

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**VLIV SENZOMOTORICKÝCH STÉLEK NA KINEMATICKÉ
PARAMETRY NOHY**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Zuzana Spitzerová, Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Klein

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Bc. Zuzana Spitzerová

Název diplomové práce: Vliv senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy

Pracoviště: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Tomáš Klein

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt: Tato diplomová práce se zabývá vlivem senzomotorických stélek na kinematické parametry tarzometatarzálního komplexu vůči zánoží při chůzi u asymptomatických dospělých osob. Do výzkumu bylo zařazeno 13 probandů (z toho 6 žen a 7 mužů) ve věku $20,2 \pm 1,1$ let. Jedinci absolvovali měření, při kterém byly zjišťovány kinematické parametry nohy při chůzi se základní stélkou, poté s mediální patní pelotou (CM), retrokapitální pelotou vyvýšenou laterálně (RL) a kombinací obou (CMRL). Měření proběhlo pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie).

Z výsledků vyplývá, že chůze s mediální patní pelotou snížila ve frontální rovině maximální hodnotu inverze a zvýšila maximální hodnotu everze. Chůze s retrokapitální pelotou vyvýšenou laterálně statisticky významně snížila v sagitální rovině maximální hodnotu plantární flexe a naopak zvýšila maximální hodnotu dorzální flexe, ve frontální rovině zvýšila maximální hodnotu inverze a zvýšila rozsah celého pohybu a v rovině transverzální snížila maximální hodnotu addukce a snížila rozsah celého pohybu. Chůze s kombinací mediální patní peloty a retrokapitální peloty vyvýšené laterálně statisticky významně ve frontální rovině zvýšila maximální hodnotu everze a zvýšila rozsah celého pohybu a v transverzální rovině snížila rozsah celého pohybu.

Klíčová slova: senzomotorické stélky, noha, tarzometatarzální komplex, zánoží, kinematika, chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Zuzana Spitzerová

Title of the thesis: Effect of sensorimotor insoles on the kinematic parameters of the foot segments

Site: Palacky University Olomouc, Faculty of Physical Culture, Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Tomáš Klein

The year of presentation: 2020

Abstract: This master thesis explores the effect of sensorimotor insoles on the kinematics of the tarsal-metatarsal complex relative to the rearfoot in asymptomatic adults. The research involved 13 participants (6 females and 7 males) aged 20.2 ± 1.1 years. The participants underwent measurements to determine the kinematics of the foot during gait with a basic insole, a medial heel bar (CM), a retrocapital bar with lateral elevation (RL), and a combination of both (CMRL). Measurements were performed using the Vicon Vantage kinematic system (Vicon Motion Systems, London, UK).

The results show that CM significantly decreased the peak inversion and increased the peak eversion during the stance phase. RL significantly reduced the plantar flexion, and increased the extension; increased the inversion, increased the range of motion in frontal plane; decreased the adduction, and decreased the range of motion in transverse plane during the stance phase. CMRL significantly increased the eversion, increased the range of motion in frontal plane and decreased the range of motion in the transverse plane.

Keywords: sensorimotor insoles, foot, midfoot, hindfoot, kinematics, gait

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Tomáše Kleina, že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 2020

.....

Děkuji Mgr. Tomášovi Kleinovi za vstřícnost, cenné rady a návrhy při zpracování mé diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Lence Murínové za asistenci při měření a následné zpracování dat. Poděkování patří i všem probandům, kteří se ochotně zúčastnili měření.

OBSAH

1 Úvod	10
2 Přehled současných poznatků.....	11
2.1 Noha.....	11
2.1.1 Funkční anatomie a kineziologie.....	11
2.1.2 Klenba nohy.....	13
2.1.3 Typologie nohy.....	15
2.1.4 Deformity nohy.	20
2.2 Chůze.....	23
2.2.2 Dělení chůzového cyklu.	23
2.2.3 Fáze chůzového cyklu.	25
2.2.4 Kinematika nohy při chůzi.	26
2.3 Kalceotika	27
2.3.1 Funkční ortézování.	27
2.3.2 Ortopedické vložky.	28
2.3.3 Senzomotorické stélky.....	29
2.3.4 Efekt a princip fungování vložek.	33
2.3.5 Indikace.	34
2.3.5 Vhodná obuv.	35
2.4 Senzomotorický systém	36
2.5 Kinematická analýza pohybu	37
2.5.1 Oxford foot model	38
3 Cíle a výzkumné otázky.....	39
3.1 Hlavní cíl.....	39
3.3 Výzkumné otázky.....	39
4 Metodika	40
4.1 Charakteristika výzkumného souboru.....	40
4.2 Organizace sběru dat	40
4.2.1 Vstupní vyšetření.....	40

4.2.2 Příprava na měření.....	41
4.2.3 Postup při měření.....	41
4.2.4 Analýza a statistické zpracování dat.....	41
5 Výsledky.....	43
5.1 Porovnání výsledků chůze bez pelot s chůzí s mediálními patní pelotami (CM) .	44
5.2 Porovnání výsledků chůze bez pelot s chůzí s retrokapitálními pelotami vyvýšených laterálně (RL)	47
5.3 Porovnání výsledků při chůzi bez pelot s chůzí s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot zvýšených laterálně (CMRL).....	50
6 Diskuze.....	53
7 Závěr	59
8 Souhrn.....	60
9 Summary.....	61
10 Referenční seznam	62
11 Přílohy.....	73

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

6 DOF – šest stupňů volnosti (six degrees of freedom)

CM – mediální patní pelota

CMRL – kombinace mediální patní peloty a retrokapitální peloty vyvýšené laterálně

COP – místo působení vektoru reakční síly podložky (centre of pressure)

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

RL – retrokapitální pelota vyvýšená laterálně

ROM – rozsah pohybu (range of motion)

SM stélka – senzomotorická stélka

STJ – subtalární kloub (subtalar joint)

TMT – tarzometatarzální

1 Úvod

V dnešní době je lidská noha stále více diskutovaným tématem, souvisí to především s velkým množstvím deformit a na to nasedajících bolestí. Tato problematika je téměř nezávislá na věku, pohlaví či sedavém nebo aktivním způsobu života a postihuje opravdu širokou škálu populace.

Klasické prefabrikované ortopedické vložky nezohledňují individuální tvar nohy a potřeby jedince a nejsou proto vhodné pro korekci všech patologií. Pasivní podložení podélné klenby může mít z krátkodobého hlediska ulevující efekt, avšak z hlediska dlouhodobého může spíše uškodit. Svaly nohy, které se podílí na udržení podélné klenby nemají důvod k aktivaci, protože klenbu podpírá stélka, začnou tedy ochabovat. Senzomotorické stélky fungují na jiném principu. Umístěné speciální prvky (peloty) působí tlakem na svaly a jejich šlachy, které tím nutí k aktivitě a podpoře klenby nohy. Noha se tím stává funkčnější a aktivnější (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011). Nošení stélek v botách, ať už senzomotorických či ortopedických je stále diskutabilní, není totiž stanoven jednotný názor, zdali jsou vhodné či ne. Názory odborníků se rozcházejí, někteří se přiklání pouze k aktivnímu cvičení, jiní jen k nošení stélek, další ke kombinaci obou zmíněných postupů (Leardini et al. 2007). Z hlediska funkčního řetězení víme, že pokud má jedinec neaktivní chodidlo, případně již anatomicky změněné, má to negativní dopad nejen na samotnou nohu, ale na celé tělo. Je tedy více než žádoucí u velkého množství funkčních problémů a diagnóz začít řešit právě oblast nohy, aby se upravil stav výše postavených segmentů.

V této diplomové práci zjišťujeme, na základě provedeného výzkumu pomocí optoelektronického systému Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) vliv senzomotorických stélek na kinematické parametry tarzometatarzálního (TMT) komplexu vůči zánoží při chůzi u asymptomatických dospělých osob.

2 Přehled současných poznatků

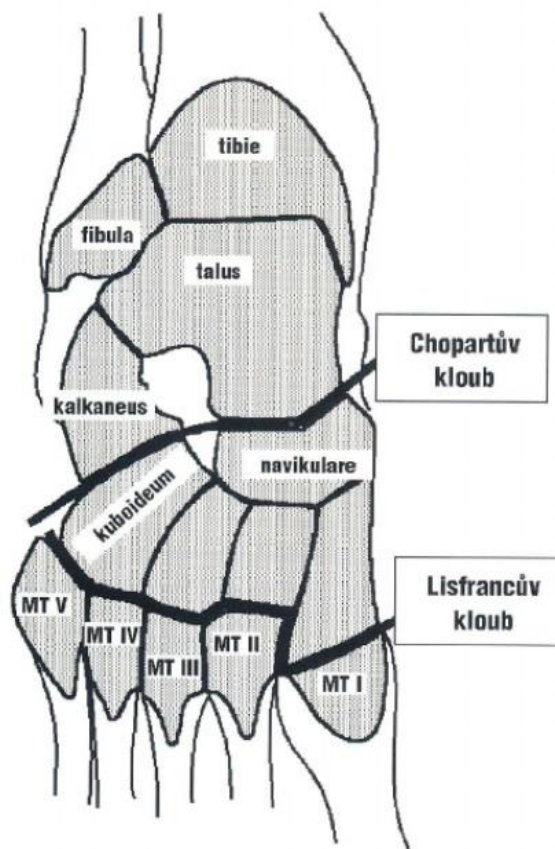
2.1 Noha

2.1.1 Funkční anatomie a kineziologie.

Lidská noha je komplexní anatomická struktura, skládající se z 26 kostí, mezi kterými je vytvořeno 33 kloubních spojení, dále z vazů, svalů, šlach, nervů a cév (Goonetilleke, 2012). Noha je jediným segmentem dolní končetiny (DK), který zprostředkovává přímý kontakt s podložkou při stání, chůzi a běhu (Dylevský, 2009).

Chopartův kloub neboli transverzotarzální skloubení, je funkční jednotkou esovitého tvaru, do které řadíme talus, calcaneus, os naviculare a os cuboideum. Pohyby v kloubu se dějí ve třech rovinách kolem dvou os. Šikmá osa se odklání zhruba o 52° od osy transverzální a o 57° od osy sagitální. Druhou osou je podélná, která se odklání o 15° od transverzální a o 9° od sagitální (Michaud, 1997). Lisfrankův kloub je spojení mezi tarzálními a metatarzálními kostmi. V TMT skloubeních probíhají pohyby pouze do dorzální a plantární flexe (Root, Orien, & Weed, 1977). První TMT skloubení (neboli první paprsek) je funkční jednotka, jehož osa je od frontální a sagitální roviny odkloněna o 45° . Probíhají zde pohyby do inverze (neboli dorzální flexe) a everze (neboli plantární flexe). Osa je odkloněna o 9° od transverzální roviny, tudíž zde probíhá minimální pohyb do abdukce/addukce. Při dysfunkci v oblasti prvního paprsku je narušen odraz nohy při chůzi. Při odrazu probíhají v uzavřeném kinematickém řetězci tři pohyby, které na sebe navazují. Nejprve dojde k valivému pohybu hlavice I. metatarzu dorzálně vůči proximálnímu článku. Zároveň dochází ke smykovému pohybu hlavice plantárně, po povrchu kloubní plochy spolu s plantární flexí prvního paprsku. Posledním pohybem je komprese hlavice a aproximace do kloubu (Kinclová, 2018). Druhý a třetí paprsek tvoří příslušný metatarz a přilehlá os cuneiforme. Čtvrtý paprsek je tvořen pouze metatarzem. Ve druhém až čtvrtém paprsku dochází pouze k pohybům do dorzální či plantární flexe (Root et al., 1977). Pátý paprsek tvoří opět pouze metatarz, ale pohybů zde probíhá více. Kromě rozsahu do dorzální/ plantární flexe, inverze/ everze dochází i k malé abdukci/addukci z důvodu odklonění osy o 20° od transverzální roviny (Michaud, 1997). Pohyb v metatarzofalangeálních kloubech se odehrává v sagitální rovině, který je důležitý při chůzi a v rovině transverzální. V interfalangeálních kloubech se odehrává pouze pohyb do dorzální/plantární flexe v sagitální rovině, přičemž rozsah plantární flexe je větší v proximálních kloubech (Dylevský, 2009; Michaud, 1997).

Nohu můžeme rozdělit na tři funkční díly pomocí linií Chopartova a Lisfrankova kloubu (Obrázek 1) popsaných výše. Prvním dílem je zánoží, které tvoří talus a calcaneus, druhý díl je středonoží, které je tvořeno os cuboideum, os naviculare a ossa cuneiformia (os cuneiforme laterale, os cuneiforme intermedium a os cuneiforme mediale). Třetím dílem je přednoží, které tvoří metatarzy a články prstců. Všechny klouby nohy jsou úzce propojené, a pohyb v jednom segmentu ovlivní pohyb v segmentech dalších (Hirsch, Udupa, & Stindel, 2000; Sammarco, 2004; Vařeka & Vařeková, 2003). V naší diplomové práci zkoumáme celý TMT komplex, což je spojení přednoží a středonoží.



Obrázek 1. Chopartův a Lisfrancův kloub (Vařeka & Vařeková, 2003).

Další možné dělení nohy je na dva paprsky – proximomediální paprsek, který je tvořen talem, os naviculare, ossa cuneiformia a I. - III. metatarzem. Distolaterální paprsek tvoří calcaneus, os cuboideum a IV. a V. metatarz. Oba paprsky se nyní nachází vedle sebe, ale tomuto postavení předcházela pronatorní zkrut daná vývojem, kdy se pronace zastavila v proximální části, takže se dostal talus nad calcaneus. Pronace pokračovala v distální části dále tak, aby se paprsky dostaly právě vedle sebe (Vařeka & Vařeková, 2009).

I když lidská noha zaujímá pouhých 5 % z celého těla, hraje důležitou roli v příjmu aferentních informací, zajišťuje stabilitu a balanc a absorbuje síly (Kim & Kim, 2016).

V uzavřeném kinematickém řetězci má vliv na pohyby v Chopartově kloubu postavení subtalárního kloubu (subtalar joint, STJ). Při pronaci dochází k odemčení Chopartova kloubu, což způsobuje přechodnou nestabilitu mezi jednotlivými paprsky. Z dlouhodobého hlediska je tedy tato pronace nežádoucí z důvodu možného vzniku patologií a decentrovaného postavení. Při supinaci vznikne rigidní páka, která se uplatní při odrazu nohy a aktivuje m. triceps surae (Vařeka & Vařeková, 2009).

Svaly nohy se dělí na dlouhé (zevní, tzv. extrinsic muscles) a krátké (vnitřní, tzv. intrinsic muscles). Dlouhé svaly napomáhají při udržení stability těla a při odvíjení chodidla při chůzi. Oproti tomu krátké svaly zpevňují přednoží, čímž dochází k tlumení nárazů a lepší adaptaci nohy na nerovnosti povrchu. Také pomáhají se vznikem silového impulzu při odrazu (Gross, Fetto, & Rosen, 2005).

2.1.2 Klenba nohy.

Nožní klenba se vyvíjí okolo třetího roku věku a postupně stabilizuje podpůrný systém nohy. Vývoj klenby je ovlivněn pohlavím, typem obuvi, chůzí naboso i indexem tělesné hmotnosti (BMI, body mass index) (Hagedorn et al., 2013; Menz, Dufour, Riskowski, Hillstrom, & Hannan, 2013). Mezi druhým a čtvrtým rokem věku dítěte dochází k nejvýraznějším a nejrychlejším morfologickým změnám ve vývoji podélné klenby. V následujících letech jsou změny minimální. Na počátku druhého roku věku ve spojení se vzpřímeným držením a chůzí se vytváří pronace přednoží a valgotizace paty. Pokud je ve třech letech valgozita paty do 15 °, považuje se za normální, pokud je nad 20 ° je označena za patologickou. Kolem šestého až sedmého roku věku se ukončuje tvarový vývoj klenby, což je charakterizováno dvěma znaky. První z nich je téměř horizontální průběh osy hlezenního kloubu, což napomáhá stabilizaci podpůrného systému nohy. Druhým znakem je pokles valgozity paty na 5 ° (Dylevský, 2009).

Dle Dylevského (2009) má noha tři základní opěrné body, jsou jimi hrbol kalkaneu, hlavička I. metatarzu a hlavička V. metatarzu. Mezi těmito body jsou vytyčeny dvě podélné klenby a jedna příčná. Díky klenbě je noze umožněn pružný nášlap a ochrana měkkých tkání jako jsou cévy a nervy. K vytvoření klenutí je třeba komplexní tvar kostry nohy, zajištění vazivovým aparátem a aktivní svaly nohy (Kapandji, 1987).

Jak již bylo zmíněno, noha má dvě podélné klenby, více klenutou mediální a méně klenutou laterální. Díky vyššímu klenutí je mediální podélná klenba poddajnější a funkčnější při zatížení. Pro udržení mediální podélné klenby je důležitá plantární fascie, intrinsic muscles (m. abductor hallucis, m. flexor digitorum brevis, m. flexor hallucis brevis, m. quadratus plantae), extrinsic muscles (m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. peroneus longus, m. flexor hallucis longus) a ligamenta (Kirby, 2014). Při sníženém mediálním oblouku se zvyšuje riziko vzniku hallux valgus, kladívkových prstců, překrývajících se prstců, syndromu mediálního tibiálního stresu, patellofemorálních bolestí, metatarsalgii či bolesti dolní části zad (Hagedorn, Dufour, Riskowski, Hillstrom, Menz, Casey, & Hannan, 2013; Neal et al., 2014).

Laterální podélná klenba je rezistentní vůči oploštění, což zvyšuje působení reakční síly na hlavičky metatarzů a tím se zvyšuje pronační moment STJ. Při dopadu nohy na zem se tím noha dostává do pronačního postavení, což je nezbytné pro následnou flexi kolenního kloubu (Kirby, 2014; Root et al., 1977).

Příčná klenba je vedena téměř celou délkou nohy. Klenba je udržována pomocí m. adduktor hallucis (caput transversum), m. peroneus longus, m. tibialis posterior a intermetatarzálních ligament (Kapandji, 1987).

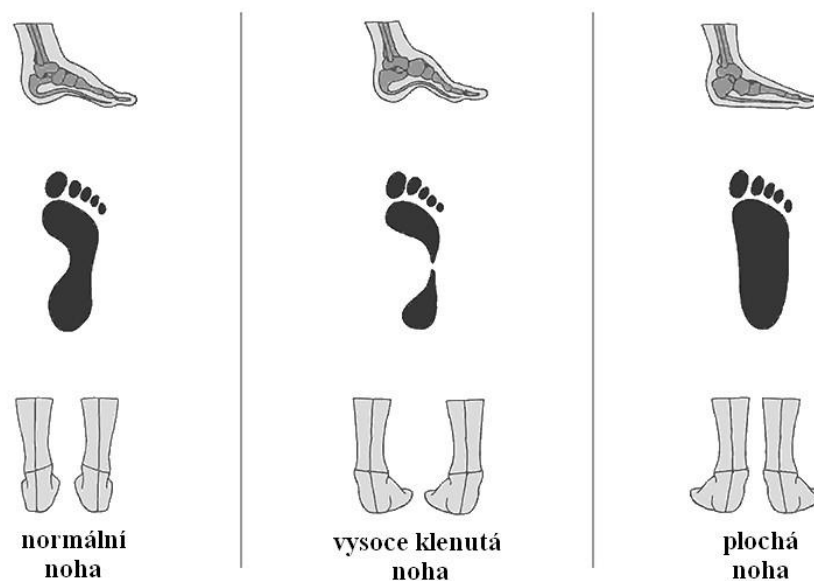
Larsen (2005) uvádí jako alternativu k tříbodovému modelu princip spirály a klínu. Princip spirály spočívá v protichůdné rotaci/torzi přednoží a zánoží, čímž se klínové kosti tlačí k sobě a tím dochází ke zvýšení stability klenby. Princip klínu je založen na třech klínových kostech na vrcholku klenby, které se vlivem zatížení vklíní do sebe.

