

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Klára Pekárková

**Vliv obuvi na biomechaniku došlapu
u rekreačních běžců**

Bakalářská práce

Praha 2021

Autor práce: **Klára Pekárková**

Vedoucí práce: **MUDr. Jan Pokorný**

Konzultant práce: **Bc. Ondřej Růžek**

Oponent práce: **MUDr. Vojtěch Illinger**

Datum obhajoby: **2021**

Bibliografický záznam

PEKÁRKOVÁ, Klára, Vliv obuvi na biomechaniku došlapu u rekreačních běžců. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2021, 83 s. Vedoucí bakalářské práce MUDr. Jan Pokorný

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá problematikou hyperpronačního syndromu u rekreačních běžců, jehož četnost výskytu se v běžecké komunitě pohybuje mezi 15 až 20 %. Cílem práce je zhodnotit vliv obuvi na míru hyperpronace a s ní související parametry běžecského kroku. Teoretická část práce se zabývá kineziologií nohy, s důrazem na funkční problematiku hyperpronace, dále biomechanikou běžecského kroku a souvislostí běžecského došlapu s běžeckými zraněními. V praktické části jsou pomocí snímků z 2D kinematické analýzy a dat přístroje Zebris FDM-T System porovnány odebrané videozáznamy běhu v obuvi a běhu naboso. Zhodnocená jsou i klinická vyšetření modifikované Trendelenburgovy zkoušky a Véleho testu. Sledovanou skupinou je 13 rekreačních běžců (7 mužů a 6 žen, průměrný věk 26,5 let). Měřenými parametry jsou míra hyperpronace (objektivizována pomocí everze paty a progresivního úhlu nohy), čas zatížení funkčních oddílů nohy, inklináční úhel nohy, frekvence a délka kroku. Z výsledků práce vyplývá, že změna aferentace a s ní spojená změna biomechaniky došlapu při zutí obuvi má statisticky významný vliv na míru hyperpronace u rekreačních běžců na hladině významnosti $p < 0,001$. Průměrné hodnoty everze paty při běhu v obuvi byly u všech probandů vyšší než při běhu naboso. Vliv obuvi na kinematiku běžecského kroku se prokázal také u ostatních sledovaných parametrů.

Klíčová slova

běh, došlap, hyperpronace, obuv, běžecská zranění, biomechanika

Bibliographic Record

PEKÁRKOVÁ, Klára. The influence of footwear on biomechanics of foot strike of recreational runners. Prague: Charles University in Prague, 2nd Faculty of Medicine, Clinic of Rehabilitation and Sports Medicine, 2021. 83 p. Thesis supervisor: MUDr. Jan Pokorný

Abstract

The bachelor's thesis deals with the issue of hyperpronation syndrome of recreational runners, whose frequency is 15-20 % in the running community. The aim of this work is to evaluate the effect of footwear on the degree of hyperpronation and related parameters of the running step. The theoretical part of the thesis deals with the kinesiology of the foot with emphasis on the functional issues of hyperpronation, biomechanics of the running step and the connection of the running step with running injuries. In the practical part, running in footwear and running barefoot are compared using images from 2D kinematic analysis and data from the Zebris FDM-T System. The clinical examination of the modified Trendelenburg and Véle test is also evaluated. The monitored group consists of 13 recreational runners (7 men and 6 women, average age 26,5 years). The measured parameters are the degree of hyperpronation (objectified by the eversion of the heel and the progressive angle of the foot), the loading time of the functional sections of the foot, the inclination angle of the foot, the frequency and the length of the stride. The results of the thesis show that the change in afferentation and the associated change in the biomechanics of foot strike in footwear have a statistically significant effect on the degree of hyperpronation of recreational runners at the level of significance $p < 0.001$. The average values of the heel eversion when running in shoes were higher in all probands than when running barefoot. The effect of the footwear was also proved for other monitored parameters.

Keywords

run, foot strike, hyperpronation, footwear, running injuries, biomechanics

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Jana Pokorného, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

.....

Poděkování

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu MUDr. Janu Pokornému za odborný přístup při vedení bakalářské práce a cenné rady, které mi poskytl při zpracování práce. Dále bych chtěla poděkovat Bc. Ondřeji Růžkovi za poskytnuté konzultace, vstřícnost a pomoc při realizaci praktické části práce. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat všem probandům za ochotu a rodině a kamarádům za podporu a trpělivost.

