar nohy. „Jestliže mediální strana plosky je blízko podložky, neznamená to ještě, že jde o plochou nohu“ (Kubát, 1985, s. 301).

Popelka (2001) rovněž zmiňuje funkční vyšetření a užívá termín flexibilní plochá noha, která je podle něj většinou asymptomatická. Výskyt obtíží stoupá s věkem dětí a obezitou.

Gross et al. (2005) popisuje způsob testování flexibility, resp. rigidity ploché nohy. Při vyšetření se srovnává přítomnost podélné klenby nohy při zatížení a v odlehčení.

Popelka (2001) přidává hodnocení ploché nohy na tři stupně dle výše zmíněného stavu klenby při funkčním testování ve smyslu zatížení – odlehčení a možnosti manuálně korigovat klenbu. K vyšetření používá plantogram nebo podoskop.

2.2.2 Ontogenetický faktor v etiologii poruch nohy

Ontogenetickým faktorem při vzniku poruch struktury a funkce nohy se zabýval Rothbart (2002). Porušený vývin hlavice talu během intruterinního vývoje, konkrétně její přetrvání v supinaci, působí postnatální elevaci vnitřního paprsku nohy (os naviculare, os cuneiforme, prvního metatarsu a palce). Tím vzniká dojem zkrácení prvního metatarsu. Při aspekci zatížené nohy v neutrálním postavení lze pozorovat, že meziprstní prostor mezi prvním a druhým prstcem je protažen proximálně, meziprstní prostor mezi druhým a třetím prstcem končí naopak distálněji. Jedná se o tzv Mortonův typ nohy (Rothbart, 2002).

Rothbart pro právě popsaný stav používá termín „primus metatarsus elevatus“ a jde podle něho o etiologicky významný činitel v patogenezi instability nohy a posturálních poruch.

2.2.3 Východiska pro konzervativní terapii poruch nohy

Vicenzio (2004) uvádí, že v praxi hojně přetrvává indikace léčby strukturálních vad a funkčních poruch na základě typologie nohy dle Roota. Dále v této studii cituje práce McPoila, který poukazoval na problémy s reliabilitou a validitou u stanovení typologie nohy dle Roota. Stejného názoru jsou i Vařeka, Vařeková (2003).

Vicenzio (2004) popisuje tzv. „tissue stress model“ sestavený McPoilem a Hunttem. Základem tohoto modelu je nejprve určení struktury vystavené nadměrnému mechanickému namáhání a pak její přímé terapeutické ovlivnění. Zároveň představuje vlastní přístup pojmenovaný Treatment direction test. Při vyšetření používá tzv. pain

threshold test, tj. hodnocení nástupu bolesti nebo diskomfortu v závislosti na délce trvání zátěže či počtu opakování pohybu. Porovnává se např. čas nebo uběhnutá vzdálenost před a po intervenci. Je-li navýšení trvání či opakování pohybu o 75% a více, považuje se intervence za vysoce efektivní.

Vařeka, Vařeková (2003) vidí jako racionální podklad pro adekvátní terapii poruch nohy stanovení funkčního typu nohy. To se provádí hodnocením postavení přednoží vzhledem k zánoží a zánoží k vertikále aspekcí, palpací se pak ozřejmí pohyb a kloubní vůle v jednotlivých segmentech nohy. Antropologická typologie nohy může v tomto případě přispět pouze omezeně. Avšak ze studie z roku 2008 (Vařeka, Vařeková) vyplývá, že vyšetření plantogramu a stanovení Chippaux-Šmiřák indexu může být vhodným doplněním funkčního vyšetření nohy. Zároveň však Vařeka uvádí otázku reliability u opakovaných funkčních vyšetření, jež se liší. I přes snahu o standardizaci jsou výsledky ovlivňovány technikou prováděných manévrů, zkušeností vyšetřujícího, atd. (Vařeka a Vařeková, 2003).

Klementa (1988) popisuje metodu Chippaux-Šmiřák pro stanovení typu nohy dle plantogramu a udává hodnoty Chippaux-Šmiřákova indexu (CSI). Jedná se o poměr mezi nejužším a nejširším místem plantogramu vyjádřenou v procentech. Pro normálně klenutou nohu jsou hodnoty v rozmezí od 0,1% do 45%.

2.2.4. Hodnocení postavení segmentů nohy

Nigg (2001) zkoumal do té doby prezentované práce na téma nárazové síly, patologické nastavení segmentů dolní končetiny a jejich vliv na vznik zranění u běžců. Nárazové síly vznikají dopadem chodidla na povrch terénu při běhu. Dle závěrů Nigga nehrají zásadní roli při úrazech běžců. Pro výše zmíněné tvrzení hovoří výsledky laboratorních testů a epidemiologických studií. Podle nich jsou nárazové síly vznikající do 50 ms po došlapu několikrát menší než síly vznikající při aktivním odrazu. Dále nebyl zaznamenán zvýšený výskyt artrózy u běžců v porovnání s „neběhající“ populací. Vložky tlumící došlap sice obecně snížily incidenci úrazů, neměly však vliv na výskyt únavových zlomenin.

Dále uvádí rozšířený názor, že patologické nastavení segmentů dolní končetiny působí obtíže v pohybovém aparátu. Dle Nigga jsou změny v nastavení pohybových segmentů nohy pomocí obuvi, vložek či ortéz minimální a jejich profylaktický efekt v tomto kontextu je diskutabilní.

Síly vznikající při nárazu v iniciální fázi došlapu působí jako vstupní impuls, jenž má za následek přednastavení svalové aktivity, která snižuje vibrační zatížení měkkých tkání, kloubů a vazivového aparátu v další fázi došlapu. Neuromuskulární systém kontroluje provedení pohybu a pro zachování specifického kloubního vzorce pro daný pohyb (např. běh) bez odchylek vyvíjí svalovou aktivitu. Tato přídavná muskulární aktivita zvyšuje nároky na metabolismus, působí únavu. Podporuje-li bota, vložka nebo ortéza původní pohybový vzorec naprogramovaný CNS, není zapotřebí přídatné svalové činnosti (Nigg, 2001).

Bylo již zmíněno v úvodní části, že pozice subtalárního kloubu významně ovlivňuje jak biomechaniku nohy, tak její tvar. V praxi je používáno několik způsobů stanovení pozice v subtalárním kloubu, respektive poklesu podélné nožní klenby. Poměrně rozšířené jsou CSI, Staheli Arch Index a výška os naviculare. Dle studie Mathiesona, Upton a Piora (2004) nejcitlivější ke změnám v subtalárním kloubu je výška os naviculare, v originále uváděna jako navicular higt. Zachytí již změny o 10° , ostatní dvě měření vycházející z plantogramu až od 15° a 20° .

Funkci vnitřní podélné klenby hodnotí také pokles os naviculare při došlapu – navicular drop. Nielsen et al. (2009) se zabývali stanovením normativních hodnot tohoto způsobu vyšetření. Ve studii použili 2D video (Video Sequence Analysis). Došli k závěru, že pohlaví a délka nohy má signifikantní vliv na hodnotu poklesu os naviculare u testovaných osob. Naopak jako bezvýznamný se ukázal věk a BMI index.

Existuje tedy rozmanitá škála vyšetřovaných znaků i způsobů testování. Od jednoduchých plantogramů po vysoce sofistikované systémy snímající tlak jako Foot scan či video analýza pohybu. Nezastupitelné zůstává manuální vyšetření. Problematická je mnohdy validita i reliabilita, kterou ovlivňuje především právě lidský faktor.

2.2.5 Taping současném vědeckém kontextu

V prezentovaných studiích se objevují dva základní druhy provedení tapingu nohy. Prvním je tzv. low-Dye taping používající pruhy tapu příčně vedené pod plantou. Nejde tedy o fixaci hlezna a subtalárního kloubu. Druhým způsobem je tzv. augmented low-Dye taping, technika zahrnující fixaci hlezna i subtalárního kloubu a podporu podélné klenby vedením tapu pod plantou. Bližší popis a fotodokumentaci obsahuje

studie Vicenzia (2004). Obě techniky jsou v praxi modifikovány. Low-Dye taping nese jméno doktora Ralpa Dye, pediatra, jenž s touto metodou začal.

Vlivem tapingu na propriocepci se zabývali Simoneau et al (1997). Podle jejich závěrů taping aplikovaný přímo na kůži umožňuje přesnější percepci pohybu ve fázi, kdy noha není zatížená, příkladem je švihová fáze cyklu chůze. Naopak při zatížení nenastaly v tomto ohledu signifikantní změny. Proto se při zatížení uplatní spíše mechanická funkce tapu, tj. omezení excesivního rozsahu pohybu. Simoneau et al (1997).

Vicenzino et al. (2007) zkoumali hodnoty tlaku v jednotlivých regionech planty při chůzi i při běhu po aplikaci augmented low-Dye tapu. Tím se liší jejich studie od ostatních, kdy je většinou používána při testování pouze chůze a pouze low-Dye tape. Závěry této studie potvrzuje O'Sullivan et al. (2008). Jejich výzkum sledoval efekt tapingu na pohyb zánoží při chůzi. Dle prohlášení v jejich studii jako první použili kombinaci Foot-scanu a 3D analýzy. Na studii spolupracovalo 20 probandů, kritériem mimo jiné byl pokles os naviculare o 10mm a více. Dospěli k závěru, že taping aplikovaný na nohu omezí pohyb zánoží celkově. Tedy nejen pronaci, ale i supinaci. O antipronačním efektu v popisované studii svědčí změny průměrných hodnot maximálního tlaku v jednotlivých regionech chodidla, kdy klesá tlak v mediálním sektoru přednoží a zánoží, naopak nárůst v laterálním středonoží a zánoží s $p < 0.05$.

Vicenzino et al. (2007) zmiňuje práce Russoa et al. (2001) a Langeho et al. (2004), kteří použili low-Dye tape. V souvislosti s uvedenými studii poukazuje na zajímavý fakt, a to na rozdíl ve změnách průměru z maximálních hodnot tlaku mezi mediálním a laterálním zánožím při chůzi. U aplikace tapu na nohu s nadměrnou pronací (dle autorů pokles os naviculare o 10 mm a více) došlo po aplikaci tapu k signifikantním změnám rozložení tlaku ve smyslu poklesu v mediálním a nárůstu v laterálním regionu zánoží (Vicenzino et al., 2007, Lange et al., 2004). Ve studii Russoa et al. (2001), kde v testovaném souboru nebyly osoby s nadměrnou pronací, rozložení tlaku v regionech zánoží vykazalo opačný trend.

2.3 Vymezení platnosti

Závěry z prezentované studie jsou platné pro každého testovaného probanda zvlášť, případně vykazují určitý trend v rámci testovaného souboru. Studie se zabývá hodnocením změn CoP a dále změnami tlakové síly při došlapu prvního kroku v iniciační fázi krokového cyklu v důsledku aplikace tapingu dle Handla, Davis (2004). Tape byl aplikován na nohu a distální část bérce oboustranně. Výsledky jsou platné pouze pro daný druh intervence a způsob testování. Předpokládá se u všech probandů stejný způsob aplikace i stejný materiál. Charakteristika výběru probandů a provedení intervence je popsány v metodologické části.

Závěry této práce lze vztáhnout pouze na probandy, kteří se zúčastnili této studie. Dále mohou být použity pro další výzkum v této oblasti, avšak zejména vzhledem k malému počtu probandů nelze vyvozené závěry zobecňovat.

2.4 Cíle práce

Cílem studie je zhodnotit efekt vybrané aplikace tapingu v oblasti dolní končetiny za statických a dynamických podmínek.

2.5 Úkoly práce

1. Stanovit vhodný způsob testování vlivu tapingu na lidské tělo jak za statických, tak za dynamických podmínek.
2. Vybrat parametry pro hodnocení efektu tapingu a provést měření
3. Zhodnotit získaná data a prezentovat je v kontextu provedené literární rešerše a současných poznatků o problematice použití tapingu.

3 HYPOTÉZY

H1. Aplikace tapu na nohu a distální část bérce zvýší exkurze a celkovou dráhu CoP probanda ve statickém stoji vzhledem k předpokládané snížené senzitivní aferenci vlivem aplikace tapu.