Aktivní noha s utvořenou klenbou je důležitým prvkem pro následnou aktivaci hlubokého stabilizačního systému, napřímení páteře a hrudníku, což ovlivňuje celkové držení těla (Kolář, 2009).

2.1.3 Typologie nohy.

2.1.3.1 Antropometrická typologie nohy.

Tato klasifikace patří mezi nejčastěji používané a nejjednodušší. Rozlišuje tři typy nohy, kterými je plochá, normální a vysoce klenutá (Obrázek 2). Plochá noha neboli pes planus je označení pro snížení podélné klenby nohy. Jde o konkrétní klinický nález, který neobjasní příčinu vzniku. Často se využívá plantogram a záznamy z něj, které pomohou určit stupeň závažnosti plochonoží. Pro zpřesnění diagnózy se pak používají označení jako pes planovalgus, talipes calcaneovalgus apod. (Vařeka & Vařeková, 2003).



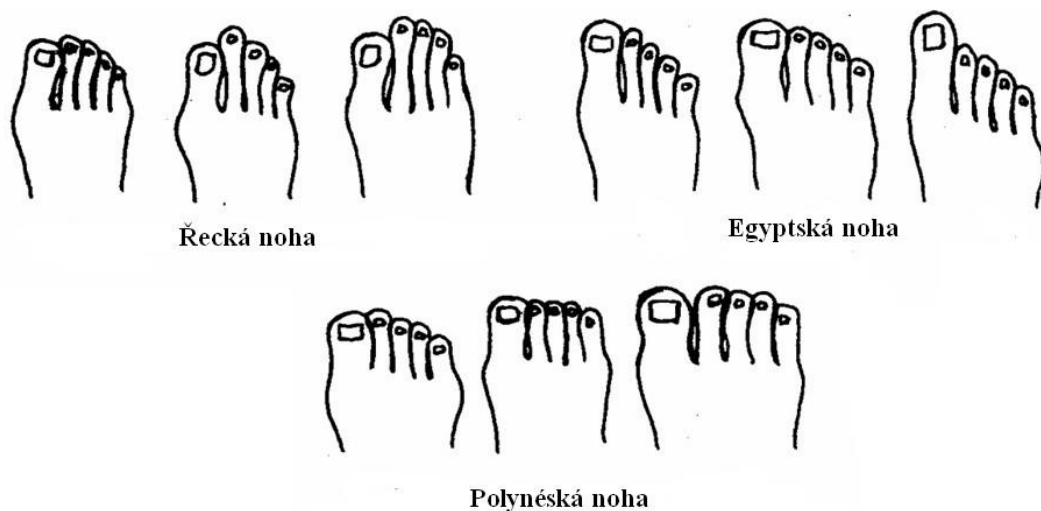
Obrázek 2. Typologie nohy (upraveno z www.bodyinmotion.in/arch-of-the-foot-and-foot-types)

Normální noha má napřímené přednoží a zánoží a osa kalkaneu je kolmá k podložce. Jedinci s normální nohou neudávají žádné bolesti při chůzi a zároveň se u nich nevyskytují žádné patologické deformity (Yalcin, Esen, Kanatli, & Yetkin, 2010, Root et al., 1977).

Vysoce klenutá noha (tzv. lukovitá noha, pes cavus, pes excavatus) má varózní zánoží a/nebo valgózní přednoží. Je často doprovázena snížením příčné klenby nohy, otlaky pod hlavičkami II. a III. metatarzu, zkrácením plantárních ligament a kontraktur svalů planty. Zvýšená klenba nohy vzniká na neurogenním podkladě či při obrnách drobných svalů nohy (Michaud, 1997; Root et al., 1977; Vařeka & Vařeková, 2003).

2.1.3.2 Antropologická typologie nohy.

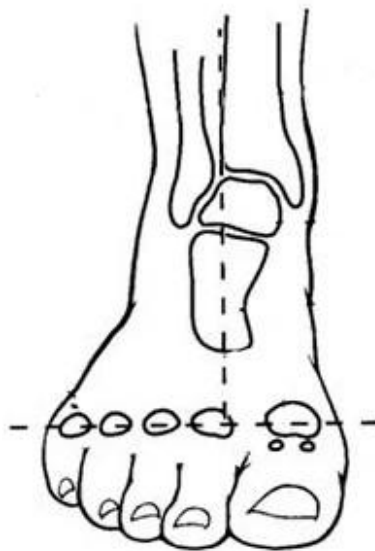
Antropologické typy jsou klasifikovány dle tzv. digitální formule, která porovnává délku prstů, případně distální prominence metatarzů. Názvy typů nohou byly odvozeny dle výskytu na uměleckých dílech (sochy či obrazy). Typologie zahrnuje nohu Polynéskou, Egyptskou a Řeckou (Obrázek 3). Polynéská noha má přibližně tvar obdélníku a první tři (nebo čtyři) prstce jsou stejné délky. Digitální formule této nohy je $1 = 2 = 3 = 4 > 5$. Egyptská noha se vyskytuje nejčastěji, nejdelší je palec a ostatní prsty jsou postupně kratší. Tento typ nohy inklinuje ke vzniku hallux valgus a hallux rigidus. Digitální formule egyptské nohy je $1 > 2 > 3 > 4 > 5$. Řecká noha, jiným označením také noha atavistická, má nejdelší druhý prst (včetně II. metatarzu). Její digitální formule je $1 < 2 > 3 > 4 > 5$. (Vařeka & Vařeková, 2003).



Obrázek 3. Typologie nohy (upraveno z Vařeka & Vařeková, 2003)

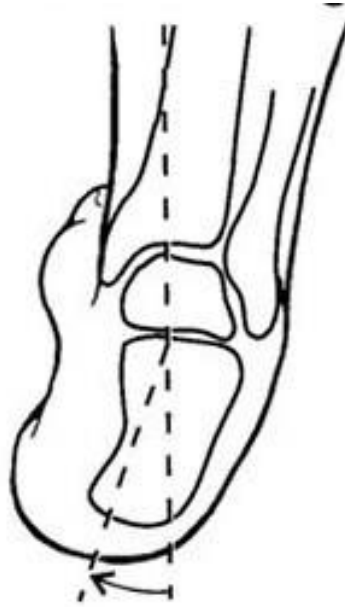
2.1.3.3 Funkční typologie nohy.

Merton L. Root popsal čtyři základní typy nohy. Prvním typem je noha neutrální (Obrázek 4), která má souběžnou osu dolní třetiny bérce a paty a zároveň paralelní rovinu přednoží s rovinou plosky pod patou.



Obrázek 4. Neutrální typ nohy (upraveno z <https://slideplayer.com/slide/6074949/>)

Druhý typ je varózní zánoží (RFvar, rearfoot varus) (Obrázek 5), které se vyskytuje nejčastěji, a u kterého je osa paty v supinačním postavení vůči ose dolní třetiny bérce. Pokud je kompenzovaná varozita zánoží (RFvarC, compensated rearfoot varus), nastává při zatížení v subtalárním kloubu pronace, pata se stává valgózní a oploští se podélná klenba nohy. V klinické praxi můžeme vidět otlaky pod hlavičkami II. a III. metatarzu, kde se noha více zatěžuje na počátku odrazu. Jelikož přetrvává hyperpronace během oporné fáze, nestihne se zamknout Chopartův kloub a vznikne hypermobilita přednoží. Pokud jde o nekompenzovanou varozitu zánoží (RFvarN, non-compensated rearfoot), noha nemá dostatečnou pronaci v STJ a zatížení se přesouvá k laterálnímu kraji nohy, kde vzniknou otlaky.



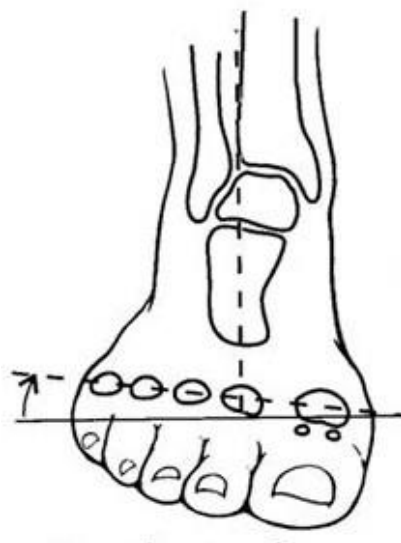
Obrázek 5. Varózní zánoží (upraveno z <https://slideplayer.com/slide/6074949/>)

Třetí typ je varózní přednoží (FFvar, forefoot varus) (Obrázek 6), které má rovinu plosky přednoží v supinačním postavení vůči rovině plosky pod patou. Tento typ nohy není u dospělých příliš častý. FFvar ovlivňuje postavení zánoží ve smyslu hyperpronace, což následně mění postavení proximálních segmentů DK (Villarroya-Aparicio, Franco-Sierra, García-Muñoz, Marcén-Román, Alonso-Vázquez, & Rodríguez-Blanco, 2015). U kompenzované varozity přednoží (FFvarC, compensated forefoot varus) můžeme při vyšetření vidět kladívkovité prstce, nejvýrazněji na V. prstci. Příčinou je patologický pohybový stereotyp během fáze střední opory, kdy se mění úhel tahu m. flexor digitorum longus a m. quadratus plantae a čímž jsou prstce stavěny do supinace v jejich proximálních člácích. Při chůzi lze u jedinců s FFvarC pozorovat valgozitu paty při dopadu. U jedinců s nekompenzovanou varozitou přednoží (FFvarN, noncompensated forefoot varus) dochází k přetížení laterálního okraje nohy pod hlavičkou V. metatarzu a mediálního okraje interfalangeálního kloubu palce (Vařeka & Vařeková, 2003).



Obrázek 6. Valgózní zánoží (upraveno z <https://slideplayer.com/slide/6074949/>)

Posledním typem je valgózní přednoží (FFvalg, forefoot valgus) (Obrázek 7), kde je rovina plosky přednoží v pronačním postavení vůči rovině plosky pod patou. U flexibilního valgózního přednoží (FFvalgF, flexible forefoot valgus) dochází při zatížení ke kompenzačnímu mechanismu ve smyslu supinace přednoží, což nechává odemčený I. metatarzofalangeální kloub, který má během odrazu a střední opory nižší schopnost odolat zátěži. Rigidní valgózní přednoží (FFvalgR, rigid forefoot valgus) vzniká změnou konfigurace a tvaru kloubů. Při opoře se výrazně rozšiřuje přednoží a snižuje se příčná klenba nohy, což je podpurným faktorem pro vznik hallux valgus (Boal, de Bengoa Vallejo, Rodriguez, Lopez, & Iglesias, 2016).



Obrázek 7. Valgózní přednoží (upraveno z <https://slideplayer.com/slide/6074949/>)

Dodatkem je vzácný pátý typ, kterým je valgózní zánoží (RFvalg, rearfoot valgus).

Rootova typologie nohy má tři hlavní principy, které jsou výsledkem individuální ontogeneze. Jsou jimi pantový mechanismus subtalárního kloubu, uzamknutí transverzotarzálního kloubu a kladkový mechanismus plantární aponeurózy. Pantový mechanismus vychází ze spojení supinace či pronace kalkaneu s vnější či vnitřní rotací bérce a následné spojení s flexí či extenzí kolenního kloubu. Uzamknutí transverzotarzálního kloubu supinací v kloubu subtalárním probíhá na principu kalkaneokuboidního zámku. Kladkový mechanismus plantární aponeurózy spočívá v akcentaci mediálního oblouku klenby nohy a supinace zánoží při dorziflexi v I. metatarzofalangeálním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2003).

2.1.4 Deformity nohy.

Hlavní příčinou vzniku deformit v dnešní době je považováno nošení nevhodné obuvi v kombinaci s nevhodným pohybovým stereotypem, případně dlouhou statickou i dynamickou zátěží. Dalším negativním aspektem je obezita, která se v populaci vyskytuje stále častěji a způsobuje přetížení celé nohy s následným vznikem deformit. Progrese deformit se často projevuje otlaky v místech většího zatížení a poté artrotickým postižením kloubů. Anatomická změna se týká i stereotypu chůze, který bývá patologicky změněn (Rapi, 2016).

Podélně plochá noha (pes planus) se vyznačuje snížením či oploštěním v oblasti mediální podélné klenby. Může vzniknout v jakémkoli věku po ukončení kostního růstu. Nejčastější příčinou je vliv dlouhodobého přetížení. Tato změna způsobí nadměrnou everzi patní kosti a pronaci nohy, což vede ke strukturálním a funkčním změnám. Také se snižuje schopnost absorbovat nárazy, nastávají problémy s rovnováhou a stabilitou při chůzi či běhu, což značně zvyšuje náročnost a snižuje vytrvalost jedince. Strukturální deformita nohy vede k poruše biomechaniky a dynamiky hlezenního, kolenního i kyčelního kloubu a dochází k dřívější únavě a bolesti kvůli nadměrným kompenzačním mechanismům svalů dolních končetin (Kim & Kim, 2016).

Plochá noha se dělí do čtyř stupňů dle velikosti obtíží (Dungl, 2014):

- I. stupeň – přetížení a únava nohy, má zachovalý tvar a únava s bolestí nastupují po delší námaze. V noci se mohou objevovat křeče v lýtkových svalech. Častý je nález valgozity pat.
- II. stupeň – podélná klenba je při zatížení pokleslá, ale při odlehčení je znatelná. Bolesti nejsou tak intenzivní jako u I. stupně. Tato noha je označena jako ochablá.
- III. stupeň – noha je plochá i v odlehčení i v zatížení, ale je možné ji pasivně nastavit do normálního tvaru, bolesti nebývají výrazné.
- IV. stupeň – fixované plochonoží s valgózní patou, pronace v přednoží, přetížený mediální paprsek, konvexita mediálního kraje nohy.

Pes planovalgus neboli dětská plochá noha vzniká v růstovém období. Na jejím vzniku se podílí laxicita vaziva, obezita, dlouhodobý pohyb na lůžku apod. Při zatížení poklesne talus mediálně a plantárně, kalkaneus jde do valgózního postavení a přednoží se stáčí zevně (Dungl, 2005).

Pes transversoplanus neboli příčně plochá noha se objevuje častěji u žen než u mužů, důvodem může být nošení nevhodné úzké obuvi na podpatku. Nošením těchto bot dochází k nadměrnému přetížení přednoží a atrofii krátkých svalů nohy kvůli těsné špičce. Příčně plochá noha se projevuje bolestí v oblasti hlaviček metatarzů (tzv. metatarzalgie) či neuralgickými bolestmi z útlaku n. plantaris medialis. Do klinického obrazu patří divergence metatarzů, valgozita palce, varozita malíku, insuficience I. metatarzu s přetížením II. - IV. metatarzu. Mezi symptomy patří bolestivost při chůzi a stoji, parestézie druhého a třetího prstce (Kim & Kim, 2016).

Hallux valgus neboli vbočený palec je u dospělých jedinců velmi častý, charakterizuje se pronací proximálního článku palce, mediální deviací I. metatarzu a mediální prominencí I. metatarzofalangeálního kloubu (Perera, Mason, & Stephens, 2011). Na vzniku této deformity se podílejí přímé vlivy (nošení nevhodné obuvi), nepřímé vlivy (plochonoží, dlouhá statická zátěž) a vrozené predisponující faktory (délka I. metatarzu, hypermobilita, laxicita vaziva). Současně lze u jedinců najít zesílení

kloubního pouzdra a zhrubělou burzu nad mediální plochou hlavičky I. metatarzu, posun sezamských kůstek laterálně, subluxaci proximálního článku prstce laterálně, propad II.-IV. metatarzu plantárně (tedy relativní snížení příčné klenby). U jedinců dochází k neefektivnímu odrazu palce nohy (Kolář et al., 2009). Dle nedávných studií existují morfologické rozdíly svalů u jedinců s hallux valgus na rozdíl od jedinců, kteří tuto deformitu nemají. Jedná se o nižší svalovou hmotu a menší průřezovou plochu svalů m. abductor hallucis a m. flexor hallucis brevis. Nedostatek svalového zajištění této oblasti může způsobit nestabilitu segmentu, která se následně projeví vbočením (Mickle & Nester, 2018; Lobo et al., 2016).

Hallux rigidus je definován artrózou I. metatarzofalangeálního kloubu bez vyosení. Jedinci mají deformované skloubení s osteofyty na dorzální straně kloubu a pohyb je omezený a bolestivý. Noha je zatěžována na laterální straně a při chůzi vážne odraz od palce (Kolář, 2009).

Digitus hammatus neboli kladívkový prstec je deformita prstce, přičemž nejčastěji bývá postižen II. prstec při současném zborcení příčné klenby nohy. Dochází k tomu, že se proximální článek prstu zvedá a distální článek naopak klesá dolů, čímž se tvoří vrchol ve tvaru písmene „V“, kde vzniká bolestivý otlak (Larsen, 2005).

Digitus griposis neboli dráповitý prstec. Tato deformita se často vyskytuje u vysoké nohy či naopak u příčně ploché nohy. Proximální a mediální články jsou uloženy vodorovně a distální články směřují k podložce vlivem tahu dlouhého flexoru prstu. Dle Larsena (2005) jde o flexi celého prstce, nikoli pouze jeho distálního článku.

Mortonova noha je označení pro nohu s distální prominencí II. metatarzu a výraznou meziprstní řasou mezi druhým a třetím prstcem. Dle Kapandjiho (1987) má tato noha nejlépe zprostředkovaný přenos zátěže na přednoží. Vlivem zvýšeného zatížení však dochází k hypertrofii II. metatarzu, bolestivosti báze případně až k únavové zlomenině. I. metatarz je krátký, ve valgózním postavení (vůči ose procházející druhým paprskem však ve varózním postavení) a často hypermobilní. V. metatarz je naopak ve varózním postavení (vůči ose druhého paprsku ve valgózním postavení). Stabilizace nohy při zatížení pak vyžaduje výrazně vyšší svalovou aktivitu. Při nošení nevhodně úzké obuvi má noha predispozice ke vzniku hallux valgus, kladívkovitým prstcům a quintus

varus. Na noze jsou časté otlaky pod hlavičkami metatarzů vlivem snížené příčné klenby (Vařeka & Vařeková, 2009). Následkem mechanické iritace digitálních nervů vzniká tzv. Mortonova neuralgie s tvorbou neuromů mezi hlavičkami metatarzů. Mezi symptomy patří palpační citlivost, píchavá bolest s iradiací z intermetatarzálních prostorů ke třetímu a čtvrtému prstci a otok mezi hlavičkami III. a IV. metatarzu (Gross et al., 2005; Müller, 2005).