OBSAH

ÚVOD	10
1 KINEZIOLOGIE NOHY	12
1.1 NOHA	12
1.1.1 Funkční anatomie	13
1.1.2 Terminologie pohybů	14
1.1.3 Klouby nohy	15
1.1.4 Svaly nohy	17
1.1.5 Nožní klenba	18
1.1.6 Posturální funkce	20
1.1.7 Funkční poruchy nohy	21
1.1.8 Hyperpronační syndrom	22
2 BĚH	25
2.1 KROKOVÝ CYKLUS	26
2.1.1 Opěrná fáze	26
2.1.2 Letová fáze	27
2.2 STRATEGIE DOŠLAPU	27
2.3 ZRANĚNÍ	29
2.4 KINETIKA KROKOVÉHO CYKLU	30
2.4.1 Vztah potenciální a kinetické energie	31
2.4.2 Reakční síla podložky	31
2.4.3 Dynamická plantografie	33
2.5 KINEMATIKA KROKOVÉHO CYKLU	35
2.5.1 Frekvence a délka kroku	36
2.5.2 Sagitální rovina/boční pohled	36
2.5.3 Transverzální rovina	38
2.5.4 Frontální rovina/zadní pohled	39

3	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	41
3.1	CÍLE PRÁCE	41
3.2	HYPOTÉZY	41
3.3	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	42
4	METODIKA	43
4.1	CHARAKTERISTIKA SOUBORU	43
4.2	GoPro	43
4.3	ZEBRIS FDM-T SYSTEM	44
4.4	PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	45
4.5	ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ.....	47
5	VÝSLEDKY.....	49
5.1	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY 1	52
5.2	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY 2	53
5.3	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY 3	54
5.4	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY 4	55
5.5	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY 5	56
5.6	ODPOVĚDI NA VÝZKUMNÉ OTÁZKY	58
6	DISKUZE.....	59
	ZÁVĚR	65
	REFERENČNÍ SEZNAM	67
	SEZNAM OBRÁZKŮ	73
	SEZNAM TABULEK.....	74
	SEZNAM PŘÍLOH.....	75

SEZNAM ZKRATEK

COG	Center of Gravity
COP	Center of Pressure
FB	musculus fibularis brevis
FFS	forefoot strike
FL	musculus. fibularis longus
FN	Fakultní nemocnice
MFS	midfoot strike
m	musculus
RFS	rearfoot strike
ST	subtalární kloub
TA	musculus. tibialis anterior
TP	musculus. tibialis posterior
TS	musculus triceps surae

ÚVOD

Běh je nepochybně jedna z nejoblíbenějších a nejpřirozenějších pohybových aktivit, která dnes neodmyslitelně patří ke zdravému životnímu stylu. Nejvíce příznivců spadá do kategorie rekreačních běžců. K této kategorii se pak v Evropě hlásí více než třetina populace. (Almeida, 2015)

S rostoucím zájmem o běhání, roste i počet běžeckých zranění, která mají souvislost s funkčními poruchami kloubů dolní končetiny. Se zraněním na bázi přetížení se každý rok potýká 20-80 % běžců (Lopes, 2012). S výjimkou akutních traumatických zranění, je většina z nich způsobená nerovnoměrným zatížením jednotlivých struktur, svalovou dyskoordinací a nedostatkem pozornosti související s monotónností pohybů (Van Gent, 2007, Souza, 2016). Většina těchto běžců se pak stává dlouhodobými pacienty navštěvující ortopedické a fyzioterapeutické ordinace.

Tato bakalářská práce se proto zabývá jednou z nejčastějších funkčních poruch nohy, kterou je hyperpronace či hyperpronační syndrom. Sledovanou skupinou jsou rekreační běžci, a to jak pro jejich velké zastoupení v populaci, tak pro častý výskyt (15 – 20 %) hyperpronačního syndromu (Van Gent, 2007, Libardoni dos Santos, 2019).

Teoretická část práce se v první kapitole zabývá kineziologií nohy, s důrazem na funkční anatomii a problematiku hyperpronačního syndromu. Druhá kapitola se zabývá biomechanikou běžeckého kroku, se zaměřením na strategii a analýzu běžeckého došlapu a souvislostí došlapu s nejčastějšími běžeckými zraněními. Cílem teoretické části je shrnutí dosavadních poznatků zabývajících se kineziologií nohy, funkční problematikou hyperpronačního syndromu, kinetikou a kinematikou nohy v rámci běžeckého kroku.

V praktické části jsou pomocí snímků z 2D kinematické analýzy a dat získaných z dynamického chodníku Zebris FDM-T System porovnána vyšetření modifikovaného Trendelendburgova testu (5 výskoků na jedné i druhé dolní končetině), běhu v obuvi a běhu naboso. Sledovanými parametry jsou míra hyperpronace a sešikmení pánve v horizontální rovině v momentě vertikály běžeckého kroku, progresivní úhel nohy, délka kontaktu funkčních oddílů nohy se zemí, frekvence a délka kroku. Aspekt obuvi byl zvolen na základě vzrůstajícího trendu minimalistické obuvi a poznatků souvisejících

s vlivem na jednotlivé biomechanické parametry běžeckého kroku (Lieberman, 2015, Érica Q. Silva, 2020).