H2. Aplikace tapu na nohu a distální část bérce způsobí dynamické změny v rozložení tlakové síly při došlapu.

4 METODY A POSTUP ŘEŠENÍ

4.1 Charakteristika souboru

Výběr probandů byl záměrný, testované osoby musely pro zařazení do studie splňovat níže uvedené podmínky. Na základě kineziologického vyšetření a expertního posouzení bylo vybráno 5 žen - atletek ve věku 15 – 19 let. Dominantní sportovní zátěží byly běžecké disciplíny. Podmínkou byla rovněž absence předchozího úrazu dolní končetiny, vrozených či získaných abnormalit dolních končetin a poruch narušujících posturální funkce.

Pro homogenitu probadů byla zvolena věková skupina, pohlaví, sportovní disciplína a přítomnost subtalární pronace při došlapu.

Před zahájením testování byl jeden subjekt z testovaného souboru vyloučen důvodu bezprostředně prodělaného traumatu dolní končetiny.

Provedený kineziologický rozbor zahrnoval vyšetření aspektů – postavení nohou zezadu tzv. příznak „příliš mnoho prstů“, sledování laterálního reliéfu nohy ve stoji při pohledu zezadu – hodnotíme vliv vzájemného postavení talu a kalkaneu na Chopartův kloub (Vařeka, Vařeková, 2008). Pozorování postavení kolenních kloubů, pánve, páteře, celkové držení těla, vyšetření rozsahu pohybů v hlezenních, kolenních, kyčelních kloubech. Vyšetření kloubní vůle v klíčových oblastech pohybové soustavy: noha, sakroiliakální skloubení, páteř a temporomandibulární kloub. Součástí bylo sledování chůze, posouzení přítomnosti subtalární pronace při došlapu, funkční testy – Véleho test, modifikace chůze, hodnocení flexibility nožní klenby. Vyšetření povrchového a hlubokého cití, mozečku – testování minimální mozečkové symptomatologie (Kolář et al., 2009) a vestibulárního aparátu (Ambler, 2002).

Tab. č. 1. charakteristika souboru

Iniciály probanda	pohlaví	Věk	Váha [UK]	Velikost boty [UK]
M. H.	žena	15	63	6,5
T. L.	žena	18	60	6,5
K. P.	žena	16	54	5
B. S.	žena	15	48	6

4.2 Intervence - charakteristika tapingu použitého ve studii

4.2.1 Materiál

Ve studii byl použit tape Mediplast, páska o šířce 3, 8 mm. Podkladový materiál nebyl použit.

4.2.2 Způsob aplikace tapu

Ve snaze minimalizovat rozdíly v provedení tapu byly u každého probanda před aplikací tapu na obou dolních končetinách palpačně určeny tyto anatomické struktury: hlavička prvního metatarsu, hlavička pátého metatarsu, musculus gastrocnemius mediální a laterální hlava a musculus soleus. Dle těchto struktur byly založeny kotevní pruhy tapu. Distální kotva byla založena na pomyslné spojnici prvního a pátého metatarsu, proximální kotva distálně pod hranicí mediální a laterální hlavy musculus gastrocnemius, tedy v oblasti odpovídající musculus soleus.

Na úvod je založena proximální kotva v úrovni hlaviček zánártních kostí a distální kotva na hranici střední a distální třetiny bérce. Kotvy slouží jako místo inzerce dalších pruhů tapu.

První krok – první část: První pruh začíná z dorzální strany na distální kotvě, je veden proximo-laterálním směrem, obtáčí nohu pod ploskou dále vzestupně podél vnitřního okraje patní kosti vzestupně za Achillovu šlachu až zevní straně hrany tibie, zakončení je na proximální kotvě.

První krok – druhá část: Výchozím bodem je opět distální kotva z dorzální strany. Nový pruh se vede proximo-mediálně semicirkulárně na plosku. Pokračuje poté dál podél zevního okraje patní kosti za Achillovu šlachu, vnitřním směrem vzestupně obtáčí bérce až na zevní hranu tibie. Konečný bod opět na distální kotvě.

Provedení první a druhé části se navzájem střídají, celkem každou část opakujeme třikrát.

Druhý krok: Znovu vytvořeno semicirkulární ukotvení, překrývající inzerce pruhů tapu na primárních kotvách. (Handl, Davis, 2004)

Autoři v originálu používají pod tape samofixační podkladový materiál, a na závěr finální krytí. Tento prvek je vhodný k ochraně kůže, nicméně jeho použití by mohlo ovlivnit výsledky testování. Stejně bylo vyřazeno i závěrečné finální krytí. Jde tedy o snahu testovat samotnou funkční aplikaci tapu, bez přídavných prvků.

Použitý způsob aplikace se nejvíce podobá tzv. augmented low-Dye tapu, jenž použil ve své studii efektu tapingu Vicenzino (2007). Augmented low-Dye tape využívá systém aplikace pásky ve tvaru obrácené číslice šest. Je blízký způsobu aplikace dle Handla, Davis. Vedením pruhů pod ploskou s inzercí na bérce vytváří smyčku, která zabraňuje výraznějšímu poklesu vnitřních struktur nohy ve směru pronace v subtalárním kloubu, a tím dalšímu odemknutí Chopartova kloubu. Jde tedy o antipronační efekt při došlapu.

Tape aplikovaný v uvedeném kontextu nesmí omezovat pohybovou funkci segmentu ani prokrvení oblasti. Nežádoucí jsou případné patologické změny v postavení vyšších částí pohybové soustavy, případně dekompenzace původně kompenzovaných změn, za všechny příklady skoliotické křivky. Proto po aplikaci tapu provedeme znovu orientační vyšetření ve stoje aspekci.

4.3 Sběr dat

Testování všech probandů probíhalo v jeden den, v jedné místnosti vždy se stejným technickým vybavením. Ve snaze minimalizovat zevní rušivé podněty byla komunikace s probandy omezena během měření pouze na povely od osoby provádějící měření. Aplikace tapingu stejně jako měření byly prováděny stále stejnými osobami, nezávisle na sobě. Testované osoby nebyly předem informovány, které parametry jsou předmětem měření.

4.3.1 Měření změn CoP

Pro testování stability bylo použito měřicí zařízení Footscan – měřicí deska o rozměrech 0,5 m x 0,4 m, na jejímž povrchu je umístěno cca 4100 senzorů tlaku s citlivostí od desetin N/cm^2 a se snímací frekvencí až 500 Hz. Měřicí deska snímá a vyhodnocuje tlakové zatížení jednotlivých senzorů a následně vypočítává středy tlakového působení v souvislých oblastech pod jedním a druhým chodidlem a poté celkový střed tlakového působení do podložky.

Pro měření bylo použito standardních testů (Kapteyn, 1983): široký stoj – otevřené oči, široký stoj – zavřené oči, úzký stoj – otevřené oči, úzký stoj – zavřené oči, stoj na pravé dolní končetině – otevřené oči, stoj na levé dolní končetině – otevřené oči. Při otevřených očích proband sledoval pevný bod vzdálený 1,5 m od postavy ve výšce očí. Jednotlivý test trval 30 s se snímací frekvencí 33 Hz. Stejně testování bylo opakováno po aplikaci tapu.

Vyhodnocovanými parametry byly hodnoty absolutních maximálních výchylek CoP (centre of pressure – dále jen CoP) v pravolevém a předozadním směru s citlivostí 0,1 mm od středu tlakového působení a celková absolvovaná dráha po dobu měření (Total Traveled Way – dále jen TTW).

Měření probíhalo s vyloučením rušivých zevních faktorů, v jeden den, u všech probandů stejným způsobem.

4.3.2 Testování chůze

Použito měřicí zařízení Footscan – měřicí deska o rozměrech 0,5 m x 0,4 m, na jejímž povrchu je umístěno cca 4100 senzorů tlaku s citlivostí od desetin N/cm² a se snímací frekvencí až 500 Hz.

Testovaná osoba naboso se vždy rozcházela z klidného stoje. Třikrát byl proveden krok levou dolní končetinou tedy došlap prvním krokem na měřicí desku v pořadí levá pravá, třikrát krok pravou dolní končetinou s došlapem v pořadí pravá levá. Poté byl na obě dolní končetiny aplikován tape. Testovaná osoba provedla z klidného stoje za nezměněných vnějších podmínek opět tři kroky pravou a tři kroky levou dolní končetinou s aplikovaným tapem. Pokusy byly provedeny ve stejném pořadí, jako pokusy před intervencí. Pro hodnocení byl vybrán nejlepší pokus pro každou končetinu zvlášť. U jednotlivých probandů bylo vyhodnocováno rozložení tlaku chodidla při došlapu a maximální hodnota tlakové síly v mediálním a laterálním regionu paty při došlapu. Ve snaze minimalizovat individuální rozdíly v charakteru chůze jako jsou různá rychlost, frekvence kroků, délka kroku atd., byly zvolené parametry vyhodnocovány z došlapu po prvním kroku a ze stejného důvodu byly pro hodnocení dynamických změn tlakové síly zvoleny regiony paty.

Testované osoby byly před testováním instruovány a absolvovaly zácvik.

4.4. Analýza dat

Pro analýzu získaných dat byl použit software Footscan 7 SCSI gait, Footscan balance 7.7 SCSI, MS Excel

5 VÝSLEDKY

5.1 Změny dynamiky CoP u jednotlivých probandů

Tab. č. 2: Proband M. H. Testování CoP - výsledky

	Delta X [mm]	Delta Y [mm]	TTW [mm]
Široký stoj otevřené oči	7,1	7,1	249,8
Široký stoj otevřené oči tape	9,6	8,0	294,0
Široký stoj zavřené oči	7,3	12,2	366,6
Široký stoj zavřené oči tape	9,8	12,7	499,9
Úzký stoj otevřené oči	9,3	13,2	274,7
Úzký stoj otevřené oči tape	10,9	14,3	265,2
Úzký stoj zavřené oči	13,3	13,4	423,3
Úzký stoj zavřené oči tape	19,6	15,7	372,0
Stoj na levé dolní končetině	25,3	50,3	1369,1
Stoj na levé dolní končetině tape	26,8	40,8	1168,7
Stoj na pravé dolní končetině	22,2	25,9	1286,8
Stoj na pravé dolní končetině tape	22,1	37,9	1165,5

Vybrané výsledky testů stability před intervencí – tj. aplikací tapu odpovídají předpokladu, že s rostoucí obtížností jednotlivých testů poroste velikost celkové výchylky jak v pravolevém (delta X), tak v předozadním směru (delta Y). Současně s nárůstem obtížnosti stoupá i celková dráha. Na hodnotách uvedených v tabulce č. 1 je ve většině případů zřejmé zvýšení exkurze CoP v pravolevém a předozadním směru, zároveň však u většiny testů dochází k poklesu celkové dráhy. Z hlediska zvýšení stranové a předozadní exkurzibility jde pouze o lokální jev během třiceti sekundového intervalu testu. Může jít i o důsledek změn propiocepce. Důvodem zvýšení hodnot delta X, Y může být snížení propiocepce. Pokles celkové exkurzibility CoP vyšetřované osoby ve většině jednotlivých testů je prezentován poklesem celkové dráhy.

Tab. č. 3: Proband T. L. Testování CoP - výsledky

	Delta X [mm]	Delta Y [mm]	TTW [mm]
Široký stoj otevřené oči	12,9	18,0	322,2
Široký stoj otevřené oči tape	13,6	11,4	309,7
Široký stoj zavřené oči	15,0	15,3	297,8
Široký stoj zavřené oči tape	18,7	19,2	411,4
Úzký stoj otevřené oči	18,7	23,6	296,4
Úzký stoj otevřené oči tape	26,1	36,3	386,7
Úzký stoj zavřené oči	15,2	23,7	294,6
Úzký stoj zavřené oči tape	24,7	16,3	473,2
Stoj na levé dolní končetině	27,5	43,6	1177,5
Stoj na levé dolní končetině tape	21,4	34,5	1169,7
Stoj na pravé dolní končetině	15,8	31,3	996,7
Stoj na pravé dolní končetině tape	26,4	28,5	1057,1

Podle naměřených hodnot uvedených v tabulce č. 2 roste s nárůstem obtížnosti jednotlivých testů celková výchylka v pravo – levém (delta X) a v předo – zadním směru (delta Y). Spolu s obtížností roste i celková dráha. Po aplikaci tapu došlo k snížení hodnot delta Y ve stoju jak na pravé, tak na levé dolní končetině. Důvodem zvýšení hodnot delta X, Y může být snížení propriocepce.