2.2 Chůze

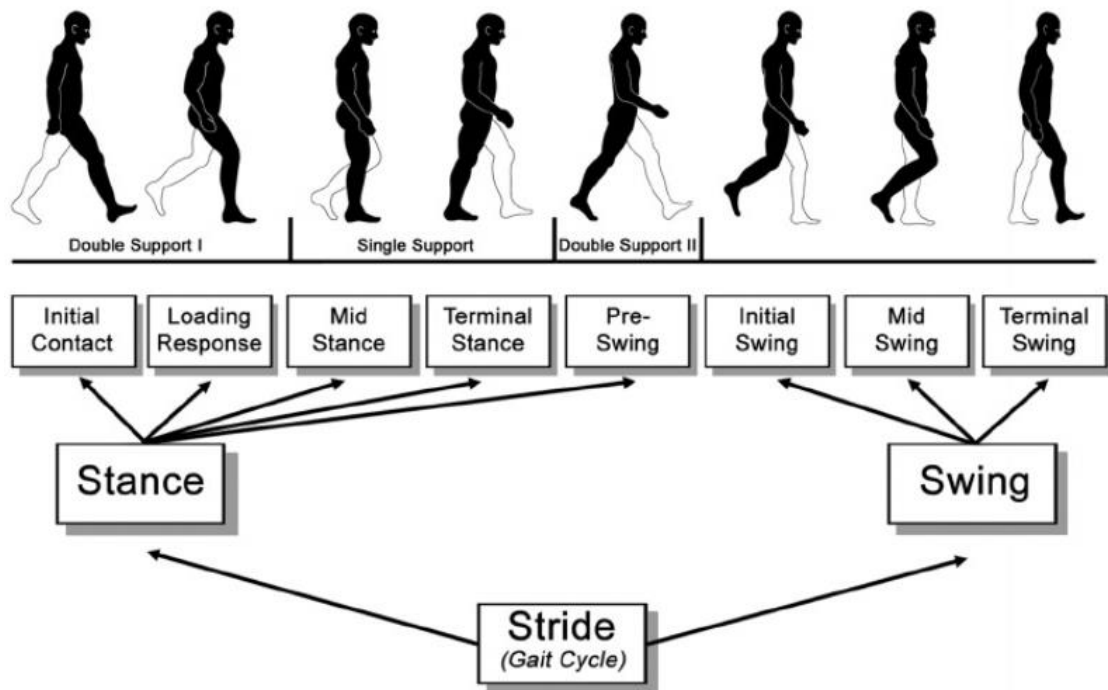
Lidská chůze je typický vzor, který odpovídá nejvyšší úrovni funkční nezávislosti a který mohou ovlivnit různé typy postižení. Analýza chůze je nezbytná pro potvrzení určité funkční diagnózy, a která následně poskytuje komplexnější rámec pro návrh terapie (Caldas, Rátiva, & de Lima Neto, 2018).

Při zkoumání změn dolních končetin při chůzi by měla být zvažena i kinematická analýza horní části těla, protože při chůzi jsou tyto pohyby úzce provázány. Tělo je propojený systém například pomocí m. rectus femoris, hamstringů a m. gastrocnemius, což jsou svaly probíhající přes více kloubů, tudíž ovlivňující více pohybů. Koncept kinetického řetězce zmiňuje, že pohyb trupu při dopadu (zhruba 35 % tělesné váhy) má vliv na pohyb kyčle, následně kolena a kotníku. Výzkumy uvádí spíše úhly kloubů a aktivaci svalů během chůze než celé kinematické křivky časové řady. Je tedy doporučováno kombinovat analýzu kinematiky trupu, kyčle, kolena a vícesegmentového modelu chodidla napříč stojnými a švihovými fázemi. To může poskytnout lepší přehled klinickým lékařům a fyzioterapeutům, kteří rehabilitují nějakou z patologií dolních končetin, ať už jde o nestabilitu kotníků či jiných segmentů (Notheast, Gautrey, Bottoms, Hughes, Mitchell, & Greenhalgh, 2018).

2.2.2 Dělení chůzového cyklu.

Chůzový cyklus (Obrázek 8) neboli „dvojkrok“ zahrnuje dva kroky a každý je vykonán kontralaterální DK. Počátek chůzového cyklu u zdravých osob znamená kontakt paty jedné DK, koncem je kontakt paty té stejné DK (Kirtley, 2006). Chůzový cyklus je rozdělen na dvě fáze, první je fáze oporová (stance phase), která zaujímá zhruba 60 % cyklu, začíná kontaktem paty s podložkou a končí odlepením palce ipsilaterální DK.

Druhou fází je fáze švihová (swing phase), která tvoří zbylých 40 % cyklu, začíná odlepením palce a končí kontaktem paty ipsilaterální DK (Whittle, 2007)



Obrázek 8. Krokový cyklus (Stöckel, Jacksteit, Bahrens, Skripitz, Bader, & Mau-Moeller, 2015)

Dělení dle Vaughana (Vaughan, 1992):

- úder paty („heel strike“)
- kontakt nohy („foot flat“)
- střed oporové fáze („midstance“)
- odvinutí paty („heel off“)
- zrychlení („acceleration“) – počáteční fáze švihu
- střed švihové fáze („midswing“)
- zpomalení („deceleration“) – konečná fáze švihu

Dělení dle Whittle (Whittle, 2007):

- počáteční kontakt („initial contact“)
- odvinutí palce opačné DK („opposite toe off“)
- odvíjení paty („heel rise“)
- počáteční kontakt opačné DK („opposite initial contact“)
- odvinutí palce („toe off“)
- míjení chodidel („feet adjacent“)
- fáze vertikálního postavení tibie („tibia vertical“)

Dělení dle Perry (Perry & Burnfield, 2010):

- počáteční kontakt („initial contact“)
- postupné zatěžování („loading response“)
- střední stoj, mezistoj („midstance“)
- konečný stoj („terminal stance“)
- předšvih („preswing“)
- počáteční švih („initial swing“)
- střední švih, mezišvih („midswing“)
- konečný švih („terminal swing“)

2.2.3 Fáze chůzového cyklu.

Počáteční kontakt (initial contact, heelstrike, footstrike) je počátkem krokového cyklu. Z paty se stává střed otáčení pro tibií a další segmenty nohy. Způsob zatížení končetiny je určen především postavením kloubů v tomhle daném momentu. Jedná se o fázi dvojí opory (Perry & Burnfield, 2010).

Fáze postupného zatěžování je stále dvouoporová. Konec této fáze je na počátku švihové fáze kontralaterální DK (Perry & Burnfield, 2010).

Fáze mezistoje je jednooporová. Dochází k přenesení váhy na stojnou DK a pokračuje až do momentu, kdy je váha těla rozložena na přední část nohy (Perry & Burnfield, 2010).

Fáze konečného stoje začíná odlepením paty a končí kontaktem kontralaterální DK (Perry & Burnfield, 2010).

Předšvih je druhou dvouoporovou fází. Dojde k rychlému odlehčení DK, na kterou působí dopředný tlak kvůli následné švihové fázi. Odrazem palce ipsilaterální DK od podložky končí předšvih (Perry & Burnfield, 2010).

2.2.4 Kinematika nohy při chůzi.

Ve fázi postupného zatěžování, která následuje po kontaktu paty s podložkou, dochází k zahájení pasivní plantární flexe v hlezenním kloubu z počátečního neutrálního postavení. Ploska nohy je tedy pokládána na podložku. V STJ nastává po kontaktu laterálního výběžku kalkaneu pronace, přičemž vektor reakční síly podložky prochází zevně od osy STJ. V transverzotarzálním skloubení dochází k relativní supinaci přednoží vůči longitudinální ose, avšak vůči podložce dochází k pronaci. Zánoží pronuje výrazněji. Díky relativní supinaci přednoží vzhledem k zánoží dochází k pohybu kolem dlouhé osy transverzotarzálního skloubení. K supinaci napomáhají svaly, které brzdí pasivní plantární flexi, jsou jimi m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus (Leardini, Benedetti, Berti, Bertinelli, Nativo, & Giannini, 2007). Díky pronaci v STJ dochází, k již zmíněnému, pantovému mechanismu a addukci talu. Spojením pronace STJ a relativní supinace transverzotarzálního kloubu dochází k nestabilitě a volnosti transverzotarzálního kloubu, což má za následek adaptaci chodidla při nášlapu na nerovný povrch (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Wang et al., 2019).

Po postupném zatěžování následuje fáze mezistoje, v hlezenním kloubu nastává pasivní dorzální flexe a v STJ začíná supinace. Jelikož dochází k dorzální flexi I. metatarzofalangeálního kloubu může se uplatnit kladkový mechanismus plantární aponeurózy a tím následná supinace. V transverzotarzálním kloubu nastává relativní pronace a zamyká se kalkaneokuboidní kloub. Aktivitou m. tibialis posterior a m. peroneus longus se zpevní přednoží a z nohy se stává rigidní páka, kterou lze využít na odraz. Přednoží je zatíženo více mediálně, a tak je větší páka tahu m. triceps surae (páka pata-hlavička I. či II. metatarzu) (Bojsen-Møller, 1979; Khamis & Yizhar, 2007; Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Následuje fáze aktivního odrazu, při které v hleznu dochází k aktivní plantární flexi. V STJ stále pokračuje supinace a v transverzotarzálním kloubu pokračuje relativní pronace kolem longitudinální osy. Noha se zatěžuje v přední mediální části, kalkaneus supinuje a plantární aponeuróza se při zvednutí paty navinuje okolo hlaviček metatarzů, čímž přibližuje kalkaneus k přednoží. Transverzotarzální kloub je plně zpevněn a může se uplatnit tah lýtkových svalů na provedení odrazu (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009; Wang et al., 2019; Wright, Desai, & Henderson, 1964).

Ve fázi pasivního odlepení stále dochází k supinaci v STJ a k relativní pronaci v transverzotarzálním kloubu vůči longitudinální ose (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka & Vařeková, 2009).

Ve švihové fázi hlezenní kloub krátce setrvává v plantární flexi, kterou ale následuje flexe dorzální. Ve fázi středního švihu se hlezno nachází v nulovém postavení, po které se objeví mírná plantární flexe opět vystřídaná nulovým postavením až do kontaktu nohy s podložkou. V STJ dochází k pronaci kalkaneu díky aktivitě m. extensor digitorum longus, těsně před kontaktem s podložkou se aktivuje m. tibialis anterior, který kalkaneus naopak supinuje. Na začátku švihové fáze je transverzotarzální kloub v plné pronaci, ale kontaktem kalkaneu s podložkou dojde k supinaci (Vařeka & Vařeková, 2009; Wang et al., 2019).

2.3 Kalceotika

Počátek používání stélek do bot je v 19. století, kdy sloužily k redistribuování tlaku na chodidlu a tím ke zmírnění nepohodlí. Nevýhody spočívaly v nedostatečném zaměření na individuální anatomii nohy. Stélky byly vyráběny z kůže, dřeva, plsti, gumy, korku a dalších materiálů. Postupným vývojem byly vložky dopracovány až do dnešní polypropylenové podoby (Kirby, 2002; Lusardi, Jorge, & Nielsen, 2013).

2.3.1 Funkční ortézování.

Tento typ ortézování je hojně používán v zahraničí. Vařeka a Vařeková (2009) popisují systém indikování individuálního klínu nebo podpěry po předchozí diagnostice, jehož cílem je zrušit patologické kompenzační mechanismy. Kompenzací RFvar je jeho hyperpronace, tudíž se využívá klín pod mediální kraj paty. Při RFvarC se podkládá celý

mediální okraj chodidla. FFvar kompenzuje výraznou pronací v STJ a valgizací paty v období střední opory a odrazu. Řešením je klín pod mediální přednoží. Kompenzací FFvalgF při zatížení je jeho supinace, tudíž nezasahuje až k STJ. Tím dojde k odemčení nohy a při propulzi k pronaci přednoží. Aspekčně lze vidět oploštělou mediální klenbu. Používá se tedy mediální klínek pod zánoží, který zajistí nutnou supinaci STJ. FFvalgR kompenzuje supinací zánoží, proto se vkládá laterální klín pod přednoží, aby se zajistil kontakt plosky a omezilo se přetížení laterálního okraje nohy.

Profesní stránka FootcareXpress (2017) se této problematice detailně věnuje. Pracovníci musí mít dokonalé znalosti biomechaniky, v čemž je rozdíl od běžného podpůrného ortézování. Pacient absolvuje lékařské a komplexní vyšetření spolu s analýzou chůze pomocí optoelektronického systému a vytvořením otisku chodidla. Poté se zhotoví individuální funkční ortéza na míru. Funkční ortézy lze použít u pacientů všech věkových kategorií. Ve studii Hähni, Baur, a Hirschmüller (2016) zkoumali přínos funkčních ortéz. Ve výsledcích uvádějí snížení četnosti zranění DK a příznivé ovlivnění velikosti a rychlosti působení tlaku při zátěži. Uvádí zmírnění klinických příznaků spojených s plantární fascitidou, metatarzalgii či revmatoidní artritidou.

Cobb, Tis, Johnson, Wang, a Geil (2011) tvrdí, že hlavním významem funkčních ortéz je korigování biomechanických vzorců chůze a snížené namáhání přetížené nohy.

Ve studii Moisan a Cantin (2016) zkoumali vliv funkční ortézy s laterálním podložním na aktivitu svalů DK. Výsledkem bylo snížení aktivity m. peroneus longus, což lze využít u pacientů s nadměrnou inverzí STJ během chůze nebo u funkčních nestabilit hlezenních kloubů či peroneální tendinopatie.

2.3.2 Ortopedické vložky.

Ortopedické vložky mohou mít různé účinky, příkladem je tepelná izolace, vyrovnání délek obou DK, eliminace pocení nohou, odpružení nárazů při chůzi, odlehčení při sportu, nastavení nohy do vhodného postavení (pes calcaneovalgus, calcaneus varus), opora příčné či podélné klenby, fixace (v případě úrazů, kdy je třeba zabránit pohybu drobných kloubů nohy). Pro správné fungování je nutné vzájemné přizpůsobení ortopedické vložky, nohy a dobře padnoucí obuvi. Vložky ovlivňují nejen pozici nohou, ale i nepřímo působí na segmenty výše (Baumgartner, Moeller, & Stinus, 2016; Dungal, 2014). Do indikací patří artrotické či revmatické změny, neurologické změny (neuropatie,

m. Parkinson), ortopedické vady (pes planovalgus, pes cavus) či poruchy stability (Alfuth, 2017; Rencurel et al., 2018; Wagner & Luna, 2018; Yeung & Yeung, 2001).

Dle funkce se dělí ortopedické vložky na aktivní a pasivní. Do aktivních řadíme Spitzzyho vložky (v oblasti klenby mají kuličku, která má při zatížení stimulovat svaly plosky nohy) a detorzni vložky (oblast paty je utvořena do klínu dovnitř a oblast přednoží do klínu zevně). Do pasivních patří podpěrné vložky (korektory na příčnou a podélnou klenbu – tzv. srdíčka) a plastické vložky (z měkkých termoplastických materiálů vyráběné z přesného odlitku nohy) (Sosna, Vavřík, Krbec, & Pokorný, 2001).

Ortopedické vložky můžeme také rozdělit dle tuhosti použitých materiálů. Flexibilní vložky se dávají těm, kteří mají větší nároky na dynamické zatížení. Rigidní se naopak dávají u algických a poúrazových stavů, revmatických postižení, převažující pracovní statické zátěži nebo při přetížení skeletu v důsledku somatotypu (Brozmanová, Spišáková, & Kokavec 2010).

Dle ortopeda René Baumgartnera (2016) je dělení ortopedických vložek následující: korekční (vytvoří se sádrový odlitek nebo plastový otisk nohy), podpěrné (jemné vystlání, podpěrné peloty pro podporu příčné a podélné klenby a zachycení paty, opět s vytvořením plastového otisku), odlehčující (měkké, vhodné pro pacienty s diabetes mellitus a neuropatiemi, využívají rozložení tlaku na celou nohu) a stimulační (úkolem aktivovat či inhibovat dané svaly).

Dalším dělením může být dle délky stélky na krátké, tříčtvrteční, poloviční nebo celé.

Dále lze vložky dělit na sériově a individuálně vyráběné. Sériově vyráběné ortopedické vložky jsou podpěrné, tzn. pasivní. Vždy je upravena pouze délka stélky. Ve většině případů mají vyztuženou podélnou klenbu, někdy i příčnou. Individuálně vyrobené se zhotoví po odebrání podkladů, například ručním obkresem nohy, otiskem z plantogramu, vyšetřením na podoskopu nebo sádrovým odlitkem (Brozmanová et al., 2010).

2.3.3 Senzomotorické stélky.

Senzomotorické (SM) stélky, též nazývané jako propioceptivní či neuromuskulárně aferentně stimulující, pod sebou mají větší množství produktů. Ty se od sebe liší výrobními postupy, účinkem a škálou diagnóz, pro které jsou určeny. Na SM stélky se umísťují klínovité prvky (tzv. peloty), které mají vytvářet tlak na šlachy

svalů a tím modulovat jejich aktivitu. Jelikož lidská noha obsahuje velké množství proprioceptorů, šíří se reakce proximálním směrem a spouští zpětnovazebnou odpověď z centrální nervové soustavy (CNS), prostřednictvím nervových drah. Původní indikací SM stélek byli pacienti s dětskou mozkovou obrnou a spasticitou (Baur, Hollhofer, & Mayer, 2013; Korbmacher, Koch, Eggers-Stroeder, & Kahl-Nieke, 2007). Předchůdcem senzomotorických stélek jsou dynamické ortézy kotníků a nohy, které se používají hlavně u pediatrické populace s hypertoniem za účelem dosažení svalové relaxace (Ludwig, Kelm, & Fröhlich, 2016). Peloty SM stélek jsou klínovité prvky, které tlakem stimulují danou šlachu svalu. Tuhost, tvar, funkce a lokalita působení se u jednotlivých pelot liší. Celkem rozlišujeme osm typů pelot (Obrázek 9).



mediální patní pelota



laterální patní pelota



*prstová pelota
vyvýšená mediálně*



*prstová pelota
vyvýšená laterálně*



*pelota v oblasti středonoží
vyvýšená mediálně*



*pelota v oblasti středonoží
vyvýšená laterálně*



*podélná pelota
vyvýšená mediálně*



*podélná pelota
vyvýšená laterálně*

Obrázek 9. Osm druhů pelot senzomotorických stélek. (Fischer, 2008)

Retrokapitální peloty

Tyto peloty korigují přednoží a ovlivňují rotaci celé DK. Retrokapitální pelota může být vyvýšena mediálně či laterálně. Mediální zmírňuje pronaci nohy a rotuje celou DK dovnitř. Laterální naopak snižuje supinaci nohy, rotuje celou DK zevně a používá se ke korekci pes adductus.

a) Patní peloty

Těmito pelotami lze ovlivnit postavení calcaneu, rotaci celé DK, ale i prohloubení bederní lordózy. Mediální patní pelota facilituje m. tibialis posterior. Laterální patní pelota aktivuje m. peroneus longus.

b) Prstní peloty

Úkolem prstních pelot je relaxování plantárních flexorů nohy a posteriorních svalových skupin DK. Při aplikaci prstních pelot dojde k relativnímu snížení kalkaneu vůči přednoží, což je vhodné u pacientů chodících po špičkách. Prstní pelota s mediálním vyvýšením se využívá u této chůze pro zmírnění hyperpronací nohy a s laterálním vyvýšením pro zmírnění hypersupinace.

c) Boční peloty

Aplikací bočních pelot ovlivníme rotaci celé DK. Mediální boční pelota se využívá u vnitřně rotovaných dolních končetin (DKK), hyperpronačních nohou a při snížené podélné klenbě nohy. Laterální boční pelota koriguje postavení DKK v zevní rotaci a hypersupinaci, lze ji využít také u diagnóz pes adductus, pes excavatus, pes equinovarus a pes cavus.