Tab. č. 4: Proband K. P. Testování CoP - výsledky

	Delta X [mm]	Delta Y [mm]	TTW [mm]
Široký stoj otevřené oči	6,5	9,81	350,7
Široký stoj otevřené oči tape	11,2	19,8	331,0
Široký stoj zavřené oči	5,1	9,3	384,7
Široký stoj zavřené oči tape	8,1	15,5	243,2
Úzký stoj otevřené oči	11,5	7,1	246,2
Úzký stoj otevřené oči tape	9,4	9,6	200,0
Úzký stoj zavřené oči	30,4	18,5	472,6
Úzký stoj zavřené oči tape	14,9	25,2	332,4
Stoj na levé dolní končetině	14,3	27,2	973,5
Stoj na levé dolní končetině tape	21,3	38,5	1021,7
Stoj na pravé dolní končetině	19,6	26,4	1010,8
Stoj na pravé dolní končetině tape	22,0	27,9	907,0

Podle naměřených hodnot uvedených v tabulce č. 3 roste s nárůstem obtížnosti jednotlivých testů celková výchylka v pravolevém (delta X) a v předozadním směru (delta Y). Spolu s obtížností roste i celková dráha. Výjimku v tomto postupném nárůstu tvoří celková dráha při testování úzkého stoje s otevřenými očima. Ve většině případů po aplikaci tapu roste celková výchylka v pravolevém i v předozadním směru. Současně v naprosté většině testů dochází po aplikaci tapu k poklesu celkové dráhy ve srovnání s výsledky ve stejných pozicích před tapem. Na tomto podkladě lze označit nárůst delta X, Y za lokální jev. Důvodem zvýšení hodnot delta X, Y může být snížení propriocepce.

Snížení celkové dráhy CoP v jednotlivých testech po aplikaci tapu vyjadřuje sníženou exkurzibilitu CoP.

Tab. č. 5: Proband B. S. Testování CoP - výsledky

	Delta X [mm]	Delta Y [mm]	TTW [mm]
Široký stoj otevřené oči	7,2	20,2	360,3
Široký stoj otevřené oči tape	10,2	25,0	355,4
Široký stoj zavřené oči	5,0	15,1	356,2
Široký stoj zavřené oči tape	5,9	8,3	238,6
Úzký stoj otevřené oči	21,4	12,2	237,0
Úzký stoj otevřené oči tape	19,6	10,9	277,9
Úzký stoj zavřené oči	33,7	17,3	365,2
Úzký stoj zavřené oči tape	22,4	19,1	320,1
Stoj na levé dolní končetině	24,7	30,2	874,2
Stoj na levé dolní končetině tape	28,5	26,3	767,2
Stoj na pravé dolní končetině	26,5	34,7	776,1
Stoj na pravé dolní končetině tape	32,1	36,0	924,4

Vybrané výsledky testů stability před intervencí – tj. aplikací tapu odpovídají předpokladu, že s rostoucí obtížností jednotlivých testů poroste velikost celkové výchylky jak v pravolevém (delta X), tak v předozadním směru (delta Y). Současně s nárůstem obtížnosti stoupá i celková dráha. U této testované osoby po aplikaci tapu klesá hodnota delta X při testování úzkého stoje i úzkého stoje se zavřenými očima. Hodnota delta Y klesla u širokého stoje zavřených očí a úzkého stoje otevřených očí. V těchto případech byla celková výchylka v předozadním směru po aplikaci tapu nižší než při širokém stoji otevřených očích, tedy v nejméně náročné pozici.

Po aplikaci tapu v naprosté většině testů klesla celková dráha ve srovnání s hodnotami bez tapu. To odpovídá nižší exkurzibilitě CoP testované osoby.

5.2 Chůze – hodnoty tlakové síly v regionu paty

Tab. č. 6: Proband B. S. Srovnání maximálních hodnot tlakové síly v mediální a laterální části paty při došlapu v iniciační fázi cyklu chůze a rozdíl mezi mediálním a laterálním regionem paty před aplikací tapu a s aplikovaným tapem

Krok levou - levá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Krok I	84,1	42,2	59,4	57,7	24,7	-15,5
Krok II	91,7	51,5	72,3	69,9	19,4	-18,4
Krok III	86,8	93,7	71,3	79,8	15,5	13,9
Směrodatná odchylka	3,1	22,4	5,9	9	3,7	14,6
Průměr	87,5	62,5	67,7	69,1	19,8	- 6,6
Krok pravou - pravá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Krok I	89,7	69,9	47,8	69,3	41,9	0,6
Krok II	65,3	46,2	57,7	46,5	7,6	-0,3
Krok III	43,2	61,4	59,7	58,1	-16,5	3,3
Směrodatná odchylka	19	9,8	5,2	9,3	24	1,5
Průměr	66,1	59,2	55,1	58	11	1,2

Tab. č. 7: Proband K. P. Srovnání maximálních hodnot tlakové síly v mediální a laterální části paty při došlapu v iniciační fázi cyklu chůze a rozdíl mezi mediálním a laterálním regionem paty před aplikací tapu a s aplikovaným tapem

Krok levou - levá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Krok I	68,6	48,8	27,7	51,5	40,9	-2,7
Krok II	105,3	48,5	44,5	75,2	60,8	-26,7
Krok III	99	40,6	47,2	64	51,8	-23,4
Směrodatná odchylka	16	3,8	8,6	9,7	7,4	-5,9
Průměr	91	46	39,8	63,6	51,2	-17,6
Krok pravou - pravá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Krok I	114,2	50,5	72,6	63	41,6	-12,3
Krok II	91,7	53,5	44,2	75,2	47,5	-21,7
Krok III	102,3	119,4	50,2	103,3	52,1	16,1
Směrodatná odchylka	9,2	31,8	12,2	16,9	4,3	16,1
Průměr	102,7	74,5	55,6	80,5	47,1	-6

Tab. č. 8: Proband M. H. Srovnání maximálních hodnot tlakové síly v mediální a laterální části paty při došlapu v iniciační fázi cyklu chůze a rozdíl mezi mediálním a laterálním regionem paty před aplikací tapu a s aplikovaným tapem

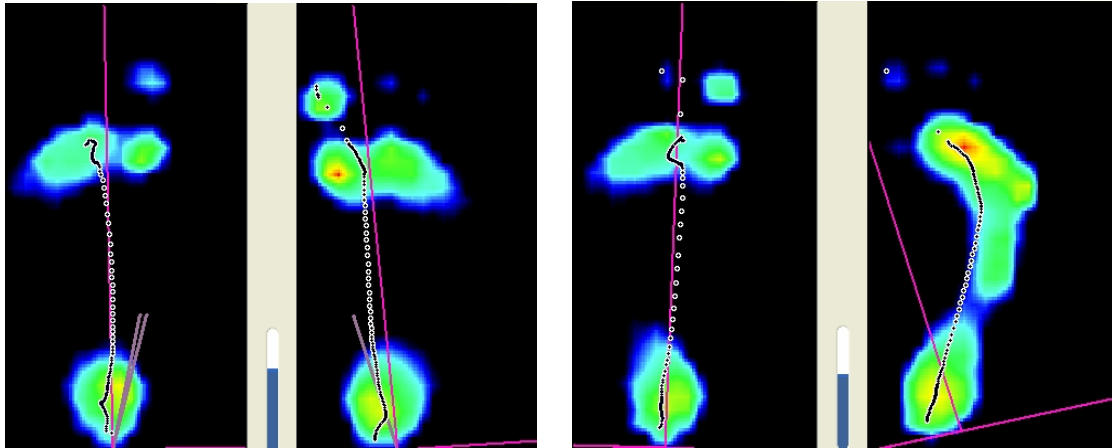
Krok levou - levá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Krok I	97,7	100	58,1	99	39,6	1
Krok II	61	65,3	56,1	65,7	4,9	-0,4
Krok III	78,9	91,1	67,3	94,4	11,6	-3,3
Směrodatná odchylka	15	14,8	4,9	14,7	15	1,8
Průměr	79,2	85,5	60,5	86,4	18,7	-0,9
Krok pravou - pravá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Krok I	87,4	39,6	78,9	38,9	8,5	0,7
Krok II	83,5	69	91,1	70,3	-7,6	-1,3
Krok III	87,8	70,3	69,3	61	18,5	9,3
Směrodatná odchylka	1,9	14,2	8,9	13,2	10,8	4,6
Průměr	86,2	59,6	79,8	56,7	6,5	2,9

Tab. č. 9: Proband T. L. Srovnání maximálních hodnot tlakové síly v mediální a laterální části paty při došlapu v iniciační fázi cyklu chůze a rozdíl mezi mediálním a laterálním regionem paty před aplikací tapu a s aplikovaným tapem

Krok levou - levá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Krok I	75,6	103,6	67,6	90,7	8	12,9
Krok II	84,1	98	86,1	86,1	-2	11,9
Krok III	98	81,5	91,1	87,4	16,5	-5,9
Směrodatná odchylka	9,2	9,4	10,1	1,9	7,6	8,6
Průměr	85,9	94,4	81,6	88,1	4,3	6,3
Krok pravou - pravá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Krok I	57,1	72,6	65,3	66,3	-8,2	6,3
Krok II	59,7	100,3	67,3	60,7	-7,6	39,6
Krok III	79,8	57,7	71,6	64,7	8,2	-7,6
Směrodatná odchylka	10,1	17,9	2,6	2,4	7,6	19,8
Průměr	65,5	76,7	68,1	63,9	-2,5	12,7

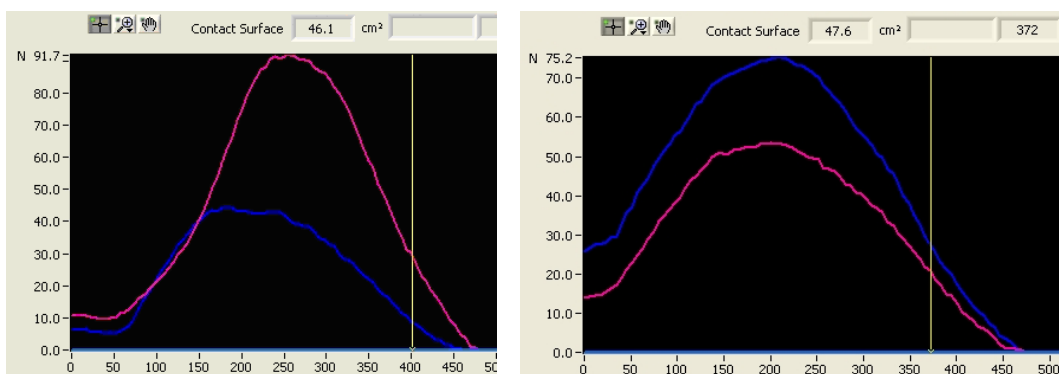
5.3 Dynamické změny zatížení chodidla, srovnání vývoje tlakové síly v regionu paty

5.3.1 Proband K.P. – krok pravou dolní končetinou



Obr. č. 2: Proband K. P. Silový otisk chodidla do podložky v iniciační fázi chůze – krok pravou dolní končetinou. Dvojice vlevo situace před aplikací tapu, dvojice vpravo s aplikovaným tapem

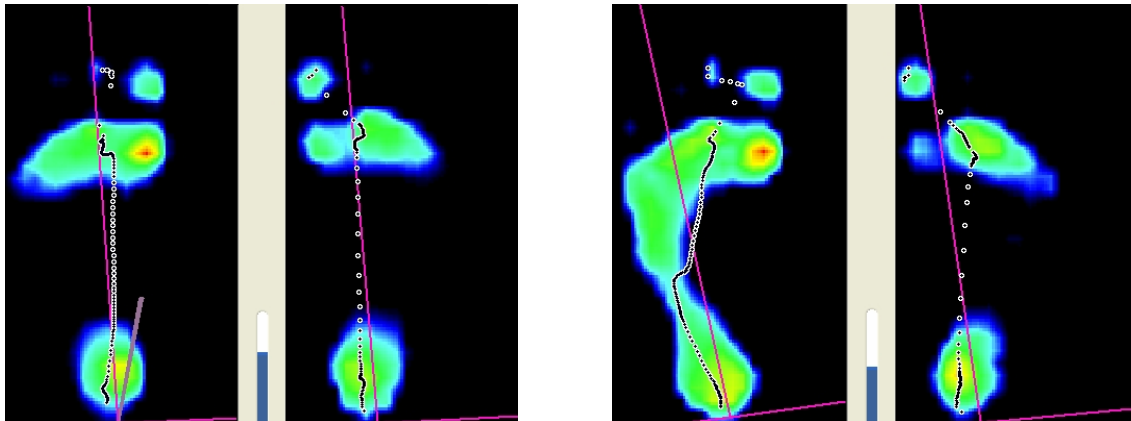
Při porovnání je zřejmé rozšíření distribuce tlaku na středonoží. Dále přesun maximálních hodnot zatížení z oblasti hlavičky prvního metatarsu pravé nohy do oblasti druhého a třetího metatarsu u téže končetiny.