Rozdíl od předchozích skupin pelot je ten, že boční peloty se jako jediné připevňují na spodní stranu stélky.

Mechanoreceptory na plosce chodidla jsou citlivé na podněty jako je například protažení kůže v důsledku kontaktu s povrchem. Tyto receptory jsou také citlivé na změnu zrychlení nebo umístění tlaku nohy. Proto lze poskytnout centrálnímu nervovému systému důležité informace pomocí plantární taktilní stimulace. Kombinací mechanických a senzomotorických mechanismů lze zasáhnout do strategie, která reguluje dynamické i statické vzorce pohybu. Zásah do obutí, respektive vložení

senzomotorických stélek, zlepšuje laterální stabilitu během stání a chůze nejen u starších osob (Hatton, Rome, Dixon, Martin, & McKeon, 2013)

Při výrobě SM stélek se začíná analýzou chůze, kdy se zkoumá délka kroku, pozice dolní končetiny, rotace nohy atd. Poté následuje palpování a skenování nohy, na což nasedá určení poruchy (např. plochá noha, vysoká noha, valgózní pata). Poté se dle délky nohy určí vhodná velikost boty a vytvoří se zkušební stélka (Obrázek 10), na kterou se pomocí suchého zipu přilepí peloty. Existují dvě varianty stélek, a to buď ploché nebo miskovitě, které mají vyvýšené laterální okraje a jsou vhodné u jedinců s nutností korigovat výraznější patologie. Aby bylo nošení příjemnější, opatří se finální stélka krycím materiálem (NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic, 2011).



Obrázek 10. Zkušební stélka (Fischer, 2008)

2.3.4 Efekt a princip fungování vložek.

V meta-analýze zkoumající efekt vložek při chůzi u asymptomatických dospělých zjistili Mills, Blanch, Chapman, McPoil a Vincenzino (2009), že prefabrikované vložky s přidanými pelotami a prvky snižují vnitřní rotaci tibie vůči noze a také snižují everzi zánoží. Naopak vložky zhotovené individuálně na míru velmi výrazně snížily zatížení a vertikální reakční síly.

Kvůli velké variabilitě reakcí jedinců je nesnadné přesně určit biomechanické účinky jednotlivých vložek či pelot. Nigg (2011) ve svých studiích uvádí, že jedinci budou reagovat odlišně např. na vložku, která zamezuje pronované pozici. Většina jedinců zvýší zatížení na laterální straně nohy, někteří naopak zvýší zatížení mediální strany nohy

a další na působení vložky nezareagují vůbec. Tato variabilita také velmi ztěžuje přesnou indikaci danému jedinci pro redukci jeho symptomů (Nole, Kowalsky, Garbalosa, Pollard, & Thompson, 2013).

Redukci symptomů a příznivý efekt vložek lze vysvětlit teorií zatížení tkání (angl. Tissue Stress Theory) z roku 1995, která tvrdí, že pokud jsou deformace tkání v mezích pružnosti je to pro ně zatížení pozitivní. Pokud dojde ke zvýšení zatížení, dochází ke změně elastické deformace na deformaci plastickou, která vede k mikrotraumatům, strukturálním změnám, bolesti a dalším symptomům souvisejících s přetížením. Po aplikaci stélky lze změnit směr či velikost působící síly na tkáň a tím zmírnit bolest (Petcu & Anca, 2012; Peterson, Baycroft & Donatelli, 2010).

Některé teorie tvrdí, že efekt vložek je spíše způsoben neuromotorickými procesy než mechanickým vlivem (Nigg, 2001; Stacoff, Reinschmidt & Nigg, 2000).

2.3.5 Indikace.

Senzomotorické stélky jsou indikovány především ke korekci chůze. Dle Fischera (2008) je indikací k nošení SM stélek patologická chůze po špičkách, paréza se zachovalou reziduální funkcí, změněný tonus svalů DKK ve smyslu hypertonu i hypotonu, vadná pozice nohy či její části (pes adductus či pes planovalgus). Další indikací jsou rotace kyčelního kloubu při chůzi (vnější i vnitřní, jednostranná i oboustranná) a sportovní úrazy (např. mediální kolaps kolenního kloubu či tibial stress syndrome). Jsou dány tři předpoklady, kterými se řídí výroba SM stélek. Jsou jimi zkrácení svalu, které vede ke zvýšení jeho aktivity (přiblížení origa a insertia), dále relaxace svalu, která naopak vede ke snížení aktivity (oddálení origa a insertia) a ovlivnění svalových omezení pomocí propiocepce (Fischer, 2008; Schein, 2011).

Ve výzkumu Ludwig, Kelm a Fröhlich (2016) zjišťovali vliv senzomotorických stélek na výron kotníku do supinace, kdy byla jako příčina vyvrtnutí určena zpožděná aktivita m. peroneus longus. Poranění ve sportu jsou důsledkem pohybů, které jsou provedeny tak rychle, že reflexní reakce na stabilizaci kloubu přichází pozdě. Murley, Menz a Landorf (2009) ve výzkumu zjistili, že předčasnou aktivaci m. peroneus longus lze pozorovat u rytmických pohybů, to se ve studii Ludwiga, Kelma a Fröhliche (2016) potvrdilo a závěrem tedy bylo, že předem aktivovaný senzomotorický systém dokáže v této kritické fázi chůze reagovat rychleji na rušivé podněty. Tím pádem by aktivace

m. peroneus longus pomocí senzomotorické stélky mohla mít pozitivní vliv na stabilizaci zánoží při chůzi. To by mohlo být užitečné především u pacientů, kteří již v důsledku prodělaného úrazu kotníku mají deficit v senzomotorice a stabilitě daného kloubu.

Hatton, Rome, Dixon, Martin a McKeon (2013) ve studii potvrdili, že zásahy do obuvi výrazně mění statickou i dynamickou stabilitu při chůzi ve starší populaci. Dochází ke změnám základních strategií regulujících statické a dynamické vzorce pohybu pomocí kombinace mechanických a senzomotorických mechanismů.

Werner et al (2015) ve své pilotní studii zkoumali po dobu 6 týdnů vliv stélek na syndrom bolestivosti krční páteře. Do studie bylo zařazeno 37 lidí (26 žen a 11 mužů ve věku 20 až 57 let). Konkrétně srovnávali 2 skupiny, přičemž probandi první skupiny nosili senzomotorické stélky a ve druhé skupině stélky klasické ortopedické. Zjistili, že došlo ke zmírnění bolesti dle VAS pouze u skupiny se senzomotorickými stélkami. Dále se zjistilo zlepšení v aktivní mobilitě krční páteře, a to do rotace vpravo (+5,2 °) a flexe (+4,9 °). Při analýze těžiště těla bylo zjištěno zlepšení rovnováhy, což by mohlo být způsobeno zvýšením aktivity svalů, které stabilizují klouby.

2.3.5 Vhodná obuv.

Jak již bylo zmíněno, efekt vložek je do velké míry ovlivněn obuví, ve které jsou vložky používány. Vhodná obuv umožňuje jedinci přirozený pohyb, který mu sama neurčuje ani nemění Bota má být lehká, ohebná všemi směry bez tvarované stélky nebo tuhé paty. Široká špička by měla umožnit prstům volný pohyb, respektovat anatomii chodidla a neměla by být zvednutá nad podložku. Vlivem zvednuté špičky je prstům znemožněn kontakt se zemí, čímž dochází k nesprávné funkci příčné klenby. Pata boty by měla mít tzv. nulový drop, tedy žádný podpatek, pro zajištění přirozeného postavení nohy. Již malý podpatek způsobí dorzální flexi MTP kloubů a jejich větší zatížení. Výsledkem je horší výchozí postavení pro správnou funkci plantárních flexorů prstů a přetížení dorzálních flexorů prstů. Pro správné fungování svalů nohy je důležité, aby ho bota neomezovala. Aktivita svalů nohy má protektivní efekt na paty, hlezna, kolena i vyšší segmenty tlumením nárazů při chůzi či běhu a také ovlivňuje žilní návrat. Při pouhé statické zátěži svaly nejsou aktivní a vznikají tak statické deformity (Lewitová, 2016).

2.4 Senzomotorický systém

Senzomotorický systém zahrnuje senzorickou, pohybovou a centrální integraci a podílí se na udržování společné homeostázy během pohybu. Komponenty, které vedou k funkční stabilitě kloubů musí být flexibilní a přizpůsobivé, protože požadované pohyby se liší jak u osob, tak u prováděných úkonů. Proces udržování funkční stability kloubu se provádí prostřednictvím komplementárního vztahu mezi statickými a dynamickými komponentami. Ligamenta, kloubní pouzdro, chrupavka, frikce a geometrie kostí obsahují statické (pasivní) komponenty. Dynamické složky plynou z dopředné a zpětné vazby neuromotorické kontroly nad kosterními svaly procházejícími kolem kloubu (Ribeiro & Oliviera, 2007; Riemann & Lephart, 2002a)

Periferní mechanoreceptory jsou z klinického ortopedického hlediska nejdůležitější, přestože vizuální a vestibulární vstupy také významně přispívají ke správnému fungování senzomotorického systému. Tyto receptory se nachází v kožních, svalových, kloubních a vazivových tkáních. Řadíme sem například Golgiho šlachová tělíska, která reagují na rychlé a intenzivní protažení šlachy tím, že relaxují daný sval. Dalšími receptory jsou nervosvalová vřeténka, která jsou inervována pomocí reflexních drah, což znamená, že po natažení svalu se natáhnou i tato vřeténka, zvýší se tok signálů v aferentních vláknech. Tato vlákna se v předních rozích míšních napojí na α -motoneurony, které způsobí kontrakci daného svalu, což následně sníží aktivace vřetének. Další inervací vřeténka je γ -motoneuron, který přijímá informace z CNS a tím moduluje citlivost vřeténka a funguje jako tzv. γ -klička. Z retikulární formace jde signál do předního míšního rohu na γ -motoneuron, který vysílá signál pro kontrakci vřeténka, což opět vyvolá aktivaci reflexní dráhy do daného míšního segmentu (Gordon & Ghez, 1991; Haines, 2012; Jami, 1992; Riemann & Lephart, 2002b).

Aferentní dráhy zprostředkovávají vstup do tří úrovní řízení motoriky a přidružených oblastí (např. do mozečku). K aktivaci motoneuronů může dojít v přímé reakci na periferní senzorický vstup (reflexy) nebo na sestupné motorické příkazy, které mohou být modulovány přidruženými oblastmi. Eferentní dráhy z každé motorické regulační úrovně konvergují na alfa a gama motoneuronech v předních rozích míšních. Integrace senzorického vstupu ze všech částí těla začíná na úrovni míchy, kde se neurony a interneurony spojují s vyššími centry v CNS. Pomocí sestupných příkazů z mozkového kmene lze filtrovat senzorický vstup, který bude veden aferentními drahami (Enoka, 1988; Waren, Capra, & Yeziarski, 2006).

2.5 Kinematická analýza pohybu

Kinematická analýza pohybu, konkrétně chůze, se zaměřuje na popis polohy segmentů těla, úhlů v kloubech, rychlosti a zrychlení (Levine, Richards, & Whittle, 2012). Pod kinematickou analýzu patří videografická metoda, chronografie, goniometrie i akceletometrie. Nejčastěji se používají metody videografické, které pohyb hodnotí z videozáznamu z kamer pomocí optoelektronických systémů, systémů na elektromagnetickém principu nebo systémů s akustickými senzory (Janura et al., 2012).

Při zaznamenání pohybu je každý segment zobrazen jako dvojrozměrný obraz. Pro získání prostorových souřadnic bodu je třeba použít více kamer, ze kterých se získají dvojice rovinných souřadnic daného bodu, a ty se následně transformují (složí). Podmínkou pro získání dat je snímání události všemi kamerami současně (Janura et al., 2012).

Vicon Motion System (Oxford Metrics Group, Londýn, Velká Británie) patří do skupiny optoelektronických systémů a využívá vysokorychlostní kamery s infračerveným přísvitem. Lze jím měřit jak drobné pohyby rukou či obličeje tak i celotělovou motoriku. Při této optoelektronické analýze pohybu se využívají reflexní značky (markery), které odráží infračervené světlo. Tyto markery jsou nalepené na kůži na přesně dané anatomické struktury a neměly by měnit pohybový vzor testovaného. Pomocí systému kamer jsou markery nasnímány a je určena jejich poloha ve 3D souřadnicovém prostoru. Značky se použijí buď samostatně či ve formě tzv. clusterů (několik značek na jedné podložce) (Cappozzo, Catani, Della Croce, & Leardini, 1995; Levine, Richards, & Whittle, 2012).

Po umístění markerů nastává kalibrace, po níž může začít samotný záznam pohybu. Kalibrace je nutná pro určení závislosti mezi reálnými a získanými velikostmi ze záznamu. Známé body se nasnímají v prostoru s přesně definovanou vzdáleností mezi sebou, a tak dojde tak k nastavení měřítka mezi skutečnou a obrazovou soustavou souřadnic (Janura et al., 2012; Lelas, Merriman, Riley, & Kerrigan, 2003).

Při každém měření je třeba počítat s určitou chybovostí. Chyby mohou být přístrojové, metodické, teoretické, statistické či subjektivní. Například samotný pohyb mezi markerem na kůži a kostí pod ní způsobuje nepřesnosti v naměřených výsledcích (Janura & Zahálka, 2004; Levine, Richards, & Whittle, 2012).

Kinematickou analýzu lze využít například ve zdravotnictví (fyzioterapie, ortotika, protetika), sportovní odvětví (zlepšení výkonu, prevence zranění), v průmyslu (bezpečnost v automobilech, řízení strojů či robotů), či ve filmovém průmyslu (Dobbelsteen et al., 2001; Heath, 2005; Churchland et al., 2006)

2.5.1 Oxford foot model

Ve dřívějších výzkumech byla noha modelována jako jeden segment, což ale neumožňovalo zkoumání jednotlivých částí nohy vůči sobě. Přílišné zjednodušení vedlo k nepřesnostem při měření, proto byla vyžadována podrobnější metoda pro měření pohybu chodidla a kotníku. Na konci 90. let 20. století se na Oxfordské univerzitě začal vyvíjet tzv. Oxford foot model, umožňující podrobnou analýzu nohy během chůze. Jedná se o vícesegmentový model, který definuje zánoží (kalkaneus a talus), přednoží (I. - V. metatarz), hallux a tibií pro zkoumání pohybu v kotníku. Pohyby zánoží vůči přednoží a rotace zánoží vůči tibií byly popsány během chůzového cyklu ve třech anatomických rovinách. Kvantifikace pohybů segmentů vůči sobě napomáhá k lepšímu pochopení adaptability nohy při chůzi ve všech rovinách. Od roku 2005 se začal Oxford foot model používat u pacientů s dětskou mozkovou obrnou, u pes equinovarus a dalších diagnóz spojených s patologiemi dolních končetin. Tento model byl také implementován do softwaru společností zabývajících se snímáním pohybu (Vicon Vantage). Stal se tak jedním z mezinárodně uznávaných modelů nohy, který se používá pro klinické i výzkumné účely po celém světě.

3 Cíle a výzkumné otázky

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této diplomové práce je posoudit vliv vybraných pelot senzomotorických stélek při chůzi na kinematické parametry segmentů nohy u asymptomatických dospělých osob.

3.2 Dílčí cíle

1. Posoudit rozdíly v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s mediálními patními pelotami senzomotorických stélek v porovnání s chůzí bez pelot.

2. Posoudit rozdíly v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s retrokapitálními pelotami s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot.

3. Posoudit rozdíly v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot.

3.3 Výzkumné otázky

1. Je rozdíl v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s mediálními patními pelotami senzomotorických stélek v porovnání s chůzí bez pelot?

2. Je rozdíl v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s retrokapitálními pelotami s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot?

3. Je rozdíl v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot?

4 Metodika

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Měření se zúčastnilo celkem 13 probandů (6 žen a 7 mužů) ve věku $20,2 \pm 1,1$ let. Jednalo se o studenty Univerzity Palackého v Olomouci. Probandi byli předem seznámeni s účelem a průběhem studie a podepsali informovaný souhlas s možností kdykoli z výzkumu odstoupit (Příloha 1). Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 2).

Do studie mohli být zařazeni pouze jedinci, kteří neměli akutní bolesti pánve a dolních končetin, neurologické onemocnění, výrazné deformity nohou a prstů, neprodělali v minulosti operaci v oblasti pánve a dolních končetin neprodělali závažný úraz nervového ani pohybového systému a netrpěli závažnou vrozenou vadou nervového ani pohybového systému. Případná omezení byla zjišťována pomocí dotazníku (Příloha 3).

4.2 Organizace sběru dat

4.2.1 Vstupní vyšetření.

Každý proband absolvoval vstupní vyšetření, které bylo všem jedincům prováděno jedním konkrétním fyzioterapeutem. Zjištěné hodnoty byly zaznamenávány do vyšetřovacího protokolu (Příloha 4). V protokolu byla uvedena tělesná výška, váha a délka dolních končetin (vzdálenost mezi spina iliaca anterior superior a malleolus medialis). Pomocí posuvného měřidla byla naměřena šířka kolenních kloubů (vzdálenost mediálního a laterálního epikondylu femuru) a šířka hlezenních kloubů (vzdálenost mezi malleolus medialis a malleolus lateralis). Obuv byla pro všechny probandy identická, jednalo se o sportovní boty Pro Touch Dropshot (IIC-INTERSPORT, International Corporation, Bern, Švýcarsko). Stélky byly z testovací sady Velcro od NovaPED sensosystem (Schein Orthopädie service KG, Remscheid, Německo), tvrdost A Shore 30. Probandi si vyzkoušeli a vybrali velikost obuvi, která jim vyhovuje. Poté byla vybrána příslušná velikost stélky. Na tyto stélky byly pomocí suchého zipu umístěny jednotlivé peloty. Přesné umístění určil fyzioterapeut po palpaci kostěných struktur nohy dle metodiky Fischera (2008) a Weissera (2016). Po dokončení úprav stélky proband vyzkoušel, jestli mu umístění v botě vyhovuje a nezpůsobuje nějaký problém.

4.2.2 Příprava měření.

Měření se uskutečnila v prostorách laboratoře chůze na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v listopadu roku 2018.

K záznamu kinematických dat byl použit optoelektronický systém kamer Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) při frekvenci snímání 200 Hz. Reflexní markery o průměru 14 mm byly lepeny na každého probanda jednou osobou na předem definované anatomické body na kůži a obuv. Délka snímaného úseku byla 15 m.

4.2.3 Postup při měření.

Na začátku měření si proband nazul připravenou obuv se stélkami bez pelot. Následně byly připevněny reflexní markery na DKK dle modelu six-degrees-of-freedom (6DOF). Součástí byly kalibrační markery na velkých trochanterech, mediálních kondylech femuru a mediálních malleolech. Pro získání kinematických proměnných jednotlivých segmentů nohy byl použit Oxford foot model. Před každým probandem byla provedena kalibrace systému Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie). Dalším krokem bylo nahrání statického záznamu probanda ve stoji s DKK na šíři pánve. Po odlepení kalibračních markerů si proband vylosoval pořadí podmínek. První podmínka byla vždy základní stélka (bez pelot), další už v individuálně vylosovaném pořadí mediální patní peloty, retrokapitální peloty s laterálním vyvýšením a jejich kombinací. Na každou variantu stélky se proband adaptoval pětiminutovou chůzí. Počet měřených délek s jednou stélkou byl 24. Celková doba jednoho měření byla přibližně 60 minut.

4.2.4 Analýza a statistické zpracování dat.

Z jednoho chůzového cyklu byly vyhodnoceny úhlové parametry a následně normalizovány na 101 datových bodů. V programu Vicon Nexus 2.8x (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie) byly zrekonstruovány značky a poté přiřazeny k použitému kinematickému modelu. Manuálně byly označeny fáze chůzového cyklu u každého záznamu zvlášť. Poté byla data exportována do programu Visual 3D (C-Motion, Germantown, USA), kde byly dopočítány úhlové parametry a po normalizaci byly exportovány pro statistické zpracování, které proběhlo v programu IBM SPSS

24 (IBM Corporation, New York, USA). Díky testu Shapiro-Wilk bylo ověřeno normální rozložení dat a poté byla použita ANOVA pro opakovaná měření. Aby se posoudily rozdíly mezi podmínkami, byl použit post-hoc párový test s Bonferroniho korekcí na hladině významnosti $\alpha=0.05$.

Výstupem byly úhlové parametry pohybu TMT komplexu vůči zánoží ve všech anatomických rovinách ve stojné fázi se základní stélkou, jednotlivými pelotami (CM a RL) a kombinací obou předchozích (CMRL). Pro každý pohyb TMT komplexu vůči zánoží byla vypočítána maximální (max.) a minimální (min.) hodnota pohybu a rozsah pohybu (ROM) ve všech třech rovinách. Pro sagitální rovinu je min. flexe/plantární flexe a max. extenze/dorzální flexe, pro frontální rovinu je min. inverze a max. everze, pro rovinu transverzální je min. addukce a max. abdukce.

5 Výsledky

Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů TMT komplexu vůči zánoží při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s jednotlivými pelotami jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1

Rozdíl úhlových parametrů pohybů TMT komplexu vůči zánoží v porovnání s chůzí bez pelot a s aplikací různých pelot

Rovina pohybu	Parametr	Pohyb	CM	RL	CMRL
Sagitální	min	plantární flexe	-0,01°	-0,52°*	-0,41°
	max	dorzální flexe	-0,23°	0,67°*	0,16°
	ROM		-0,24°	0,15°	-0,25°
Frontální	min	inverze	-0,65°*	0,62°*	0,06°
	max	everze	0,81°*	-0,03°	0,57°*
	ROM		0,17°	0,59°*	0,63°*
Transverzální	min	addukce	0,11°	-0,24°*	-0,18°
	max	abdukce	-0,21°	0,07°	-0,01°
	ROM		-0,10°	-0,18°*	-0,19°*

Poznámka:

CM - patní pelota vyvýšená mediálně

RL - retrokapitální pelota vyvýšená laterálně

CMRL - kombinace CM a RL

max - maximální hodnota pohybu v dané rovině

min - minimální hodnota pohybu v dané rovině

ROM - rozsah pohybu

*p < 0,05.

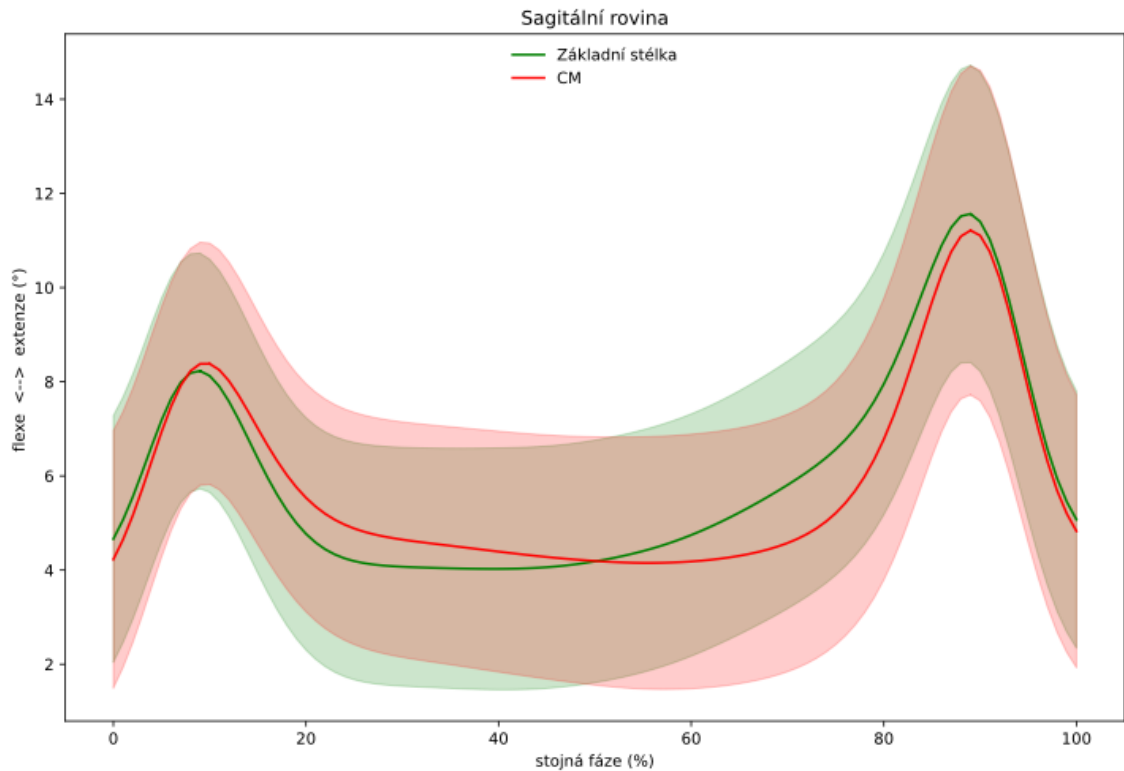
Podrobnější popis výsledků se nachází v následujících kapitolách. Na příložených grafech lze vidět průměrné hodnoty pohybů v daných rovinách během stejné fáze kroku.

5.1 Porovnání výsledků chůze bez pelot s chůzí s mediálními patními pelotami (CM)

Výzkumná otázka 1: Je rozdíl v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s mediálními patními pelotami senzomotorických stélek v porovnání s chůzí bez pelot?

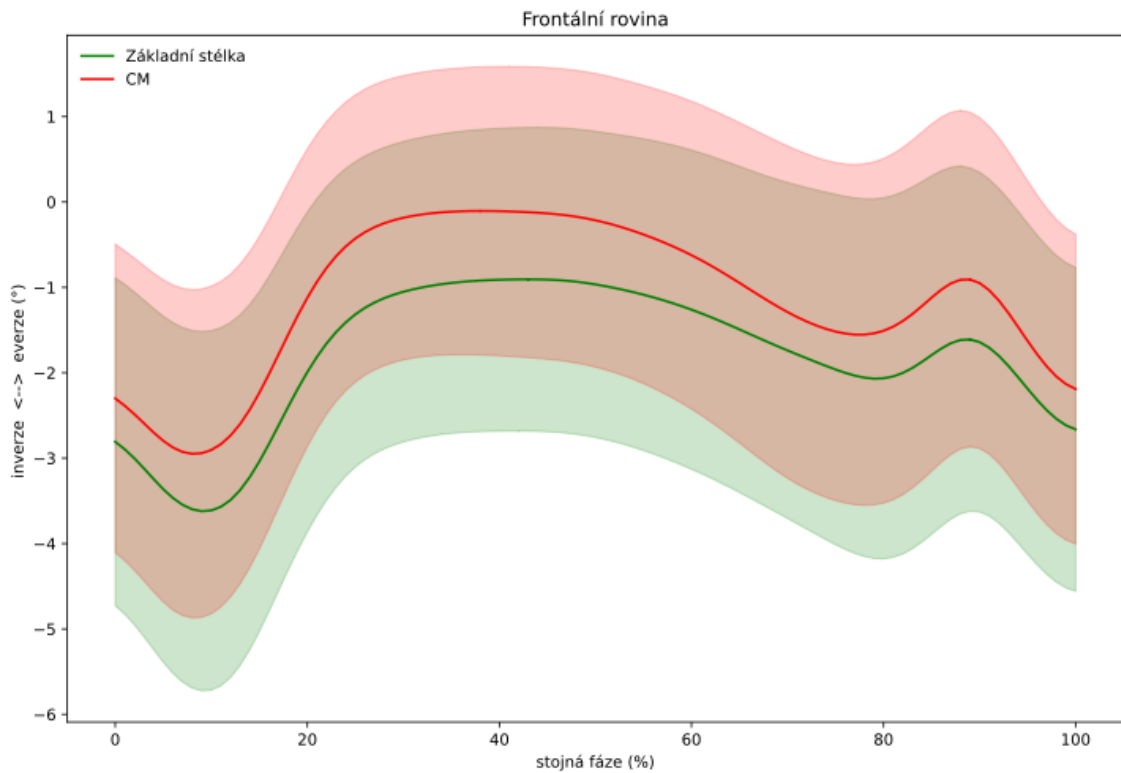
Aplikace patních pelot vyvýšených mediálně měla ve stejné fázi chůze vliv na pohyb TMT komplexu vůči zánoží, konkrétně na velikost inverze a everze ve frontální rovině v porovnání s chůzí se základní stélkou bez pelot.

V sagitální rovině (Obrázek 11) nedošlo ke statisticky významné změně v rozsahu pohybu. Nedošlo ani ke změně maximálních hodnot flexe a extenze.



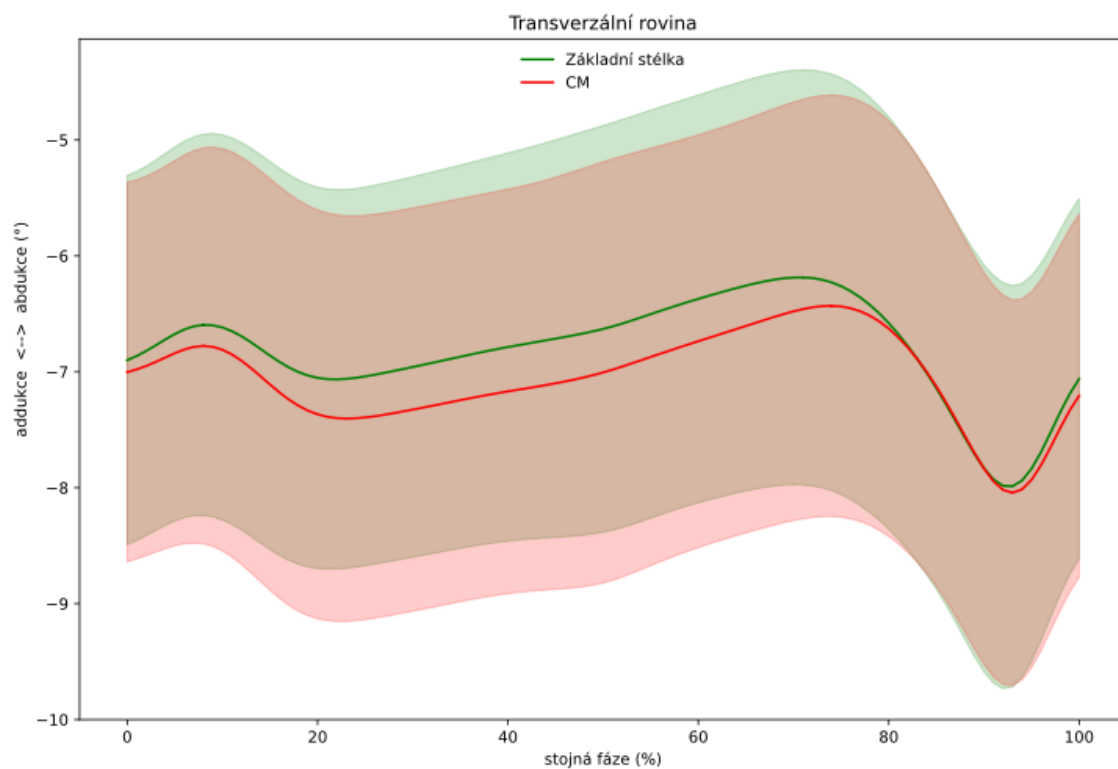
Obrázek 11. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoží v sagitální rovině při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s CM

Ve frontální rovině (Obrázek 12) došlo ke statisticky významnému snížení maximální hodnoty inverze o $0,65^\circ$ ($p = 0,003$) a zvýšení maximální hodnoty everze o $0,81^\circ$ ($p < 0,001$).



Obrázek 12. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoží ve frontální rovině při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s CM

V transverzální rovině (Obrázek 13) nedošlo ke statisticky významné změně v rozsahu pohybu, ani ke změně maximálních hodnot addukce a abdukce.



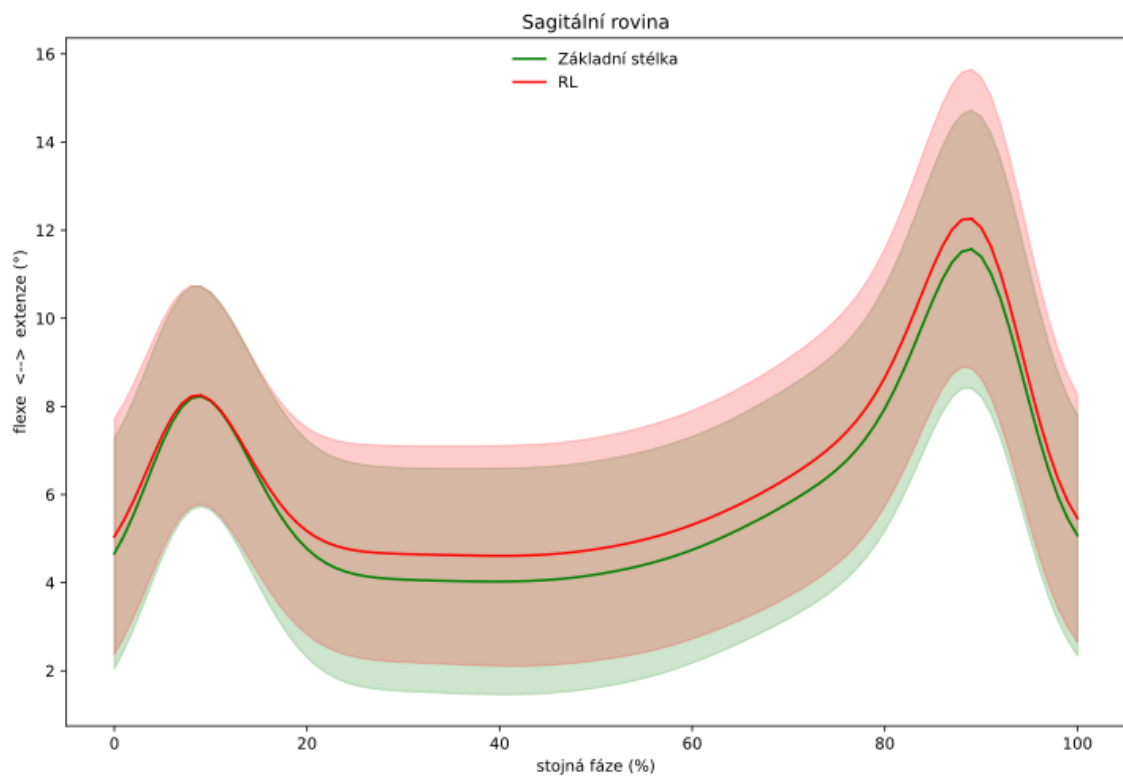
Obrázek 13. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoží v transverzální rovině při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s CM

5.2 Porovnání výsledků chůze bez pelot s chůzí s retrokapitálními pelotami vyvýšených laterálně (RL)

Výzkumná otázka 2: Je rozdíl v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s retrokapitálními pelotami s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot?

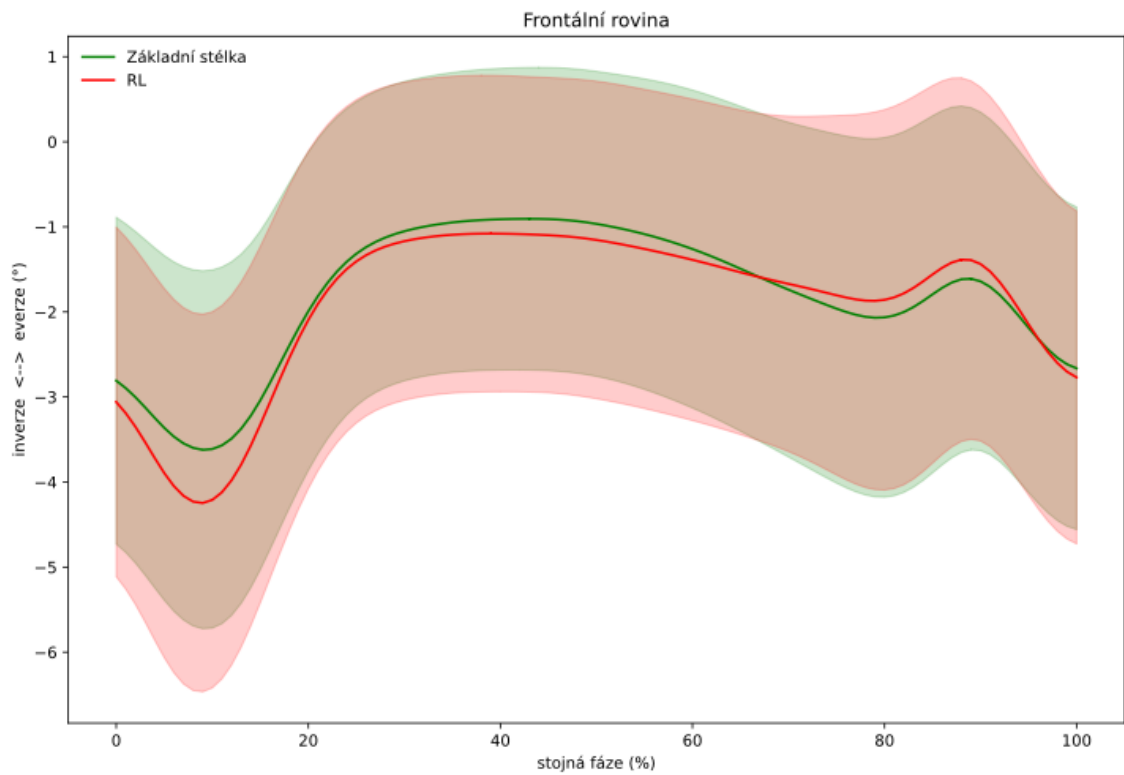
Aplikace retrokapitálních pelot vyvýšených laterálně měla ve stejné fázi chůze vliv na pohyb TMT komplexu vůči zánoží, a to ve všech rovinách pohybu v porovnání s chůzí se základní stélkou bez pelot.