Obr. č. 3: Proband K. P. Grafické znázornění vývoje tlakové síly v regionu paty v iniciační fázi chůze krok pravou dolní končetinou. V pravo situace s aplikovaným tapem. Růžová – mediální oblast, modrá – laterální oblast

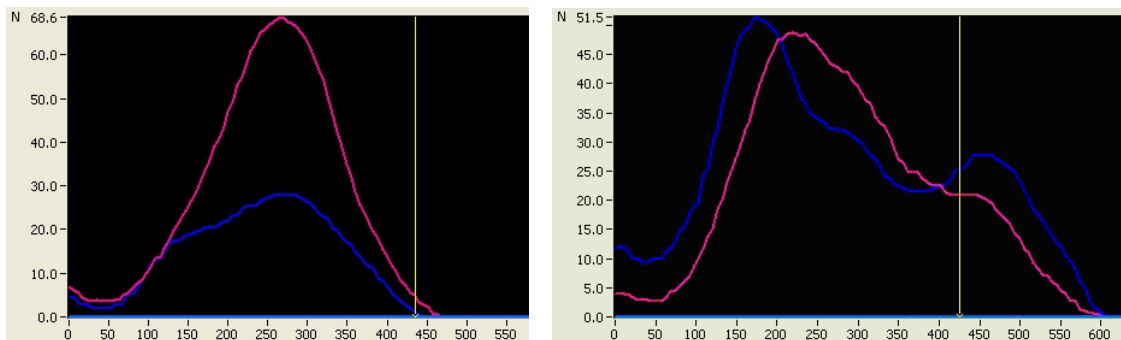
Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku pravou dolní končetinou v mediálním regionu pravé paty 91,7 N, v laterálním pak 44,2 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 47,5 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 53,5 N, v laterálním regionu 75,2 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 19,9 N s převahou laterální složky.

5.3.2 Proband K. P. – krok levou dolní končetinou



Obr. č. 4: Proband K. P. Silový otisk chodidla do podložky v iniciační fázi chůze – krok levou dolní končetinou. Dvojice vpravo – situace s aplikovaným tapem.

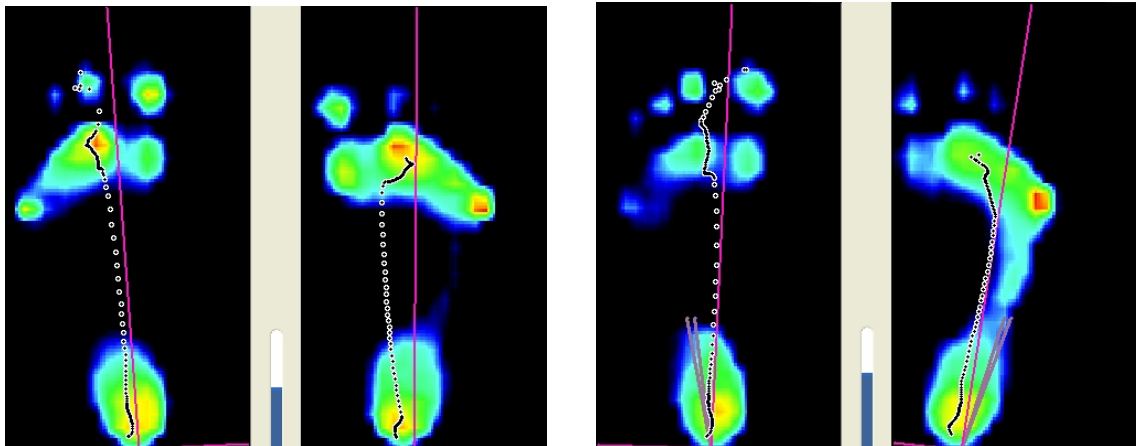
V porovnání se situací při kroku bez tapu došlo k rozšíření oblasti zatížení do středonoží.



Obr. č. 5: Proband K. P. Grafické znázornění vývoje tlakové síly v regionu paty v iniciační fázi chůze při kroku levou dolní končetinou. Vpravo situace s aplikovaným tapem. Růžová – mediální oblast, modrá – laterální oblast

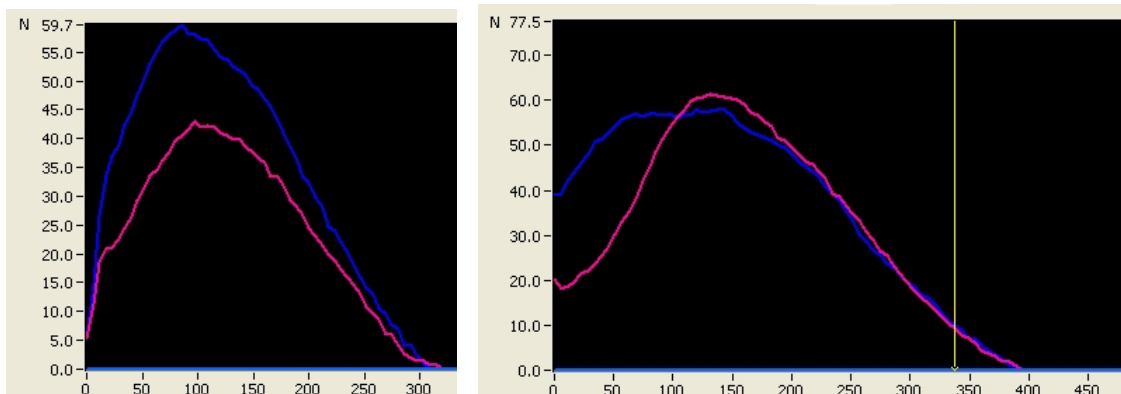
Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku levou dolní končetinou v mediálním regionu levé paty 68,6 N, v laterálním pak 22,7 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 40,9 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 48,8 N, v laterálním regionu 51,5 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 2,7 N s převahou laterální složky.

5.3.3 Proband B. S. – krok pravou dolní končetinou



Obr. č. 6: Proband B. S. Silový otisk chodidla do podložky v iniciační fázi chůze – krok pravou dolní končetinou. Dvojice vpravo – situace s aplikovaným tapem.

V porovnání se stavem bez tapu došlo k rozšíření oblasti zatížení do středonoží. Dále se u pravé nohy zvýšilo zatížení v oblasti hlavičky pátého metatarsu a snížilo se zatížení v regionu druhého a třetího metatarsu.

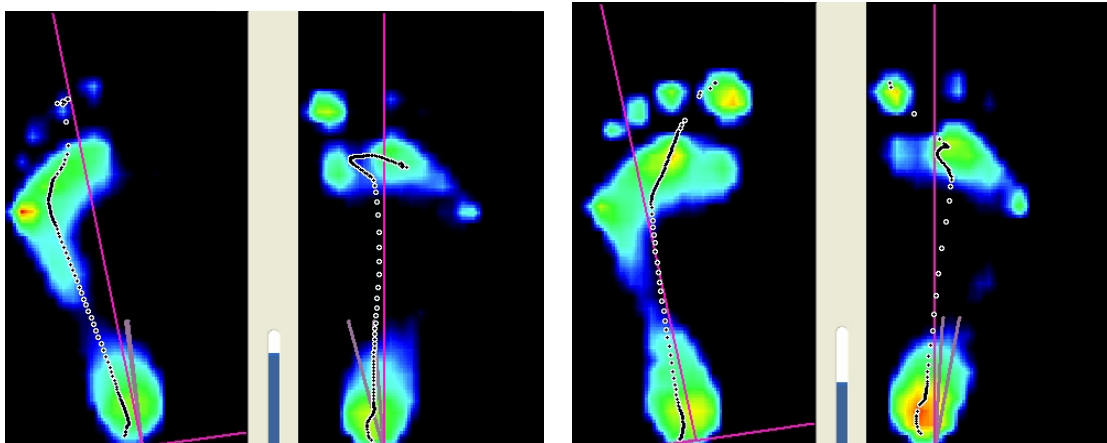


Obr. č. 7: Proband B. S. Grafické znázornění vývoje tlakové síly v regionu pravé paty v iniciační fázi chůze při kroku pravou dolní končetinou. Vpravo stav po aplikaci. Růžová – mediální oblast, modrá – laterální oblast

Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při nakročení pravou dolní končetinou v mediálním regionu pravé paty 43,2 N, v laterálním pak 59,7 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 16,5 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnilo takto:

V mediálním regionu 61,4 N, v laterálním regionu 58,1 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 3,3 N s převahou mediální složky.

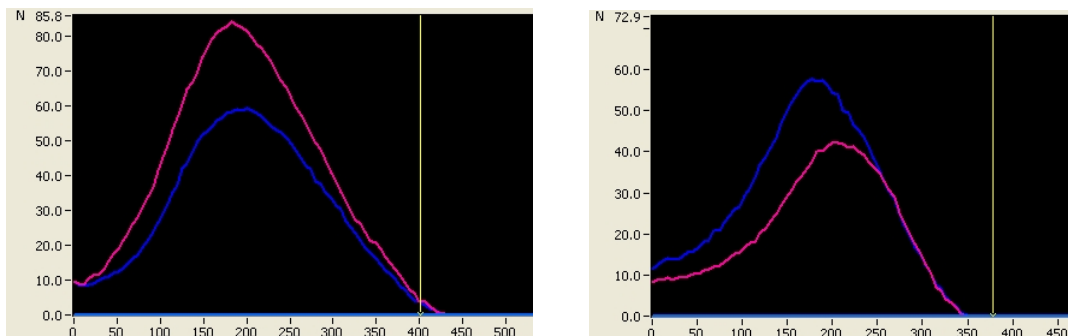
5.3.4 Proband B. S. – krok levou dolní končetinou



Obr. č. 8: Proband B. S. Silový otisk chodidla do podložky v iniciační fázi chůze – krok levou dolní končetinou. Vlevo stav před aplikací tapu, dvojice vpravo stav s aplikovaným tapem.

Vlevo je zřejmé maximální zatížení chodidla v oblasti hlavičky pátého metatarsu, a absence zatížení hlavičky prvního metatarsu s regionem prvního metatarsofalangeálního kloubu.