V sagitální rovině (Obrázek 14) došlo ke statisticky významnému snížení max. hodnoty flexe (plantární flexe) o $0,52^\circ$ ($p = 0,006$) a ke zvýšení max. hodnoty extenze (dorzální flexe) o $0,67^\circ$ ($p = 0,002$).



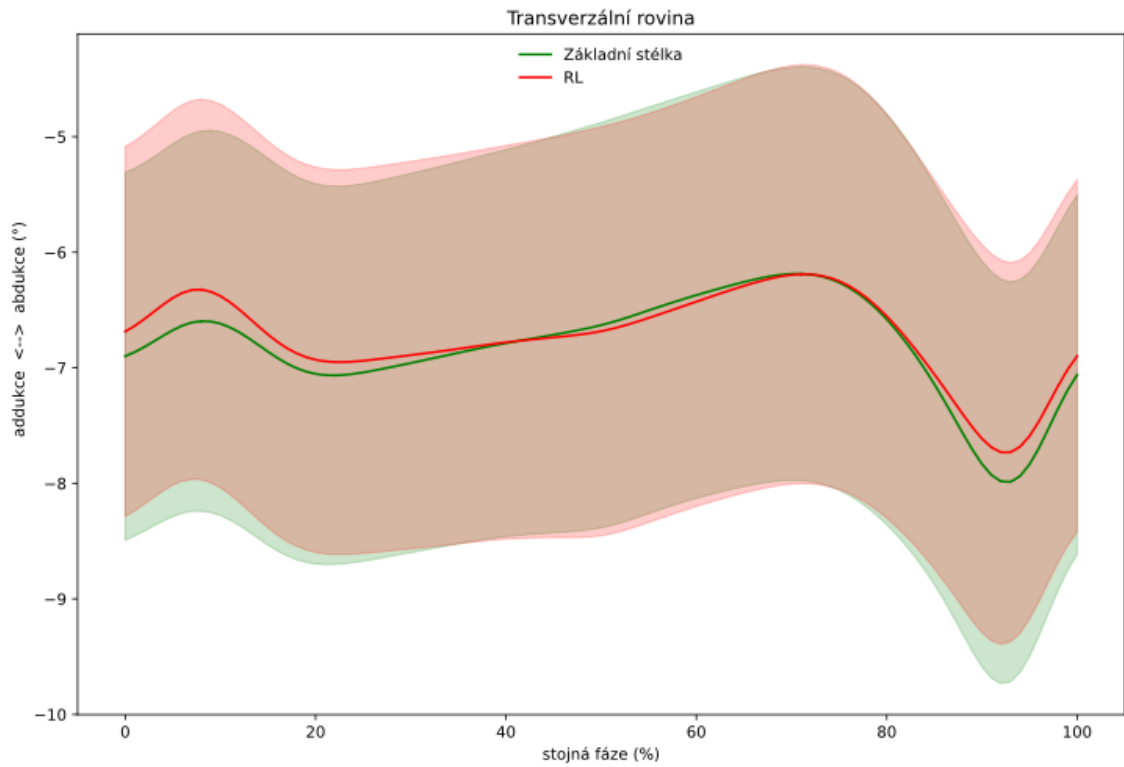
Obrázek 14. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoží ve frontální rovině při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s RL

Ve frontální rovině (Obrázek 15) došlo ke statisticky významnému zvýšení maxima inverze o $0,62^\circ$ ($p = 0,001$) a ke zvýšení celého rozsahu pohybu o $0,59^\circ$ ($p < 0,001$).



Obrázek 15. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoží ve frontální rovině při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s RL

V transverzální rovině (Obrázek 16) došlo ke statisticky významnému snížení maxima addukce o $0,24^\circ$ ($p = 0,029$) a ke snížení celého rozsahu pohybu o $0,18^\circ$ ($p = 0,037$).



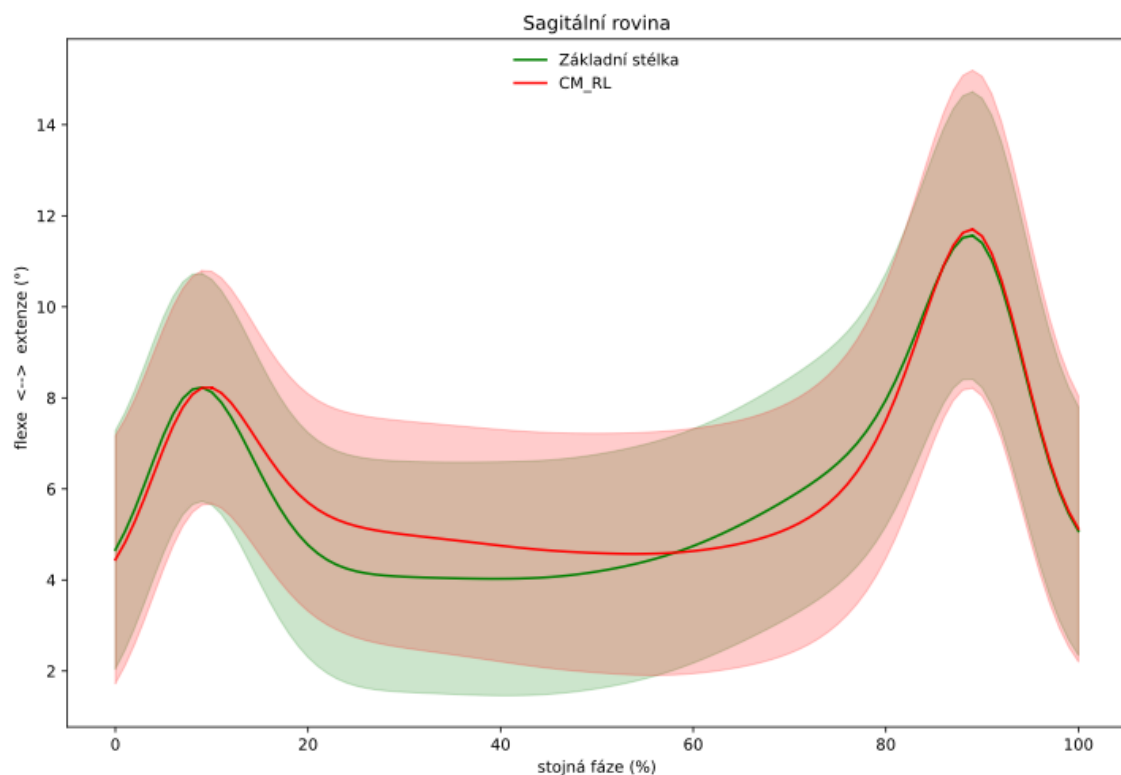
Obrázek 16. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoží v transverzální rovině při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s RL

5.3 Porovnání výsledků při chůzi bez pelot s chůzí s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot vyvýšených laterálně (CMRL)

Výzkumná otázka 3: Je rozdíl v úhlových parametrech pohybu TMT komplexu vůči zánoží při chůzi s kombinací mediálních patních pelot a retrokapitálních pelot s laterálním vyvýšením v porovnání s chůzí bez pelot?

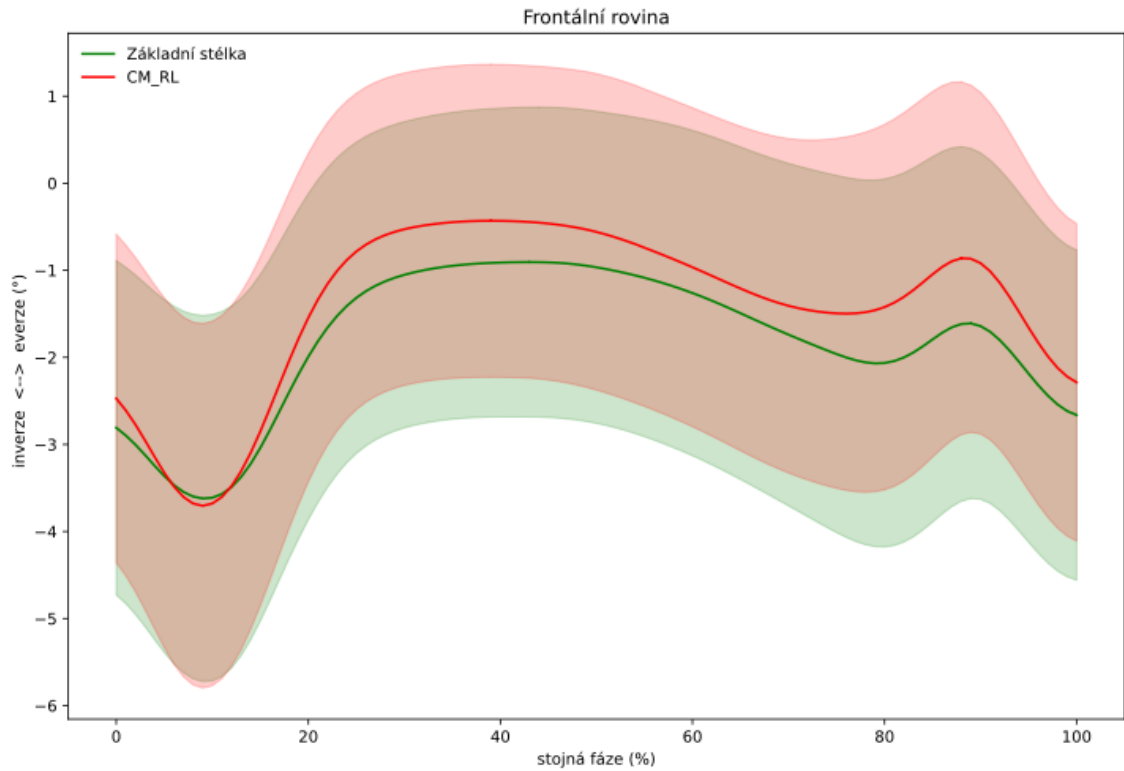
Aplikace CMRL ve stejné fázi chůze vliv na pohyb TMT komplexu vůči zánoží ve frontální a transverzální rovině v porovnání s chůzí se základní stélkou bez pelot.

V sagitální rovině (Obrázek 17) nedošlo ke statisticky významné změně v rozsahu pohybu nebo ke změně maximálních hodnot flexe a extenze.



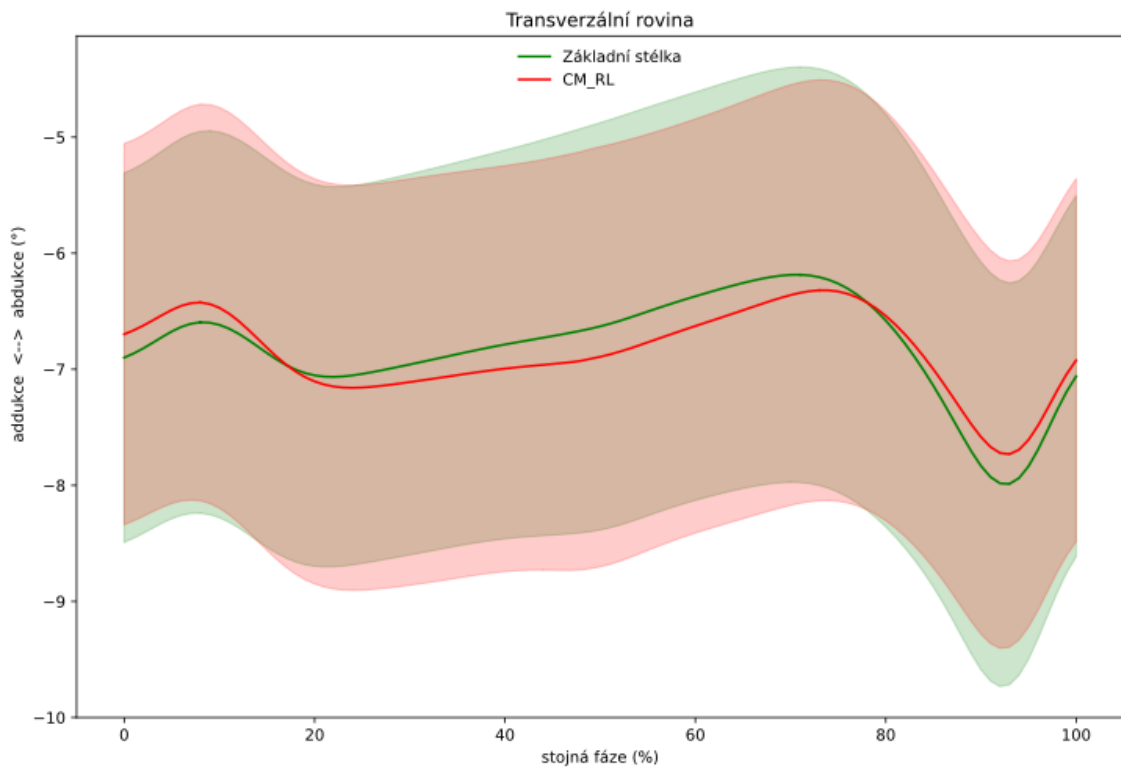
Obrázek 17. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoží v transverzální rovině při chůzi se stélkou bez pelot a se stélkou s CMRL

Ve frontální rovině (Obrázek 18) došlo ke statisticky významnému zvýšení maximální hodnoty everze o $0,57^\circ$ ($p = 0,006$) a k celkovému zvýšení rozsahu pohybu o $0,63^\circ$ ($p < 0,001$).



Obrázek 18. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoží ve frontální rovině při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s CMRL

V transverzální rovině (Obrázek 19) došlo ke statisticky významnému snížení celkového rozsahu pohybu o $0,19^\circ$ ($p = 0,007$).



Obrázek 19. Grafické znázornění pohybu TMT komplexu vůči zánoži v sagitální rovině při chůzi se základní stélkou bez pelot a se stélkou s CMRL

6 Diskuze

Cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv senzomotorických stélek na kinematické parametry TMT komplexu vůči zánoží při chůzi u asymptomatických dospělých osob pomocí kinematické analýzy s využitím optoelektronického systému Vicon Vantage (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie). Hodnotili jsme rozdíly v úhlových parametrech při chůzi se základní stélkou (bez pelot), s jednotlivými pelotami (CM a RL) a s jejich kombinací (CMRL). TMT komplex obsahuje os cuboideum, os naviculare a ossa cuneiformia (os cuneiforme laterale, os cuneiforme intermedium a os cuneiforme mediale) a pět metatarzálních kostí, zánoží tvoří talus a calcaneus. Mezi těmito dvěma oddíly se nachází Chopartův kloub.

Jelikož jsou SM stélky poměrně novým produktem na trhu, není v současné době mnoho studií, které se zabývají jejich vlivem na kinematiku nohy při chůzi. Nedávná diplomová práce se zabývala kinematickými parametry zánoží vůči tibií (Murínová, 2019). Naše diplomová práce se soustředí na distálnější segmenty, tedy zánoží vůči TMT komplexu. V dostupných zdrojích je pozornost věnována hlavně vlivu SM stélek na aktivaci svalů, držení a stabilitu těla (Nawoczenski & Janise, 2004). Kinematická analýza z většiny dostupných studií byla v minulosti omezena především na modely s nohou jakožto jedním segmentem. Je obtížné přímo srovnávat výsledky s jinými studii, protože existují rozdíly mezi definovanými segmenty a zkoumanými kinematickými parametry. Navíc pohyby TMT komplexu vůči zánoží jsou funkčně ovlivněny postavením v STJ. Dle dostupných teorií jsou při everzi/pronaci v STJ podélné osy kloubních ploch talu a kalkaneu pro skloubení s os naviculare a os cuboideum rovnoběžné, což umožní maximální rozsah pohybu, ale nejmenší stabilitu. Pokud roste inverze/supinace v STJ, zvětšuje se rozbíhavost os, zvětšuje se rozsah pohybu, roste stabilita kloubu a je umožněn pákový mechanismus (Duval, Lam, & Sanderson, 2010; Vařeka & Vařeková, 2003).

I přes to, že v této práci vyšly statisticky významné rozdíly v chůzi se základní stélkou (bez pelot) v porovnání se stélkou s pelotami, změna velikosti úhlu nebyla nikdy větší než $0,81^\circ$. V současné době není známo, zda mohou být výsledné malé změny v rozsazích pohybu klinicky prospěšné, ačkoli Nawoczenski, Cook, & Saltzman (1995) předpokládali, že i takové minimální změny mohou být např. u zraněných běžců relevantní, protože existuje potenciál kumulativních účinků vysokého objemu cyklického pohybu. V této diplomové práci jsme zjišťovali efekt pelot na kinematické parametry

nohy u zdravých osob, přičemž námětem dalších studií by mohl být klinický vliv stélek na některé již vzniklé patologie nohy.

Při chůzi s retrokapitální pelotou vyvýšenou laterálně se statisticky významně zvětšila dorzální flexe v cca 90 % stojné fáze o $0,67^\circ$ v porovnání s chůzí se základní stélkou (bez pelot). Dále se zmenšila plantární flexe v cca 30 % stojné fáze o $0,52^\circ$ v porovnání s chůzí se základní stélkou (bez pelot). U ploché deformity jak zánoží, tak přednoží, je klenba snižená, což kinematicky způsobí relativní dorzální flexi středonoží. Klinický přínos lze tedy vidět především u pacientů s vysokou nohou, kde dochází k relativní plantární flexi TMT komplexu vůči zánoží (Saraswat, MacWilliams, Davis, & D'Astous, 2014).

Statisticky významně se s retrokapitální pelotou vyvýšenou laterálně zvýšila inverze v cca 10 % stojné fáze o $0,62^\circ$ a zvýšil se rozsah celého pohybu ve frontální rovině o $0,59^\circ$ v porovnání s chůzí se základní stélkou (bez pelot). Po aplikaci retrokapitální peloty vyvýšené laterálně se snížila addukce v cca 90 % stojné fáze o $0,24^\circ$ a snížil se rozsah celého pohybu v transverzální rovině o $0,18^\circ$ v porovnání s chůzí se základní stélkou (bez pelot). Tyto změny mohou být pozitivní a žádoucí u jedinců s varózním/supinovaným přednožím. Při této strukturální odchylce je pokleslá klenba nohy a může dojít i k deformitám prstců a vazivovému napětí (Magee, 2008). Další diagnózou, kde lze tento efekt využít je pes adductus. Aplikací peloty se snižuje supinace nohy a dochází k rotaci celé DK zevně, což je u pacientů s pes adductus žádoucí. Tento efekt je v souladu s deklarovanou funkcí.

Při chůzi s patní pelotou vyvýšenou mediálně se statisticky významně zmenšila inverze v cca 10 % stojné fáze o $0,65^\circ$ a zvětšila se everze v cca 40 % stojné fáze o $0,81^\circ$ v porovnání s chůzí se základní stélkou (bez pelot). Patní pelotou lze ovlivnit postavení calcaneu, tím rotaci celé DK, ale i prohloubení bederní lordózy. Mediální patní pelota faciliteje m. tibialis posterior, který zvedá klenbu nejen u jedinců s podélně plochou nohou (Kapandji, 1987). V nedávno publikované diplomové práci Murínová (2019) zkoumala vliv mediální patní peloty na kalkaneus, přičemž došlo ke snížení maximální hodnoty everze o $0,98^\circ$. V naší diplomové práci se zvýšila maximální hodnota everze TMT vůči kalkaneu o $0,81^\circ$, z čehož vyplývá, že došlo ke kompenzaci snížené everze kalkaneu. Laštovička et al. (2020) ve výsledcích své studie publikovali zvýšení zevní rotace nohy vůči tibii, ačkoli očekávali opak vlivem pozice peloty mediálně vůči ose subtalárního kloubu. Jejich vysvětlením bylo, že CM pelota způsobila nadměrnou

supinaci celé nohy, což neumožnilo prvnímu metatarzu adekvátní kontakt s podložkou. Muselo tedy dojít ke kompenzaci zvýšením zevní rotace nohy, tím k posunutí osy STJ mediálně, což zlepšilo pronační moment a kontakt prvního metatarzu s podložkou (Kirby, 2001). Při srovnání s našimi výsledky však vidíme, že se noha nechová jako rigidní segment a kompenzuje změny pohybu kalkaneu zvýšeným/sníženým pohybem TMT komplexu. Nester, Hutchins a Bowker (2001) ve své studii zkoumali vliv prodloužených 10° mediálních klínů na rotaci tibie. Výsledkem bylo statisticky významné snížení maximální hodnoty vnitřní rotace tibie (3-4 °). Telfer, Abbott, Steultjens a Woodburn (2013) zjistili snížení maximální hodnoty everze při použití semi-rigidních ¾ stélek s 10° mediálním klínem.

Při chůzi s CMRL se statisticky významně zvýšila everze ve 40 % stojné fáze o 0,57 ° a zvýšil se rozsah celého pohybu ve frontální rovině o 0,63 ° v porovnání s chůzí se základní stélkou (bez pelot). Také se statisticky významně snížil celkový rozsah pohybu v transverzální rovině o 0,19 ° v porovnání s chůzí se základní stélkou (bez pelot). V literatuře je efekt CMRL vysvětlen tzv. „proprioceptivním mechanismem“, přičemž na rozdíl od samotné CM peloty dochází k většímu snížení pronace. Přidání RL peloty umožní větší zatížení laterální strany přednoží a tím efektivnější odraz bez současné supinační instability STJ (Kirby, 2002; Laštovička et al., 2020).

Z výsledků vyplývá, že aplikace všech tří podmínek (CM, RL i CMRL) způsobila statisticky významné změny některých maximálních hodnot i celkových rozsahů pohybů jednotlivých rovin ve stojné fázi chůze. Většina z nich může být objasněna mechanickými principy, avšak „proprioceptivní mechanismus“ hraje roli. Také existuje určitá variabilita reakcí na každou podmínku mezi jednotlivci. Nelze tedy automaticky předvídat efekt na základě známého účinku.

Ve více studiích (Kothari, Dixon, Stebbins, Zavatsky, & Theologis, 2015; Hösl, Böhm, Multerer, & Doderlein, 2014; Lvinger et al., 2010; Twomey, McIntosh, Simon, Lowe, & Wolf, 2010) bylo potvrzeno, že je rozdíl v kinematických parametrech normální nohy a ploché nohy. Při kinematické analýze pomocí optoelektronického systému s využitím Oxford foot model autoři zjistili, že jedinci s plochonožím měli rozdílné výsledky pohybů přednoží, konkrétně zvýšenou maximální hodnotu supinace, zvýšenou maximální hodnotu abdukce, sníženou maximální hodnotu addukce a zvýšenou maximální hodnotu dorziflexe během stojné fáze. Zánoží mělo sníženou maximální hodnotu inverze, zvýšenou maximální hodnotu everze a snížený rozsah celého pohybu

(Hösl, Böhm, Multerer, & Doderlein, 2014). S efektivitou stélek např. u jedinců s plochonožím souvisí analýza rozsahu pohybu i vyšších etází DK než pouze nohy. Snížení rozsahu pohybu zánoží a přednoží bývá kompenzováno zvýšením rozsahu v kolenním nebo kyčelním kloubu. Zvýšená pronace v subtalárním kloubu vede z vnitřní rotaci bérce, kyčle a následně k antevertzi pánve (Khamis & Yizhar, 2007). Když vezmeme v úvahu řetězení, jsou hlavním zájmem subtalární a kyčelní kloub. Jejich vztah potvrdil Kosino et al. (2017). Ve své studii zkoumali pohyby proximálních kloubů v závislosti na zánoží při chůzi u asymptomatických dospělých osob ve frontální a transverzální rovině. Výsledkem byla významná závislost pohybu kyčelního kloubu na zánoží. Vztah mezi pohybem kolenního kloubu a zánoží nebyl tak výrazný.

Aby senzomotorické vložky našly plné uplatnění v praxi při terapii pacientů, je třeba pamatovat na další faktory, které mohou jejich výsledný efekt ovlivnit. Jedním z nich je například obuv, do které se senzomotorická stélka vkládá. Tato problematika se týká spíše žen, neboť často nosí nevhodně úzkou obuv případně podpatek (Kirby, 2009). Dalším ovlivňujícím faktorem může být i doplňkové cvičení s fyzioterapeutem, které urychlí změny postavení segmentů celého těla a tím napomůže rozbourání již zafixovaných patologických či kompenzačních pohybových vzorů. Jak již bylo v této práci zmíněno, žádný pohyb dvou segmentů vůči sobě neprobíhá izolovaně, ale následně ovlivňuje i další části těla. Proto lze zásahem do obuvi změnit např. postavení v oblasti krční páteře apod.

Mechanoreceptory umístěné v plantě poskytují důležité senzorní informace o tlaku na plošku, což ovlivňuje napřímení těla. U jedinců vyššího věku nebo s narušeným nervovým systémem se zvyšuje práh dráždivosti těchto receptorů, proto se stále vyvíjí různé druhy vložek do bot, jejichž cílem je využít toto reziduum senzorních informací (Paton, Hatton, Rome, & Kent, 2017). Propriocepce je zásadní pro senzomotorickou kontrolu stability kloubů nejen dolních končetin. Při poranění kloubu bývá často narušena funkce kloubních receptorů, která má zásadní roli ve vývoji kompenzačních pohybových vzorů při ztrátě mechanické stability kloubu (Riemann & Lephart, 2002b). V několika studiích (Brunt, Andersen, Huntsman, Reinhert, Thorell, & Sterling; 1992; Pintsaar, Brynhildsen, & Tropp, 1996; Tropp & Odenrick, 1988) autoři popsali použití odlišných posturálních kontrolních strategií u pacientů po úrazu kotníku, došlo u nich k výraznější aktivaci svalů v oblasti kyčelního kloubu než u zdravých jedinců. Studie podpořily předpoklad změn řízení pohybu v CNS a změnu propriocepce z oblasti kotníku. Pomocí

senzomotorických stélek je možné změnit tok vzruchů do CNS přes proprioceptory a tím ovlivnit stabilitu daného segmentu. Ve studii Güner, Haghari, Alsancak, Uluğ, & İnanıcı (2018) zkoumali vliv texturovaných vložek s podporou mediální klenby na chůzi u pacientů s roztroušenou sklerózou (RS). Jedinci s RS mají obvykle nižší kadenci chůze, kratší délku kroku a prodlouženou fázi dvojí opory. Výsledky ukázaly okamžité zvýšení kadence a rychlosti chůze u probandů se stélkou. Další studie toto tvrzení potvrdily (Kelleher, Spence, Solomonidis, & Apatsidis, 2010; Kasser, Jacobs, Ford, & Tourville, 2015; Sangelaji et al., 2014; Dixon et al., 2014). Qui et al. (2013) ve své studii uvedli příznivý vliv texturovaných stélek na prodloužení délky kroku a zkrácení dvouoporové fáze končetin u pacientů s Parkinsonovou chorobou. V této problematice by byl vhodný další výzkum, ve kterém by se porovnávalo využití senzomotorických stélek a těchto texturovaných zmíněných výše.

Kinematika TMT komplexu vůči zánoží poskytuje relevantní informace, které se týkají přínosu muskulatury a elastických struktur této oblasti na absorpci nárazů. Tato problematika může být užitečná ve výzkumech týkajících se zatížení plantární aponeurózy, o kterém bylo prokázáno, že hraje důležitou roli při přenosu sil z Achillovy šlachy přes zánoží na přednoží během stejné fáze chůze (Erdemir, Hamel, Fauth, Piazza, & Sharkey, 2004).

V tomto výzkumu byl zjišťován okamžitý vliv senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy. Otázkou zůstává, jaký vliv by tyto stélky měly z dlouhodobého hlediska ve smyslu reedukace chůze do takové míry, že by přetrvávala tato změna i po ukončení nošení.

Použitý optoelektronický systém Vicon Vantage nám umožnil přesné měření kinematiky drobných segmentů nohy vůči sobě. Kromě výzkumných účelů mohou být optoelektronické systémy pro kinematickou analýzu využity v dalších oblastech, včetně výroby obuvi, výzkumu ortotických pomůcek/dlah, indikace senzomotorických stélek či plánování chirurgické léčby u patologií nohou. Zejména může být usnadněno rozhodnutí, zda se jedná o pružnou či pevnou deformitu (např. rozlišení funkční a strukturální ploché nohy). Zjištěním kinematických parametrů lze také odhadovat hrozící vznik deformit vlivem patologických pohybových vzorců jedince. Přínos je také ve snazším pochopení biomechanických souvislostí u bolestí pohybového aparátu (Dixon, Böhm, & Döderlein, 2012).

V limitech studie je třeba zmínit možnou nepřesnost v průběhu měření způsobenou vyšetřujícím. Z důvodu lepení reflexních markerů na obuv je třeba počítat i zde s určitou odchylkou způsobenou pohybem obuvi vůči noze v ní. Limitem může být i relativně malý počet zkoumaných subjektů ($n = 13$).

7 Závěr

Po srovnání úhlových parametrů TMT komplexu vůči zánoží u asymptomatických dospělých jedinců při chůzi bez pelot a s jednotlivými pelotami senzomotorických stélek bylo zjištěno několik statisticky významných změn. Chůze s patní pelotou vyvýšenou mediálně snižuje ve frontální rovině rozsah do inverze ($p = 0,003$) a zvyšuje rozsah pohybu do everze ($p < 0,001$). Patní pelotu lze tedy využít u jedinců s podélně plochou nohou pro facilitaci m. tibialis posterior.

Chůze s retrokapitální pelotou vyvýšenou laterálně ve srovnání s chůzí bez pelot statisticky významně ovlivnila pohyby ve všech rovinách. V sagitální rovině došlo ke snížení rozsahu pohybu do plantární flexe ($p = 0,006$) a zvýšení rozsahu pohybu do dorzální flexe ($p = 0,002$). V rovině frontální došlo ke zvýšení rozsahu pohybu do inverze ($p = 0,001$) a ke zvýšení celého rozsahu pohybu ($p < 0,001$). V transverzální rovině se snížil rozsah pohybu do addukce ($p = 0,029$) a snížil se celý rozsah pohybu ($p = 0,037$). Retrokapitální pelotu můžeme lze u jedinců s vysoce klenutou nohou a s pes adductus.

Při chůzi s kombinací patní pelotou vyvýšenou mediálně a retrokapitální pelotou vyvýšenou laterálně došlo ke statisticky významnému ovlivnění ve frontální a transverzální rovině. V rovině frontální se zvýšil rozsah pohybu do everze ($p = 0,006$) a zvýšil se celý rozsah pohybu ($p < 0,001$). V transverzální rovině došlo ke snížení celého rozsahu pohybu ($p = 0,007$).

8 Souhrn

Diplomová práce se zabývá vlivem senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy u asymptomatických dospělých osob. Cílem bylo určit účinky jednotlivých pelot (patní peloty vyvýšené mediálně, retrokapitální peloty vyvýšené laterálně a kombinací obou) na kinematiku TMT komplexu vůči zánoží.

V teoretické části jsou shrnuty základní anatomické a kineziologické poznatky o noze a o analýze chůze, dále jsou zde rozebrány druhy stélek a jejich vlivu na chůzi.

V praktické části bylo celkem zahrnuto 13 asymptomatických probandů z Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (z toho 6 žen a 7 mužů) ve věku $20,2 \pm 1,1$ let. Testování probíhalo v jednotné předem připravené obuvi odpovídající velikosti s aplikací pelot na základní stélku individuálně podle anatomie nohy probanda. Každý proband absolvoval nejprve chůzi se základní stélkou bez pelot a následně s vybranými pelotami v náhodném pořadí. Před testovanou podmínkou byla pětiminutová adaptace. Kinematické parametry byly měřeny optoelektronickým systémem Vicon Vantage (Vicon Motion System).

Z výsledků vyplývá, že aplikace všech tří podmínek (CM, RL i CMRL) způsobila statisticky významné změny některých maximálních hodnot i celkových rozsahů pohybů jednotlivých rovin ve stejné fázi chůze. Největší efekt nastal aplikací retrokapitální peloty vyvýšené laterálně, a to ve všech třech rovinách pohybu. Zde lze vidět největší klinický přínos, konkrétně u vysoce klenuté nohy a pes adductus. Nejmenší efekt měla naopak aplikace patní peloty vyvýšené mediálně, konkrétně pouze ve frontální rovině.

9 Summary

This thesis deals with the effect of sensorimotor insoles on the kinematic parameters of the foot in asymptomatic adults. The aim was to determine the effects of individual bars (heel bar elevated medially, retrocapital bar elevated laterally and a combination of both) on the kinematics of the tarsometatarsal complex against hindfoot.

The theoretical part summarizes the basic anatomical and kinesiological information from the foot and the gait analysis, as well as the types of insoles and their effect on walking.

The practical part included 13 asymptomatic individuals from the Faculty of Physical Culture of the Palacký University in Olomouc (6 females and 7 males) aged 20.2 ± 1.1 years. Testing was carried out in a uniform pre-prepared shoe of appropriate size with the application of bars on the basic insole individually according to the anatomy of the proband's foot. Each proband first walked with a basic insole without bars and then with selected bars in random order. There was a five minute adaptation before the test condition. Kinematic parameters were measured with a Vicon Vantage optoelectronic system (Vicon Motion System).

The results show that the application of all three conditions (CM, RL and CMRL) caused statistically significant changes in some maximum values and overall ranges of motion of individual planes in the standing phase of the gait cycle. The greatest effect came from the application of the retrocapital bar with lateral elevation in all three planes of movement. The lowest effect was seen in the application of the medial heel bar, specifically only in the frontal plane.

10 Referenční seznam

- Alfuth, M. (2017). Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *Gait & posture*, *51*, 132-141. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.10.007
- Baumgartner, R., Moeller, M., & Stinus, H. (2016). *Pedorthics*. C. Maurer Fachmedien GmbH & Co. KG (Verlag). ISBN 978-3-87517- 050-4.
- Baur, H., Gollhofer, A., & Mayer, F. (2013). Mode of operation of foot orthoses. *Foot & shoe*, *1*, 25-29.
- Boal, E. P., de Bengoa Vallejo, R. B., Rodriguez, M. F., Lopez, D. L., & Iglesias, M. E. L. (2016). Geometry of the Proximal Phalanx of Hallux and First Metatarsal Bone to Predict Hallux Abducto Valgus: A Radiological Study. *PloS one*, *11*(11).
- Bojsen-Møller, F. I. N. N. (1979). Calcaneocuboid joint and stability of the longitudinal arch of the foot at high and low gear push off. *Journal of Anatomy*, *129*(1), 165.
- Brozmanová, B., Spišáková, J., & Kokavec, M. (2011). *Aktuality z ortopedickej protetiky*. Bratislava: Herba. ISBN 978-80- 89171-77-4
- Brunt, D. E. N. I. S., Andersen, J. C., Huntsman, B., Reinhert, L. B., Thorell, A. C., & Sterling, J. C. (1992). Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. *Medicine and science in sports and exercise*, *24*(2), 171-176.
- Caldas, R., Rátiva, D., & de Lima Neto, F. B. (2018). Clustering of Self-Organizing Maps as a means to support gait kinematics analysis and symmetry evaluation. *Medical engineering & physics*, *62*, 46-52.
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical biomechanics*, *10*(4), 171-178.
- Cobb, S. C., Tis, L. L., Johnson, J. T., Wang, Y. T., & Geil, M. D. (2011). Custom-molded foot-orthosis intervention and multisegment medial foot kinematics during walking. doi: 10.4085/1062-6050-46.4.358
- Dixon, P. C., Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach. *Journal of biomechanics*, *45*(6), 1011-1016. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.01.001

- Dixon, J., Hatton, A. L., Robinson, J., Gamesby-Iyayi, H., Hodgson, D., Rome, K., ... & Martin, D. J. (2014). Effect of textured insoles on balance and gait in people with multiple sclerosis: an exploratory trial. *Physiotherapy*, *100*(2), 142-149.
- Dobbelsteen, J. J., Brenner, E., & Smeets, J. B. (2001). Endpoints of arm movements to visual targets. *Experimental Brain Research*, *138*(3), 279-287. doi: 10.1007/s002210100689
- Dungl, P. (2014). *Ortopedie*. 2.přepřacované a doplněné vydání. Praha, Česká republika: Grada Publishing, as.
- Duval, K., Lam, T., & Sanderson, D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & posture*, *32*(4), 637-640. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.007
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha, Česká republika: Grada Publishing as.
- Enoka, R. M. (1988). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics Publishers, Inc., Box 5076, Champaign, IL 61820.
- Fischer, F. (2008). *Proprioceptive Foot Orthotics – Practical manual for expert users*. Nittenau: Schmidkonz GmbH.
- FootcareXpress. (2017). What is a Functional Foot Orthoses? Dostupné z: <http://www.footcarexpress.com/foot-orthoses/>
- Goonetilleke, R. S. (2012). *The science of footwear*. Boca Raton: CRC Press.
- Gordon, J., & Ghez, C. (1991). Principles of neural science. *Appleton & Lange, Norwalk CT*, *564*, 580.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Güner, S., Haghari, S., Alsancak, S., Uluğ, N., & İnanıcı F. (2018). Effect of insoles with arch support on gait pattern in patients with multiple sclerosis. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *64*(3), 261. doi: 10.5606/tftrd.2018.2246
- Hagedorn, T. J., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., Menz, H. B., Casey, V. A., & Hannan, M. T. (2013). *Foot disorders, foot posture, and foot function: the Framingham foot study*. *PLoS One*, *8*(9). doi: 10.1371/journal.pone.0074364
- Haines, D. E. (2012). *Fundamental Neuroscience for Basic and Clinical Applications E-Book: with STUDENT CONSULT Online Access*. Elsevier Health Sciences.