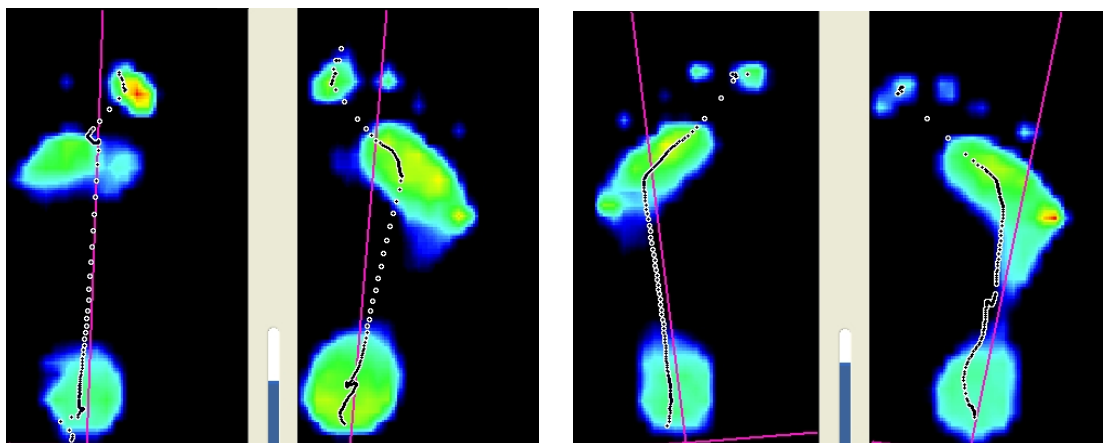
Vpravo je zobrazen stav při došlapu levým chodidlem s aplikovaným tapem. Je přítomno rozšíření plochy, která je zatěžována s výrazným podílem prstců, především palce. Dle tohoto zobrazení lze usuzovat na širší rozložení zatížení levého chodidla. Tím by došlo i k snížení maximálních hodnot v jednotlivých oblastech planty. Toto tvrzení podporuje i grafické znázornění tlakové síly – obrázek č. 8. Kde je zřejmé snížení rozdílu maximálních hodnot v mediální a v laterální části paty.



Obr. č. 9: Proband B. S. Grafické znázornění vývoje tlakové síly v regionu levé paty v iniciační fázi chůze krok levou dolní končetinou. Vpravo stav s aplikovaným tapem. Růžová – mediální oblast, modrá – laterální oblast

Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku levou dolní končetinou v mediálním regionu levé paty 84,1 N, v laterálním pak 59,4 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 24,7 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 42,2 N, v laterálním regionu 57,7 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 15,5 N.

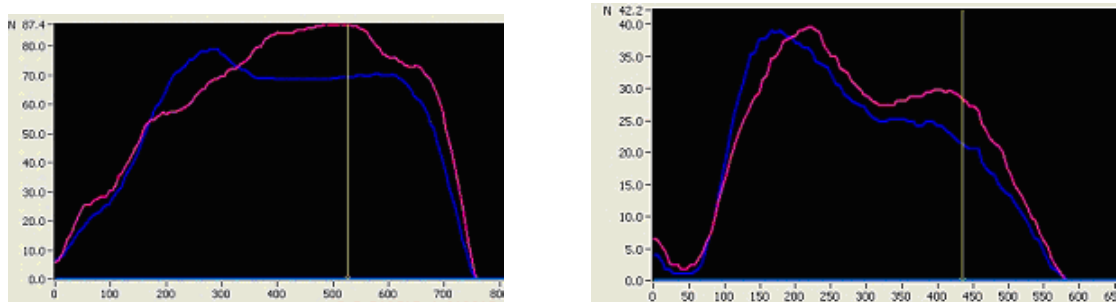
5.3.5 Proband M. H. – krok pravou dolní končetinou



Obr. č. 10: Proband M. H. Silový otisk chodidla do podložky v iniciační fázi chůze – krok pravou dolní končetinou. Dvojice vlevo situace při došlapu bez tapu, vpravo situace s aplikovaným tapem.

V porovnání se stavem bez tapu došlo k rozšíření oblasti zatížení do středonoží. Je zřejmé snížení maximálních hodnot tlakové síly pod patou. Toto považujeme za

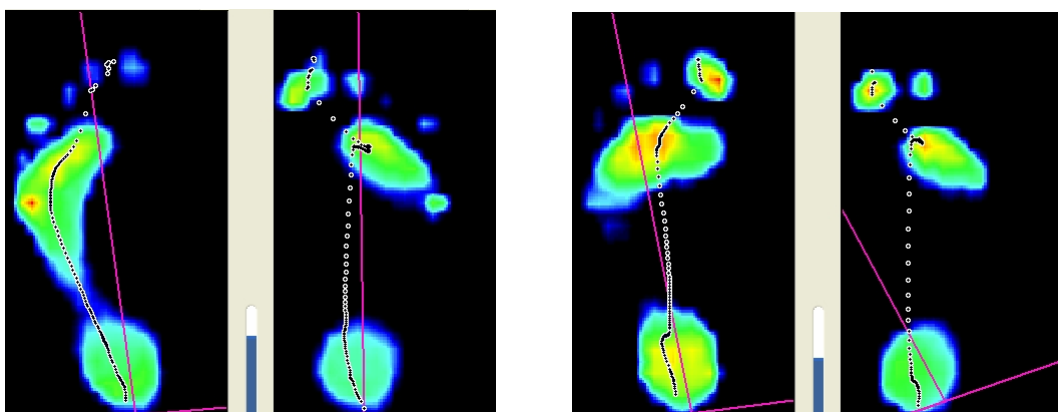
výhodné z hlediska rozložení zátěže. Naopak je zřejmá absence zatížení v oblasti prvního metatarsofalangeálního kloubu.



Obr. č. 11: Proband M. H. Grafické znázornění vývoje tlakové síly v regionu pravé paty v iniciační fázi chůze krokem pravou dolní končetinou. V pravo situace po aplikaci tapu. Růžová – mediální oblast, modrá – laterální oblast

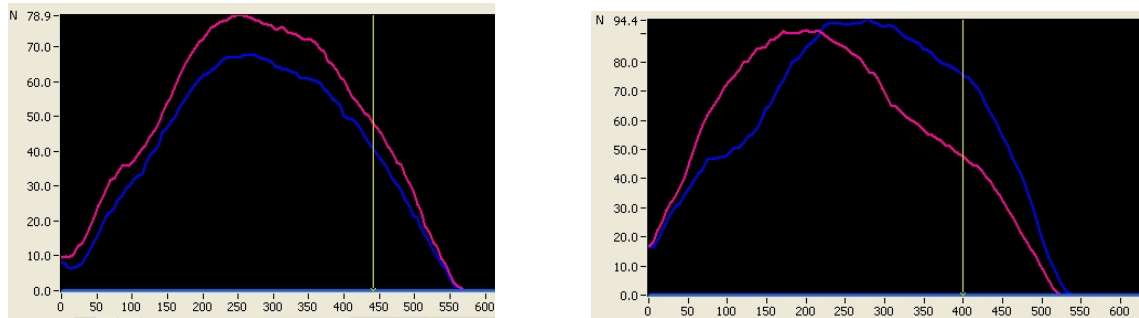
Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku pravou dolní končetinou v mediálním regionu pravé paty 87,4 N, v laterálním pak 78,9 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 8,5 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 39,6 N, v laterálním regionu 38,9 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 0,7 N.

5.3.6 Proband M. H. – krok levou dolní končetinou



Obr. č. 12: Proband M. H. Silový otisk chodidla do podložky v iniciační fázi chůze – krok levou dolní končetinou. Dvojice vlevo – situace při došlapu bez tapu, vpravo situace s aplikovaným tapem.

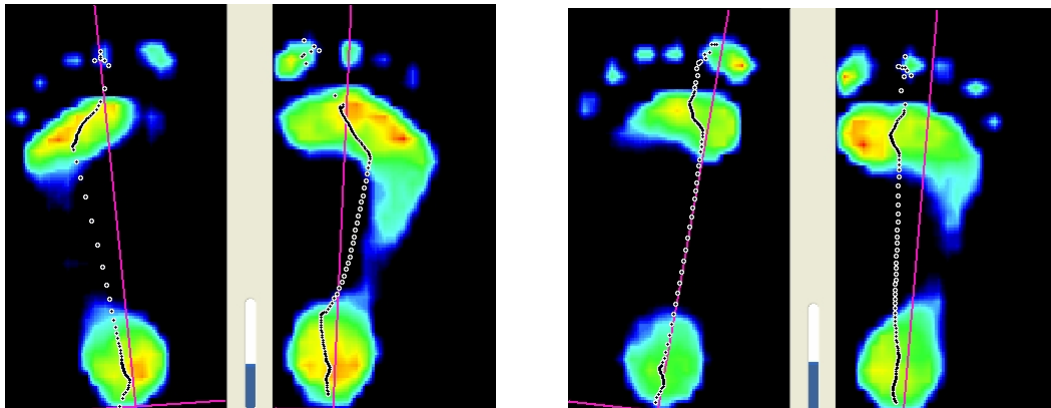
Při došlapu s aplikovaným tapem je přítomno zatížení v regionu metatarsofalangového kloubu palce levé nohy. Dále došlo k nárůstu zatížení v oblasti hlaviček druhého a třetího metatarsu levé nohy. Nárůst zatížení je patrný i v oblasti levé paty. Oproti otisku pořízenému před aplikací tapu chybí zatížení středonoží levé dolní končetiny.



Obr. č. 13: Proband M. H. Grafické znázornění vývoje tlakové síly v regionu levé paty v iniciační fázi chůze krokem levou dolní končetinou. Vpravo stav po aplikaci tapu. Růžová – mediální oblast, modrá – laterální oblast

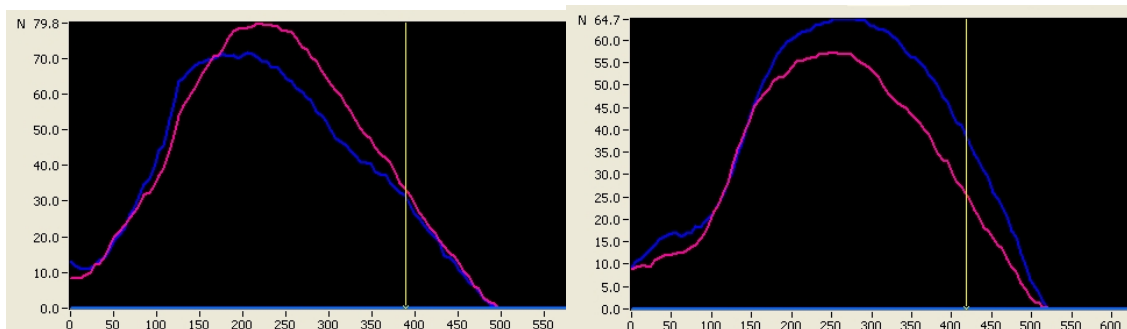
Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku levou dolní končetinou v mediálním regionu levé paty 78,9 N, v laterálním pak 67,3 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 11,6 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 91,1 N, v laterálním regionu 94,4 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 3,3 N.

5.3.7 Proband T. L. – krok pravou dolní končetinou



Obr. č. 14: Proband T. L. Silový otisk chodidla do podložky v iniciační fázi chůze – krok pravou dolní končetinou. Dvojice vlevo situace při došlapu bez tapu, vpravo situace s aplikovaným tapem.

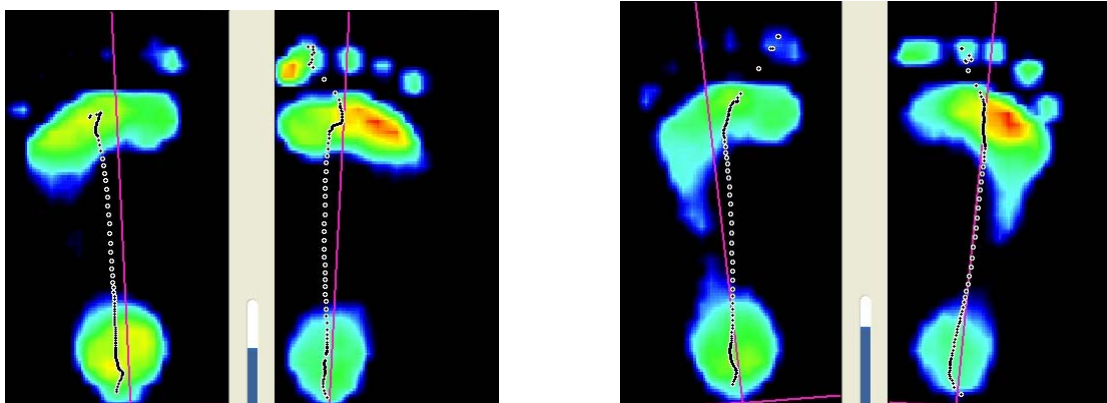
V porovnání se stavem bez tapu dochází k přesunu maximálních hodnot v oblasti předonoží, a to z regionu hlaviček druhého až čtvrtého metatarsu do oblasti metatarsofalangeálního kloubu palce. Je zřejmý pokles zatížení paty. Oproti otisku došlapu bez tapu je v tomto případě při došlapu s aplikovaným tapem zredukováno zatížení středonoží.



Obr. č. 15: Proband T. L. Grafické znázornění vývoje tlakové síly v regionu pravé paty v iniciační fázi chůze při kroku pravou dolní končetinou. Vpravo stav po aplikaci tapu. Růžová – mediální oblast, modrá – laterální oblast

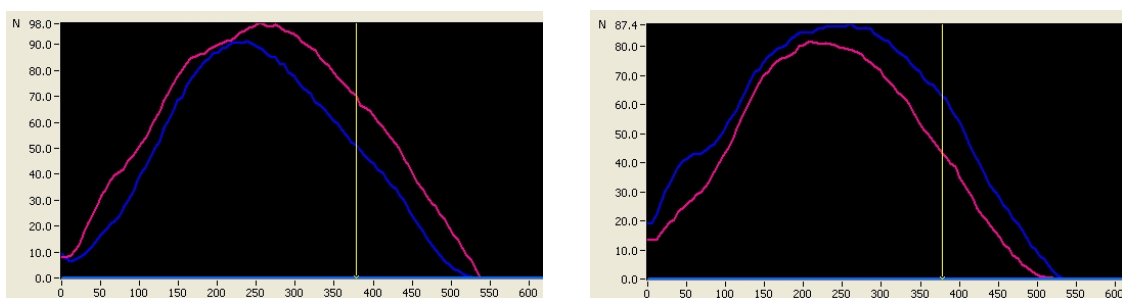
Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při nakročení pravou dolní končetinou v mediálním regionu pravé paty 79,8 N, v laterálním pak 71,6 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 8,2 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 57,1 N, v laterálním regionu 64,7 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 7,6 N.

5.3.8 Proband T. L. – krok levou dolní končetinou



Obr. č. 16: Proband T. L. Silový otisk chodidla do podložky v iniciační fázi chůze – krok levou dolní končetinou. Dvojice vlevo situace při došlapu bez tapu, dvojice vpravo situace s aplikovaným tapem.

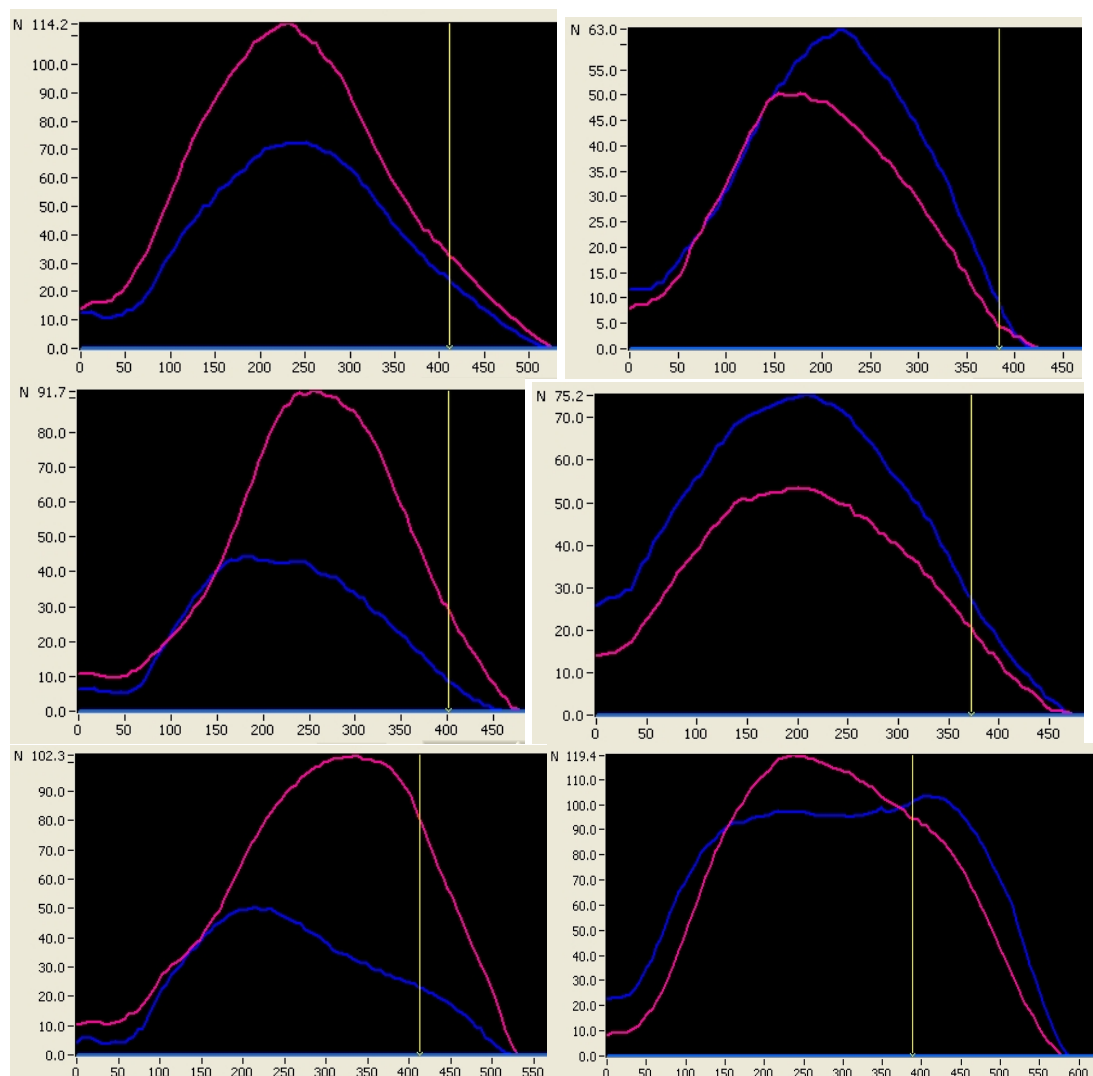
Při došlapu s aplikovaným tapem došlo k přesunu zatížení do středonoží se zřetelným snížením zatížení v oblasti paty a hlaviček třetího a čtvrtého metatarsu.



Obr. č. 17: Proband T. L. Grafické znázornění vývoje tlakové síly v regionu levé paty v iniciační fázi chůze krok levou dolní končetinou. Vpravo na obrázku stav s tapem. Růžová – mediální oblast, modrá – laterální oblast

Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při nakročení levou dolní končetinou v mediálním regionu levé paty 98 N, v laterálním pak 91,1 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 6,9 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 81,5 N, v laterálním regionu 87,4 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 5,9 N.

5.4. Obraz intraindividuální stability charakteru změn tlakové síly v regionu paty



Obr. č. 18: Tlaková síla pod pravou patou krok 1. – 3. Vlevo stav před aplikací tapu, vpravo stav s aplikovaným tapem. Mediální region růžová, laterální region modrá

Tab. č. 9: Proband K. P. Srovnání maximálních hodnot tlakové síly v mediální a laterální části paty při došlapu v iniciační fázi krokového cyklu a rozdíl mezi mediálním a laterálním regionem paty před aplikací tapu a s aplikovaným tapem

Krok pravou - pravá pata						
	Mediální region před [N]	Mediální region tape [N]	Laterální region před [N]	Laterální region tape [N]	Rozdíl mediální – laterální region před [N]	Rozdíl mediální – laterální region tape [N]
Vykročení I	114,2	50,5	72,6	63	41,6	-12,3
Vykročení II	91,7	53,5	44,2	75,2	47,5	-21,7
Vykročení III	102,3	119,4	50,2	103,3	52,1	16,1
Směrodatná odchylka	9,2	31,8	12,2	16,9	4,3	16,1
Průměr	102,7	74,5	55,6	80,5	47,1	-6

Hypotéza č. 1., ve znění: Aplikace tapu na nohu a distální část bérce zvýší exkurze a celkovou dráhu CoP probanda ve statickém stoji vzhledem k předpokládané snížené senzitivní aferenci vlivem aplikace tapu se nepotvrdila.

U tří ze čtyř probandů došlo ke zkrácení celkové dráhy CoP ve většině testů. To je opačný trend než předpokládala hypotéza.

Potvrdila se hypotéza č. 2., tedy že aplikace tapu na nohu a distální část bérce způsobí dynamické změny v rozložení tlakové síly při došlapu. U všech probandů došlo k snížení rozdílu mezi mediálním a laterálním regionem paty. Tlaková síla v mediálním regionu paty klesala, rostla tlaková síla v laterálním regionu.

Dle silového otisku u testovaných osob, u nichž chybělo při došlapu v iniciační fázi krokového cyklu před aplikací tapu zatížení středonoží, dochází při došlapu s aplikovaným tapem k rozšíření zatížení do středonoží. Opačný jev byl pozorován v případě, že středonoží bylo při došlapu bez tapu zatížené.

6 DISKUZE

V prezentované studii bylo zkoumáno, jak ovlivní aplikace tapu na dolní končetinu lidské tělo, jeho statické a dynamické funkce. Pro měření statických funkcí byly zvoleny testy posturální stability (Kapteyn, 1983), pro dynamické funkce bylo vybráno měření tlakové síly pod patou při došlapu v iniciační fázi krokového cyklu. Byla srovnána situace před aplikací tapu a s aplikovaným tapem.

6.1 Diskuze změn CoP

Na základě studia odborné literatury a praktických zkušeností byla testována hypotéza: Aplikace tapu na nohu a distální část bérce zhorší stabilitu probanda ve statickém stoji vzhledem ke snížené senzitivní aferenci. Ve studii byly hodnoceny tyto parametry CoP: delta X – maximální výchylka v pravolevém směru, delta Y – maximální výchylka v předozadním směru a TTW – celková dráha, která je důležitým parametrem pro posouzení posturální stability probanda.

Výsledky testů CoP před intervencí – tj. aplikací tapu u jednotlivých probandů odpovídají předpokladu, že s rostoucí obtížností jednotlivých testů poroste velikost celkové výchylky jak v pravolevém (delta X), tak v předozadním směru (delta Y). Současně s nárůstem obtížnosti stoupá i celková dráha.

Po aplikaci tapu v naprosté většině testů klesla celková dráha ve srovnání s hodnotami bez tapu. To odpovídá nižší exkurzibilitě CoP testované osoby. Dle tohoto parametru tedy nedošlo k zhoršení stability probanda. Lze uvažovat o výsledku taktilní stimulace kožních receptorů aplikovaným tapem nebo o změnách v postavení jednotlivých kloubů, které tape překrývá. Tyto faktory by mohly substituovat tapingem omezený vjem z interakce chodidla s podložkou.

6.1.1 Změny CoP u jednotlivých probandů

U testované osoby M. H. je ve většině případů po aplikaci tapu zřejmé zvýšení exkurze CoP v pravolevém a předozadním směru, zároveň však u většiny testů dochází k poklesu celkové dráhy. Z hlediska zvýšení stranové a předozadní exkurzibility jde pouze o lokální jev během třiceti sekundového intervalu testu, protože zároveň klesá

TTW. Možnou příčinou zvýšení hodnot delta X, Y může být omezená senzitivní aference z chodidla. Následkem nedostatku senzitivní aference je zkrácen časový interval pro posturální korekci, která je v důsledku těchto jevů nedostatečná a projeví se zvýšením hodnot maximálních výchylek delta X, Y. Pokles celkové dráhy CoP vyšetřované osoby ve většině jednotlivých testů vyrací hypotézu H1.

Proband T. L. Podle naměřených hodnot uvedených v tabulce č. 3 roste s nárůstem obtížnosti jednotlivých testů celková výchylka v pravolevém (delta X) a v předozadním směru (delta Y). Spolu s obtížností roste i celková dráha. Po aplikaci tapu došlo k snížení hodnot delta Y ve stoji jak na pravé, tak na levé dolní končetině.