- Hatton, A. L., Rome, K., Dixon, J., Martin, D. J., & McKeon, P. O. (2013). Footwear interventions: a review of their sensorimotor and mechanical effects on balance performance and gait in older adults. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *103*(6), 516-533. doi: 10.7547/1030516
- Hähni, M., Hirschmüller, A., & Baur, H. (2016). The effect of foot orthoses with forefoot cushioning or metatarsal pad on forefoot peak plantar pressure in running. *Journal of foot and ankle research*, *9*(1), 44. doi: 10.1186/s13047-016-0176-z
- Heath, M. (2005). Role of limb and target vision in the online control of memory-guided reaches. *Motor control*, *9*(3), 281-309. doi: 10.1123/mcj.9.3.281
- Hirsch, B. E., Udupa, J. K., & Stindel, E. (2000). Tarsal joint kinematics via 3D imaging. *Critical reviews in diagnostic imaging*, *41*(6), 403-449. doi: 10.3109/10408370091179253
- Hösl, M., Böhm, H., Multerer, C., & Döderlein, L. (2014). Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait & posture*, *39*(1), 23-28. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.017
- Churchland, M. M., Afshar, A., & Shenoy, K. V. (2006). A central source of movement variability. *Neuron*, *52*(6), 1085-1096. doi: 10.1016/j.neuron.2006.10.034
- Jami, L. (1992). Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiological reviews*, *72*(3), 623-666. doi: 10.1152/physrev.1992.72.3.623
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z. a kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints: Lower limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kasser, S. L., Jacobs, J. V., Ford, M., & Tourville, T. W. (2015). Effects of balance-specific exercises on balance, physical activity and quality of life in adults with multiple sclerosis: a pilot investigation. *Disability and rehabilitation*, *37*(24), 2238-2249. doi: 10.3109/09638288.2015.1019008

- Kelleher, K. J., Spence, W. D., Solomonidis, S., & Apatsidis, D. (2010). The effect of textured insoles on gait patterns of people with multiple sclerosis. *Gait & posture*, 32(1), 67-71. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.008
- Khamis, S., & Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & posture*, 25(1), 127-134. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.02.005
- Kim, E. K., & Kim, J. S. (2016). The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *Journal of physical therapy science*, 28(11), 3136-3139. doi: 10.1589/jpts.28.3136
- Kinclová, L. (2018). *Diagnostika a terapie funkce nohy z pohledu vývojové kineziologie: Studijní materiál pro odborný kurz*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů.
- Kirby, K. A. (2001). Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(9), 465-487. doi: 10.7547/87507315-91-9-465
- Kirby, K. A. (2002). *Foot and Lower Extremity Biomechanics II: Precision Intricast Newsletters, 1997-2002*. Precision Intricast Incorporated
- Kirby, K. A. (2009). *Foot and Lower Extremity Biomechanics III: Precision Intricast Newsletters, 2002-2008*. Precision Intricast, Incorporated
- Kirby, K. A. (2014). *Foot and Lower Extremity Biomechanics IV: Precision Intricast Newsletters, 2009-2013*. Precision Intricast Incorporated
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Elsevier Health Sciences.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P. & Švehlík, M. (2009). Vrozené vývojové vady. In Kolář, P. c2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén
- Korbmacher, H., Koch, L., Eggers-Stroeder, G., & Kahl-Nieke, B. (2007). Associations between orthopaedic disturbances and unilateral crossbite in children with asymmetry of the upper cervical spine. *European Journal of Orthodontics*, 29, 100-104. doi: 10.1093/ejo/cjl066

- Koshino, Y., Yamanaka, M., Ezawa, Y., Okunuki, T., Ishida, T., Samukawa, M., & Tohyama, H. (2017). Coupling motion between rearfoot and hip and knee joints during walking and single-leg landing. *Journal of electromyography and kinesiology*, *37*, 75-83. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.09.004
- Kothari, A., Dixon, P. C., Stebbins, J., Zavatsky, A. B., & Theologis, T. (2015). The relationship between quality of life and foot function in children with flexible flatfeet. *Gait & posture*, *41*(3), 786-790. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.02.012
- Larsen, Ch. (2005). *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání.
- Laštovička, O., Klein, T., Abrantes, J., & Janura, M. (2020). Immediate effect of individual bars of insoles and their combination on gait parameters in asymptomatic healthy adults. *Somatosensory & Motor Research*, 1-7. doi: 10.1080/08990220.2020.1753686
- Lear dini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativo, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & posture*, *25*(3), 453-462.
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & posture*, *17*(2), 106-112. doi: 10.1016/S0966-6362(02)00060-7
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's gait analysis* (5th ed.). Edinburg: Elsevier.
- Levinger, P., Murley, G. S., Barton, C. J., Cotchett, M. P., McSweeney, S. R., & Menz, H. B. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal-and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & posture*, *32*(4), 519-523. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.013
- Lewitová, C. M. (2016). O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie* *1*(2). 5-8.
- Lobo, C. C., Marín, A. G., Sanz, D. R., López, D. L., López, P. P., Morales, C. R., & Corbalán, I. S. (2016). Ultrasound evaluation of intrinsic plantar muscles and fascia in hallux valgus: A case-control study. *Medicine*, *95*(45). doi: 10.1097/MD.00000000000005243
- Ludwig, O., Kelm, J., & Fröhlich, M. (2016). The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus

- longus during gait. *Journal of foot and ankle research*, 9(1), 33. doi: 10.1186/s13047-016-0162-5
- Lusardi, M. M., Jorge, M., & Nielsen, C. C. (2013). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Magee, D. J. (2008). *Orthopedic physical assessment 5th ed. St. Louis, Mo, Saunders Elsevier*.
- Mattila, V. M., Sillanpää, P., Salo, T., Laine, H. J., Mäenpää, H., & Pihlajamäki, H. (2011). Orthotic insoles do not prevent physical stress-induced low back pain. *European spine journal*, 20(1), 100-104. doi: 10.1007/s00586-010-1496-5
- Menz, H. B., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., & Hannan, M. T. (2013). Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology*, 52(12), 2275-2282.
- Michaud, T. C. (1997). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Mickle, K. J., & Nester, C. J. (2018). Morphology of the Toe Flexor Muscles in Older Adults With Toe Deformities. *Arthritis care & research*, 70(6), 902-907. doi: 10.1002/acr.23348
- Mills, K., Blanch, P., Chapman, A. R., McPoil, T. G., & Vicenzino, B. (2010). Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British journal of sports medicine*, 44(14), 1035-1046. doi: 10.1136/bjism.2009.066977
- Moisan, G., & Cantin, V. (2016). Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear. *Gait & posture*, 46, 75-80. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.02.014
- Mouri, H., Kim, W. C., Arai, Y., Yoshida, T., Oka, Y., Ikoma, K., ... & Kubo, T. (2019). Effectiveness of medial-wedge insoles for children with intoeing gait who fall easily. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(1), 9. doi: 10.5606/tftrd.2019.2403
- Murínová, L. (2019) Vliv senzomotorických stélek na kinematické parametry nohy (Diplomová práce). Univerzita Palackého v Olomouci, FTK. Dostupné z <https://theses.cz/id/7pcb3r/>

- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*, 2(1), 35. doi: 10.1186/1757-1146-2-35
- Müller, I. (2005). *Bolestivé syndromy pohybového ústrojí v ordinaci praktického lékaře*. Vyd. 2., přeprac. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů.
- Nawoczenski, D. A., Cook, T. M., & Saltzman, C. L. (1995). The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 317-327. doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.317
- Nawoczenski, D. A., & Janisse, D. J. (2004). Foot orthoses in rehabilitation—what's new. *Clinics in sports medicine*, 23(1), 157-167. doi: 0.1016/S0278-5919(03)00087-5
- Neal, B. S., Griffiths, I. B., Dowling, G. J., Murley, G. S., Munteanu, S. E., Smith, M. M. F., ... & Barton, C. J. (2014). Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research*, 7(1), 55. doi: 10.1186/s13047-014-0055-4
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical journal of sport medicine*, 11(1), 2-9.
- Nole, R., Kowalsky, D. S., Garbalosa, J. C., Pollard, E., & Thompson, J. (2013). Orthoses in Rehabilitation. In M. M. Lusardi, M. Jorge & C. C. Nielsen (Eds.), *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* (3rd ed.) (pp. 181-218). St. Louis, MO: Elsevier.
- Kolata, G (2011). Close look at orthotics raises a welter of doubts: New York Times, Jan. 17.
- Northeast, L., Gautrey, C. N., Bottoms, L., Hughes, G., Mitchell, A. C., & Greenhalgh, A. (2018). Full gait cycle analysis of lower limb and trunk kinematics and muscle activations during walking in participants with and without ankle instability. *Gait & posture*, 64, 114-118. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.001
- NovaPED sensosystem by Schein Orthopedic (2011). Sensomotor insoles for gait pattern correction. Remscheid, Germany: Schein orthopädie service KG.

- Paton, J., Hatton, A. L., Rome, K., & Kent, B. (2016). Effects of foot and ankle devices on balance, gait and falls in adults with sensory perception loss: a systematic review. *JBI database of systematic reviews and implementation reports*, 14(12), 127. doi: 10.11124/JBISRIR-2016-003229
- Perera, A. M., Mason, L., & Stephens, M. M. (2011). The pathogenesis of hallux valgus. *JBJS*, 93(17), 1650-1661. doi: 10.2106/JBJS.H.01630
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Petcu, D., & Anca, C. (2012). Foot functioning paradigms: Proc. Rom. Acad., 14(3), 212-217.
- Peterson, M. R., Baycroft, C., & Donatelli, R. A. (2010). Overview of foot orthotics and prescription. In R. A. Donatelli & M. J. Wooden, *Orthopaedic Physical Therapy* (4th ed.) (pp. 557-572). St. Louis, MO: Elsevier.
- Pintsaar, A., Brynhildsen, J., & Tropp, H. (1996). Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *British journal of sports medicine*, 30(2), 151-155. doi: 10.1136/bjism.30.2.151
- Qiu, F., Cole, M. H., Davids, K. W., Hennig, E. M., Silburn, P. A., Netscher, H., & Kerr, G. K. (2013). Effects of textured insoles on balance in people with Parkinson's disease. *PLoS one*, 8(12). doi: 10.1371/journal.pone.0083309
- Rapi, J. (2016). Statické deformity přednoží – diagnostika a terapie, *Umění fyzioterapie*, 1(2), 9-16.
- Rencurel, C., Puil, C., Rouland, D., Ceccaldi, E., Boissonnot, V., Bréard, T., & Janin, M. (2018). Ortesis plantares: tipos, familias y conceptos. *EMC-Podología*, 20(1), 1-8. doi: 10.1016/S1762-827X(17)87774-9
- Ribeiro, F., & Oliveira, J. (2007). Aging effects on joint proprioception: the role of physical activity in proprioception preservation. *European Review of Aging and Physical Activity*, 4(2), 71. doi: 10.1007/s11556-007-0026-x
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37(1), 71.

- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37(1), 80.
- Root, M. L., Orien, W. P., & Weed, J. H. (1977). *Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics*. Vol. II. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
- Sammarco, V. J. (2004). The talonavicular and calcaneocuboid joints: anatomy, biomechanics, and clinical management of the transverse tarsal joint. *Foot and ankle clinics*, 9(1), 127-145. doi: 10.1016/S1083-7515(03)00152-9
- Sangelaji, B., Nabavi, S. M., Estebarsari, F., Banshi, M. R., Rashidian, H., Jamshidi, E., & Dastoorpour, M. (2014). Effect of combination exercise therapy on walking distance, postural balance, fatigue and quality of life in multiple sclerosis patients: a clinical trial study. *Iranian Red Crescent Medical Journal*, 16(6). doi: 10.5812/ircmj.17173
- Saraswat, P., MacWilliams, B. A., Davis, R. B., & D'Astous, J. L. (2014). Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait & posture*, 39(1), 339-345. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.003
- Sosna, A., Vavřík, P., Krbec M., & Pokorný, D. (2001). *Základy ortopedie*. Praha, Česká republika: Triton
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., & Nigg, B. M. (2000). Effects of Foot Orthoses on Skeletal Motion during Running: Clin Biomech, 15(1), 54-64. doi: 10.1016/S0268-0033(99)00028-5
- Stöckel, T., Jacksteit, R., Behrens, M., Skripitz, R., Bader, R., & Mau-Moeller, A. (2015). The mental representation of the human gait in young and older adults. *Frontiers in psychology*, 6, 943. doi: 10.3389/fpsyg.2015.00943
- Telfer, S., Abbott, M., Steultjens, M. P., & Woodburn, J. (2013). Dose–response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *Journal of biomechanics*, 46(9), 1489-1495. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.036
- Tropp, H., & Odenrick, P. (1988). Postural control in single-limb stance. *Journal of orthopaedic research*, 6(6), 833-839. doi: 10.1002/jor.1100060607

- Twomey, D., McIntosh, A. S., Simon, J., Lowe, K., & Wolf, S. I. (2010). Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait & posture*, *32*(1), 1-5. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.01.021
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *10*(3), 94-102.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Villarroya-Aparicio, A., Franco-Sierra, M. Á., García-Muñoz, I., Marcén-Román, Y., Alonso-Vázquez, A., & Rodriguez-Blanco, C. (2015). Impact of forefoot varus on standing and gait kinematics in children. *International Journal of Osteopathic Medicine*, *18*(3), 171-180. doi: 10.1016/j.ijosm.2014.11.002
- Wagner, A., & Luna, S. (2018). Effect of footwear on joint pain and function in older adults with lower extremity osteoarthritis. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, *41*(2), 85-101. doi: 10.1519/JPT.000000000000108
- Wang, K., Tobajas, P. T., Liu, J., Geng, T., Qian, Z., & Ren, L. (2019). Towards a 3D passive dynamic walker to study ankle and toe functions during walking motion. *Robotics and Autonomous Systems*, *115*, 49-60. doi: 10.1016/j.robot.2019.02.010
- Warren, S., Capra, N. F., & Yeziarski, R. (2006). *Fundamental Neuroscience for Basic and Clinical Applications*.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis an Introduction*. 4th. Suzhou: Elsevier Ltd.
- Werner, S., Ohlendorf, D., Schallmeyer, W., ter Hamsel, I., Aich, L., Möller, M., & Nagel, A. (2015). Konservative Therapie des HWS-Syndroms. *Manuelle Medizin*, *53*(5), 350-356, doi: 10.1007/s00337-015-0042-2
- Wright, D. G., Desai, S. M., & Henderson, W. H. (1964). Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *JBJS*, *46*(2), 361-464.
- Yalcin, N., Esen, E., Kanatli, U., & Yetkin, H. (2010). Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc*, *44*(3), 241-5. doi: 10.3944/AOTT.2010.2233

Yeung, E. W., & Yeung, S. (2001). Interventions for preventing lower limb soft-tissue injuries in runners. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (3). doi: 10.1002/14651858.CD001256.pub2

11 Přílohy

Příloha 1. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

Ověření 6DOF marker setu pro výzkum senzomotorických prvků

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka/zákonného zástupce:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 2. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 21. 12. 2017 byl projekt výzkumné práce /základního výzkumu/

autor /hlavní řešitel/: **Mgr. Tomáš Klein**
spoluřešitelé: **Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Mgr. Ondřej Laštovička**

s názvem **Ověření 6DOF marker setu pro výzkum senzomotorických prvků**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **3 / 2018**
dne: **9. 1. 2018.**

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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


Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 3. Dotazník

Dotazník k projektu Senzomotorických stélek	
Dotazník slouží pouze po získání základních informací potřebných k výzkumu, kterého se chcete zúčastnit. Informace jsou důvěrné a bude s nimi nakládáno v souladu s platnými právními předpisy.	
Šedě označená pole mají vytvořený rozevírací seznam možností "NE", "ANO", popř. "nevím", který se zobrazí pomocí šipky při kliknutí do daného políčka. Prosíme, využijte pouze těchto možností!	
Vyplněný dotazník zašlete prosím obratem na emailovou adresu: ondrej.lastovicka@upol.cz . Děkujeme!	
Mgr. Tomáš Klein odpovědný řešitel	
Příjmení, jméno:	
Datum narození (DD.MM.RRRR):	
Trpíte v současné době (posledních 7 dnů) bolestí / bolestmi?	
Objevuje se některá z Vašich bolestí pravidelně (několikrát týdně)?	
Trvá některá z Vašich bolestí více jak 3 měsíce?	
Zmírňují se Vaše bolesti užitím běžně dostupných analgetik (Ibalgin)?	
Nosíte v současnosti ortopedické stélky (vložky do bot), ortézy či další ortotické pomůcky?	
Prodělal(a) jste závažný úraz nervového a/nebo pohybového systému (poškození nervu, přetržený přední křížový vaz kolenního kloubu,...)?	
Trpíte nějakou ze závažných vrozených vad nervového a/nebo pohybového systému (dětská mozková obrna, dysplázie kyčelních kloubů,...)?	
Trpíte nějakou ze závažných získaných vad nervového a/nebo pohybového systému (poškození nervové soustavy v důsledku diabetu, výrazné plochonoží,...)?	
Podstoupil(a) jste nebo plánujete v následujících 3 měsících podstoupit operaci v oblasti pánve či dolních končetin?	

Příloha 4. Vyšetřovací protokol

Příjmení, jméno:					
Datum vyšetření (DD.MM.RRRR)					
Velikost test. obuvi (EUR):		Délka dolní končetiny	P		mm
Délka vnitřní stélky (mm):			L		mm
Výška bez bot:	mm	Šířka kolenního kloubu	P		mm
Výška s botami:	mm		L		mm
Výška podrážky:	mm	Šířka hlezenního kloubu	P		mm
Váha (kg):	10 % váhy:		L		mm
Zkouška 2 vah (P/L):		Závěr:		Vzdál. ASIS (mm):	
Otlaky, opotřebení obuvi:					
 <p style="text-align: center;">upřesnění před měřením</p>					
Funkční testy:	P	L	počítáno:	Celkové skóre:	0
Deep squat			0	Poznámky:	
Hurdle step			0		
Inline lunge (přední DK)			0		
Talar tilt test	plantární flexe	P		Poznámky:	
		L			
	neutrální post.	P			
		L			
	dorzální flexe	P			
L					
Klasická typologie nohy					
	P	L		P	L
Index Chippaux-Šmiřák:			Úhel palce:		
Vzdál. předonoží–zánoží (mm)			Délka otisku (mm):		
Typ nohy:	P		Započ. délka (mm)	0	
	L		Šířka pře donoží (mm)		
Vyšetřující:					

Příloha 5. Potvrzení správnosti překladu

Abstrakt a souhrn této diplomové práce byly odborníkem přeloženy z českého jazyka do anglického jazyka.

Já, KATEŘINA MLEČANOVÁ....., potvrzuji správnost překladu.

PARDUBICE 20.4.2020.....

Datum a místo

  **czeXpress**
international
czeXpress international s.r.o.
Arnošta z Pardubic 2789, 530 02 Pardubice
ICO: 274 67 091, DIČ: CZ27467091

Razítko a podpis překladatele