Proband K.P. Podle naměřených hodnot uvedených v tabulce č. 4 roste s nárůstem obtížnosti jednotlivých testů celková výchylka v pravolevém (delta X) a v předozadním směru (delta Y). Spolu s obtížností roste i celková dráha. Výjimku v tomto postupném nárůstu tvoří celková dráha při testování úzkého stoje s otevřenými očima. Ve většině případů po aplikaci tapu roste celková výchylka v pravolevém i v předozadním směru. Současně v naprosté většině testů dochází po aplikaci tapu k poklesu TTW ve srovnání s výsledky ve stejných pozicích před tapem. Na tomto podkladě lze označit nárůst delta X, Y za lokální jev v průběhu testu, důvodem zvýšení hodnot delta X, Y může být snížení senzitivní aference.

Snížení celkové dráhy CoP v jednotlivých testech po aplikaci tapu vyjadřuje sníženou exkurzibilitu CoP a vyvrací hypotézu H1.

Vybrané výsledky testů CoP u probanda B. S. před intervencí – tj. aplikací tapu odpovídají předpokladu, že s rostoucí obtížností jednotlivých testů poroste velikost celkové výchylky jak v pravolevém (delta X), tak v předozadním směru (delta Y). Současně s nárůstem obtížnosti stoupá i celková dráha. U této testované osoby po aplikaci tapu klesá hodnota delta X při testování úzkého stoje i úzkého stoje se zavřenými očima. Hodnota delta Y klesla u širokého stoje zavřených očí a úzkého stoje otevřených očí. V těchto případech byla celková výchylka v předozadním směru po aplikaci tapu nižší než při širokém stoji otevřených očí, tedy v nejméně náročné pozici. Po aplikaci tapu vykázala hodnota TTW pokles ve srovnání s hodnotami bez tapu.

Hypotéza H1, tedy že aplikace tapu na nohu a distální část bérce zvýší exkurze a celkovou dráhu CoP probanda ve statickém stoji vzhledem k předpokládané snížené senzitivní aferenci vlivem aplikace tapu se nepotvrdila. U tří ze čtyř probandů došlo po aplikaci tapingu k snížení celkové dráhy CoP v porovnání s hodnotami ve stejných testech bez tapu.

6.2 Diskuze k výsledkům týkajících chůze

U jednotlivých probandů bylo vyhodnocováno rozložení tlaku chodidla a maximální hodnota tlakové síly v mediálním a laterálním regionu paty při došlapu. Porovnána byla situace před aplikací tapu se situací s aplikovaným tapem.

Ve snaze minimalizovat individuální rozdíly v charakteru chůze jako jsou různá rychlost, frekvence kroků, délka kroku atd., byly zvolené parametry vyhodnocovány z došlapu po prvním kroku a ze stejného důvodu byly pro hodnocení dynamických změn tlakové síly zvoleny regiony paty.

6.2.1 Proband K. P. - změny zatížení chodidla a vývoj tlakové síly v regionu paty

U probanda K. P. je po aplikaci tapu na silovém otisku chodidla při kroku pravou dolní končetinou zřejmé rozšíření distribuce tlaku na středonoží v porovnání se situací před tapem. S aplikovaným tapem chybí při došlapu zatížení v oblasti hlavičky prvního metatarsu, naopak pod hlavičkou druhého a třetího metatarsu došlo k nárůstu zatížení dle obrazu tlakového otisku.

S aplikovaným tapem se snížil rozdíl mezi mediálním a laterálním regionem paty. Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku pravou dolní končetinou v mediálním regionu pravé paty 91,7 N, v laterálním 44,2 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 47,5 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 53,5 N, v laterálním regionu 75,2 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 19,9 N s převahou laterální složky. Rovněž při kroku levou dolní končetinou je během došlapu u téhož probanda přítomno rozšíření zatížení na středonoží.

Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku levou dolní končetinou v mediálním regionu levé paty 68,6 N, v laterálním pak 22,7 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 40,9 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 48,8 N, v laterálním regionu 51,5 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 2,7 N s převahou laterální složky. Došlo k poklesu celkového zatížení paty při došlapu. Může jít o souvislost s již uvedeným rozšířením zatížení do středonoží.

6.2.2 Proband B. S. - změny zatížení chodidla a vývoj tlakové síly v regionu paty

S aplikovaným tapem dochází u probanda B.S. při kroku pravou dolní končetinou k distribuci zatížení do středonoží, jež bylo před aplikací tapu ze zátěže vynecháno. Snížilo se lokální přetížení v oblasti hlavičky druhého a třetího metatarsu.

Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při nakročení pravou dolní končetinou v mediálním regionu pravé paty 43,2 N, v laterálním pak 59,7 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 16,5 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 61,4 N, v laterálním regionu 58,1 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 3,3 N. Snížilo se celkové zatížení paty v porovnání se stavem bez tapu. V rozložení tlakové síly zůstala převaha mediální složky.

U téže testované osoby při kroku levou dolní končetinou došlo k zmenšení oblasti zatížení ve středonoží, které bylo na rozdíl od kroku pravou přítomno již před aplikací tapu. Na tlakovém otisku levého chodidla bylo patrné zapojení prstců do došlapu. Na podkladě toho se celková plocha zatížení po aplikaci tapu zvětšila. Za důsledek těchto změn lze považovat snížení celkového zatížení oblasti paty.

Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku levou dolní končetinou v mediálním regionu levé paty 84,1 N, v laterálním pak 59,4 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 24,7 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 42,2 N, v laterálním regionu 57,7 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 15,5 N. Po aplikaci tapu převažovala laterální složka.

6.2.3 Proband M. H. - změny zatížení chodidla a vývoj tlakové síly v regionu paty

V případě probanda M. H. bylo při kroku pravou dolní končetinou na silovém otisku po aplikaci tapu přítomné rozložení zatížení do středonoží a zúžení zóny zatížení pod patou. Současně došlo k poklesu tlakové síly pod patou ve srovnání se situací bez tapu

Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly během došlapu při kroku pravou dolní končetinou v mediálním regionu pravé paty 87,4 N, v laterálním pak 78,9 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 8,5 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 39,6 N, v laterálním regionu 38,9 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 0,7 N.

U téhož probanda při kroku levou dolní končetinou s aplikovaným tapem chybělo zatížení ve středonoží, oproti situaci bez tapu, kdy zatížení středonoží bylo přítomné. V oblasti paty se po aplikaci tapu zvýšila celková tlaková síla, rozdíl mezi mediálním a laterálním regionem se zmenšil. Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při kroku levou dolní končetinou v mediálním regionu levé paty 78,9 N, v laterálním pak 67,3 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 11,6 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 91,1 N, v laterálním regionu 94,4 N. Rozdíl mezi regiony s aplikovaným tapem činil 3,3 N.

6.2.4 Proband T. L. - změny zatížení chodidla a vývoj tlakové síly v regionu paty

U testované osoby T. L. dochází v porovnání se stavem bez tapu k přesunu maximálních hodnot v oblasti předonoží, a to z regionu hlaviček druhého až čtvrtého metatarsu do oblasti metatarsofalangeálního kloubu palce. Je zřejmý pokles zatížení paty. Oproti otisku došlapu bez tapu bylo v tomto případě při došlapu s aplikovaným tapem zredukováno zatížení středonoží. Před aplikací tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při nakročení pravou dolní končetinou v mediálním regionu pravé paty 79,8 N, v laterálním pak 71,6 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 8,2 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnily takto: V mediálním regionu 57,1 N, v laterálním regionu 64,7 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil

na 7,6 N ve prospěch laterální složky, dominantní je však pokles celkového zatížení paty při došlapu.

Z hlediska možných obtíží spojených s lokálním přetížením oblasti hlaviček druhého a třetího metatarsu se jeví pokles zatížení v tomto regionu a naopak nárůst v oblasti hlavičky prvního metatarsu jako přínosná změna v prevenci poruch typu Mortonovy neuralgie.

Dominantní dynamickou změnou u těžce testované osoby při kroku levou dolní končetinou v iniciační fázi krokového cyklu je změna rozložení tlakové síly v mediálním a laterálním regionu paty ve prospěch laterální složky po aplikaci tapu. Hodnoty tlakové síly při došlapu v jednotlivých regionech paty se měnily takto: bez tapu byla maximální hodnota tlakové síly v iniciační fázi krokového cyklu při nakročení levou dolní končetinou v mediálním regionu levé paty 98 N, v laterálním pak 91,1 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi oběma regiony byl 6,9 N. Po aplikaci tapu se tyto maximální hodnoty změnilo takto: V mediálním regionu 81,5 N, v laterálním regionu 87,4 N. Rozdíl maximálních hodnot tlakové síly mezi mediálním a laterálním regionem se snížil na 5,9 N.

6.3 Výsledky v kontextu citovaných studií

Podobně jako u práce Vicenzina et al. (2007) byly i v této studii zkoumány změny tlakové síly v určených regionech chodidla za dynamických podmínek a výsledky předkládané práce potvrzují závěry Vicenzina et al. (2007) a Langeho et al. (2004), kteří ve svých studiích rovněž popisují pokles tlakové síly v mediálním regionu zánoží a nárůst v laterálním regionu po aplikaci augmented low – Dye, resp. low – Dye tapu, budeme – li termín „zánoží“ považovat za ekvivalent pro patu. Na základě prezentovaných výsledků se taping jeví jako možná intervence vedoucí ke korekci valgózního postavení paty testovaných probandů. Otázkou zůstává kdy se o potenciální korekci valgózního postavení snažit. Bude – li stav kompenzován v rámci celotělového schématu, může být jednostranná snaha redukovat valgozitu paty kontraproduktivní. Valgózní postavení paty se často vyskytuje v kombinaci s poklesem podélné mediální klenby nohy. Lateralizace zatížení paty při došlapu s aplikovaným tapem může redukovat pokles podélné klenby. I zde může být za určitých okolností omezení tohoto

poklesu nežádoucí. Například dochází – li k takové změně coby vedlejšímu efektu při tapingu v rámci konzervativní léčby traumatu hlezna.

U testovaných osob bylo na silovém otisku došlapu při prvním kroku krokového cyklu zřejmé, že při došlapu s aplikovaným tapem došlo k rozložení zatížení do středonoží a to v případě, že v tomto regionu před aplikací chybělo. Tento trend rozložení zatížení do větší plochy může působit pokles případného lokálního přetížení. Ve stejném smyslu lze chápat význam snížení rozdílu mezi mediálním a laterálním regionem paty.

Opačný jev pozorujeme v případě, že středonoží bylo při došlapu bez tapu zatížené. V tomto případě aplikace tapu zatížení středonoží redukuje. Tyto poznatky vedou k závěru, že předpokladem rozšíření plochy zátěže do oblasti středonoží je nadměrná subtalární pronace, kdy při aspekci během došlapu pozorujeme propad vnitřního kotníku a subtalárního kloubu mediálně a mediální regiony chodidla jsou zatěžovány více než laterální. V tom případě dominuje antipronační efekt, pronace v subtalárním kloubu je tapem omezena a část zatížení spočívá na středonoží. Naopak je-li středonoží zatíženo primárně, aplikovaný tape má tendenci jej nadzvedávat a snižovat jeho zatížení. Pro důkaz těchto tvrzení by bylo nutné porovnat efekt stejného tapu aplikovaného u skupiny probandů s nadměrnou pronací a stejně velké skupiny osob se supinací nebo neutrálním postavením v subtalárním kloubu. Pro validitu výzkumu by byla nutná antropometrická homogenita skupiny v předem definovaném rozmezí.

Simoneau et al. (1997) ve své studii uvádí zvýšení schopnosti percepce pohybu o malých úhlových rychlostech u pasivního pohybu v kloubu provedeného v odlehčení. V zatížení se dle autorů tato změna neprojevila. Na podkladě srovnání hodnot TTW v jednotlivých testech dynamiky CoP lze říci, že aplikace tapu snížila TTW CoP a neměla tedy nepříznivý dopad na stabilitu vzpřímené polohy těla ve vertikále. Tape aplikovaný dle charakteristik uvedených v metodické části nemá negativní vliv na propiocepci.

6.4 Diskuze faktorů ovlivňujících výsledky měření

Výsledky měření jsou nepochybně ovlivňovány individuálními rozdíly v chůzi ve smyslu frekvence kroků, rychlosti a individuální koordinace probanda. Výběr měření došlapu prvního kroku v iniciační fázi krokového cyklu zajišťuje jistou míru homogenity provedení u jednotlivých probandů.

Problematickou oblastí je samotný způsob aplikace. Je možné diskutovat rozdílné přiložení tapu, individuální antropometrické charakteristiky probanda i běžné anatomické odlišnosti. Výběrem homogenního souboru probandů (věk, pohlaví, antropometrie, typ pohybové zátěže, atd.) lze tyto faktory minimalizovat. Podstatnou roli v efektu tapingu hraje použitý materiál a jeho fyzikální vlastnosti. Proto lze očekávat u použití různých materiálů různé výsledky.

V souvislosti s testováním došlapu a zejména při testech dynamiky CoP se projevuje psychický stav a motivace pacienta. Nervozita může způsobit zhoršení koordinace nebo změněnou kvalitu dýchání. Výsledkem může být negativní dopad na individuální výsledky pacienta. Véle (2006) uvádí vliv dýchacích pohybů na udržování polohy. Vzhledem citlivosti měření na 0,1 milimetru, jež byla ve studii použita, je pravděpodobné, že se změny dechového stereotypu se mohou promítnout do výsledných hodnot.

Stanovení dynamických podmínek a parametrů zatížení vzhledem k individuálním rozdílům probandů jak ve smyslu antropometrickém, tak například výkonnostním, představuje problematickou oblast. Řešení této problematiky je předpokladem objektivního testování efektu tapingu po absolvované zátěži. Výzkum v této oblasti by představoval přínos především v rovině praktické. V této práci je testován efekt bezprostřední, stejně je tomu i u dalších autorů.

7 ZÁVĚR A DOPORUČENÍ

Předkládaná studie se zabývá hodnocením změn CoP po aplikaci tapu na nohu a distální bérec způsobem podle Handla, Davis (2004) a dále změnami tlakové síly při došlapu v iniciační fázi krokového cyklu vyvolanými touto intervencí. Tape byl aplikován současně na pravou i levou dolní končetinu.

Níže uvedené závěry prezentované studie jsou platné pro každého testovaného probanda zvlášť, případně vykazují určitý trend v rámci testovaného souboru. Výsledky jsou platné pouze pro daný druh intervence a způsob testování, za předpokladu, že u všech probandů bude proveden stejný způsob aplikace a použit stejný materiál. Charakteristika výběru probandů a provedení intervence je popsány v metodologické části.

Závěry této práce lze vztáhnout pouze na probandy, kteří se zúčastnili této studie. Dále mohou být použity pro další výzkum v této oblasti, avšak zejména vzhledem k malému počtu probandů nelze vyvozené závěry zobecňovat.

Aplikace tapu dle Handla, Davis změnila velikost a rozložení tlakové síly v regionu paty. Ve většině případů se snížil rozdíl mezi mediálním a laterálním regionem paty ve srovnání s hodnotami před aplikací tapingu. Snížení rozdílu mezi oběma regiony paty může být terapeuticky využito k řešení lokální přetížení. Stejným způsobem je možné interpretovat i rozšíření zátěže při došlapu na středonoží. Přesun maximálních hodnot tlakové síly v mediálním a laterálním regionu paty při došlapu ve prospěch laterální složky představuje možnost terapeutické intervence u valgózního postavení paty.

K použití tapingu, jako k léčebnému či preventivnímu prostředku v problematice řešení poruch nohy, resp. celé pohybové soustavy je nutné přistupovat individuálně na podkladě kineziologického rozboru pacienta. Zvláště po prvním aplikování je nutné zhodnotit efekt této intervence v rámci celotělového schématu. Jak ukázaly výsledky u testovaných osob, výsledný efekt na rozložení zatížení chodidla a hodnoty tlakové síly závisí na strukturálně – funkčním charakteru oblasti, na níž je tape aplikován.

Analýza změn zatížení ukázala, že tape aplikovaný na nohu se sklonem k lokálnímu přetížení, kde při došlapu bez tapu nebylo přítomné zatížení ve středonoží způsobí rozšíření zatížení právě do oblasti předonoží. Toho lze využít terapii nebo k prevenci lokálního přetížení, které vede k rozvoji dalších funkčních i strukturálních

poruch. Je však nutné upozornit, že aplikace tapu na nohu, kde bylo od počátku středonoží zatíženo, působí tape redukcí zátěže v této lokalizaci.

Výsledky testování změn CoP nepotvrdily zhoršení stabilizace polohy těla v prostoru. U většiny probandů docházelo s postupným růstem obtížnosti testů k zvyšování hodnot celkové výchylky CoP a celkové dráhy jak v pravolevém, tak v předozadním směru, zvyšovala se i celková dráha. CoP. Ve většině případů po aplikaci tapu docházelo u téhož testu současně k zvýšení hodnot celkové výchylky a poklesu celkové dráhy. Právě na základě poklesu celkové dráhy lze zvýšení celkové výchylky označit jako lokální jev, snad na podkladě přechodně snížené senzitivní aference z chodidla. Podkladem pro snížení dráhy CoP, a tedy zlepšení výsledků u probandů v jednotlivých testech, může být zlepšení proprioceptivní aference způsobené zvýšenou stimulací receptorů aplikovaným materiálem.

Předmětem dalšího výzkumu může být sledování efektu tapingu na statické a dynamické funkce lidského organismu po zátěži či v průběhu trvání zátěže. Předpokladem je stanovení způsobu zatížení jednotlivých probandů, kteří se mohou lišit výkonností, individuálními schopnostmi i v rámci jednoho souboru, který bude zároveň homogenní ohledně věku, pohlaví a oblasti výběru probandů. Výzkum zaměřený tímto směrem může být dále zúročen v praktickém použití tapingu.

8 SEZNAM LITERATURY

- Ambler, Z. *Neurologie pro studenty lékařské fakulty*. 4. vyd. Praha: Karolinum, 2002. 299 s. ISBN 80-246-0080-3
- Borovanský, L. et al. *Soustavná anatomie člověka. díl I*. 5. vyd. Praha: Avicenum, 1976. 584 s.
- Dylevský, I. *Obecná kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7
- Flandera, S. *Tejpování. Prevence poruch pohybového aparátu. Příručka pro maséry a fyzioterapeuty*. 2. vyd. Olomouc: Poznání, 2006. 97 s. ISBN 80-86606-47-3
- Greenhalgh, T. *Jak pracovat s vědeckou publikací. Základy medicíny založené na důkazu*. Přel. V. Janout, M. Horčíčka. 1. vyd. Praha: Grada, 2003. 208 s. Přel. z: How to Read a Paper – The basics of evidence based medicine. ISBN 80-247-0310-6
- Gross, JM., Fetto, J., Rosen, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Přel. J. Vacek, M. Zemanová. 1. vyd. Praha: Triton, 2005. 599 s. Přel. z: Musculoskeletal Examination, 2nd Edition. ISBN 80-7254-720-8
- Handl, M., Davis, C. 1. vyd. *Taping – prevence a léčba sportovních úrazů*. Praha: Muskuloskeletální institut, 2004. 84 s. ISBN 80-903460-0-6
- Kapteyn, T.S., Bles, W., Njikiktjien, C.J., Koodde, L., C.H., M. AND MOL, J.M.F. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*. 1983, vol. 24, s. 321-326
- Klementa, J. *Somatometrie nohy. Frekvence některých vad z hlediska praktického využití v lékařství, školství a ergonomii*. Praha: SPN, 1988. 228 s. ISBN 14-045-88
- Kolář, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1.vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1
- Koudela, K. a kol. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2004. 281 s. ISBN 80-246-0654-2
- Kubát, R. *Ortopedie dětského věku*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1982. 317 s. ISBN 08-047-82
- Mathieson, I., Upton, D., Prior, TD. Examining the Validity of Selected Measures of Foot Type. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. roč. 94, 2004, č. 3, ISSN 275-281
- Nielsen, RG., Rathleff, MS., Simonsen, OH., Langberg, H. Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and

tender. *Journal of Foot and Ankle Research*. [on line]. 2009. č. 2. [cit. 30. leden 2010]. dostupné na: <<http://www.jfootankleres.com/content/2/1/12>>

Nigg, BM. The Role of Impact forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clinical Journal of Sports Medicine*. [online]. 2001. roč. 11. č.1. [cit. 31. leden 2010]. dostupné na:
<http://journals.lww.com/cjsportsmed/Abstract/2001/01000/The_Role_of_Impact_Forces_and_Foot_Pronation__A.2.aspx>

O'Sullivan, K., Norelee, K., O'Neill, E., Mhainin, UN. The effect of low-dye taping on rear foot motion and plantar pressure during the stance phase of gait. *BMC Musculoskeletal Disorders*. [on line]. 2008. [cit. 7. únor 2010]. dostupné na:
<<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/111>>

Pilný, J. a kol. *Prevence úrazů pro sportovce*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 104 s. ISBN 978-80-247-1675-6

Popelka, S. Deformity nohou. In Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D., aj. *Základy ortopedie*. 1. vyd. Praha: Triton, 2001. 175 s. ISBN 80-7254-202-8

Rothbart, BA. Medial column foot systems: an innovative tool for improving posture. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2002. roč. 6. č. 1. [cit. 10. únor 2010]. dostupné na: <<http://www.posturedyn.com/docs/rothbart.pdf>>

Simoneau, GG., Degner, RM., Kramper, CA., Kittleson, KH. Changes in Ankle Joint Proprioception Resulting From Strips of Athletic Tape Applied Over the Skin. *Journal of Athletic Training*. [on line]. 1997. roč. 32. č. 2. [cit. 31. leden 2010]. dostupné na:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1319817/?tool=pubmed>>

Stovitz, DS., Coetzee, JC. Hyperpronation and foot pain. *The Physicians and Sport Medicine*. [online]. 2004. roč. 32, č. 8. [cit. 7. únor 2010]. dostupné na:
<<http://www.ithaca.edu/hshp/ess/AT/Articles%20&%20Documents/SMAT%20Journal%20Articles/LE%20Injuries%20Eval/Hyperpronation%20and%20Foot%20Pain.PDF>>

Travellová, JG., Simmons, DG. *Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. 2. vyd. London: Williams & Wilkins, 1992. 607 s. ISBN 0-683-08367-8

Vařeka, I., Vařeková, R., Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*., roč. 10, 2003, č. 3, s. 94-102. ISSN 1211-2658

Vařeka, I. Pronace/everze v subtalárním kloubu vyvolaná flexí v kolenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*., roč. 11, 2004, č. 4, s. 163-168. ISSN 1211-2658

Vařeka I., Vařeková R. Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. roč. 12, 2005, č. 4, s. 156 – 166. ISSN 1211-2658

Vařeka, I., Vařeková, R., The height of the longitudinal foot arch assessed by Chippaux-Šmiřák index in the compensated and uncompensated foot types according to Root. *Acta Univ. Palacki. Olomouc., Gymn.*, 2008, č. 1

Véle, F. *Obecná kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-2754-837-9
Vicenzino B. Foot orthotics in the treatment of lower limb conditions: a musculoskeletal physiotherapy perspective. *Manual Therapy*. [on line]. 2004. roč. 9. č. 4. [cit. 31. leden 2010]. dostupné na: <<http://academic.regis.edu/clinicaleducation/pdfs/Vicenzino.pdf>>

Vicenzino, B. Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *British Journal of Sports Medicine*. [online]. 2005. roč. 39. [cit. 7. únor 2010]. dostupné na:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1725092/pdf/v039p00939.pdf>>

Vicenzino, B., McPoil, T., Buckland, S. Plantar Foot Pressures After the Augmented Low-Dye Taping Technique. *Journal of Athletic Training*. [on line]. 2007. roč. 42. č. 3. [cit. 7. únor 2010.] dostupné na:
<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1978458/>>

Zemková, E. Posturografia jako súčasť funkčnej diagnostiky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství Medicina Sportiva Bohemica & Slovaca.*, roč. 18, 2009, č. 1, s. 2 - 15. ISSN 1210-5481