Cílem praktické části je uplatněním teoretických poznatků komplexně zhodnotit souvislost mezi kinetickými a kinematickými parametry běžeckého kroku, při změně aferentace z plosky, a mírou hyperpronace u rekreačních běžců. Dílčím cílem práce je porovnání míry hyperpronace při běhu a při klinickém testování stability dolní končetiny (modifikovaná Trendelenburgova zkouška, Vélého test) a posouzení vlivu hyperpronace na míru sešikmení pánve v momentě vertikály běžeckého kroku.

1 KINEZIOLOGIE NOHY

1.1 Noha

Noha je nejdistančnějším článkem dolní končetiny umožňující kontakt těla s terénem. Přestože se noha základním uspořádáním podobá kostře ruky, jsou zde značné odlišnosti nejen ve stavbě, ale i jednotlivých funkcích. Dominantním rozdílem je značné zkrácení článků prstů, zesílení zánártních kostí a celková omezenost pohybu mezi jednotlivými segmenty. Stejně jako ruce, je i noze umožněno uchopení terénu, které je však v rámci ontogeneze postupně překryto potřebou opory. Přesto chápavou funkci ruky dokáže noha zcela zastoupit.

Její hlavní funkcí je zprostředkování stabilního stoje a bipedální lokomoce. Při stoji noha zajišťuje rovnoměrnou opěrnou bázi, která i přes poměrně malou opěrnou plochu tvoří základ pro zajištění správné posturální stability (McKeon, 2015). Během lokomoce pak musí poskytnout jak stabilní oporu při došlapu a odrazu, tak dostatečnou flexibilitu pro přizpůsobení se terénu. Toto přizpůsobení nohy zajišťuje optimální míra pronace funkčních oddílů nohy. Při popisu nohy je často využíváno přirovnání k pružině, která ukládá a následně znovu navrácí energii v průběhu každého kroku. Mezi struktury uchovávající energii patří plantární aponeuróza, vazy, kloubní pouzdra, fascie a šlachy dlouhých i krátkých svalů nohy.

Kromě opory je noha také důležitým orgánem zpětnovazebného řízení, kdy receptory z kůže, krátkých a dlouhých svalů nohy, plantární fascie, vazů, šlach a kloubních pouzder zajišťují aferentní podněty ovlivňující funkci nohy i vzpřímené držení (Véle, 2006, Dylevský, 2009, Kapandji, 1987).

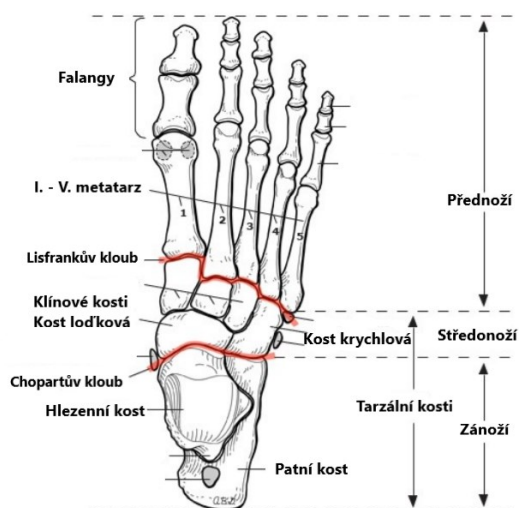
Kraniálně od hlezenního kloubu se nachází bérec, který se skládá z kosti holenní a kosti lýtkové. Kostí jsou spojeny relativně pevnou syndesmózou, a tak je jejich vzájemný posun velmi omezen. Přesto, že je rozsah pohybu takto omezen, plní důležitou a nenahraditelnou funkci zajišťující přenos hybných sil do kolenního a kyčelního kloubu. Správné nastavení a funkce nohy se tak promítá do celého hybného systému. (Dylevský, 2009)

1.1.1 Funkční anatomie

Anatomicky označuje termín noha část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Je tvořena třemi funkčními oddíly (zadní, střední a přední), které dělí dvě linie odpovídající transverzotarzálními a tarzometatrzálnímu funkčnímu kloubu, známé též pod pojmy Chopartův a Lisfrankův kloub. Zanoží (zadní tarsus) tvoří dvě tarzální kosti (kost hlezenní a kost patní). Středonoží (přední tarsus) tvoří pět malých kostí (kost krychlová, loďkovitá a tři kosti klínové). Přednoží tvoří kosti nártní, (I.-V. metatarz a články prstců). Funkční oddíly jsou znázorněny na Obrázku 1.

Z funkčního pohledu je podstatné i členění do dvou paralelních paprsků. Mediální paprsek se skládá z kosti hlezenní, loďkovité, kostmi klínovými, I. – III. metatarzem, na které navazují prstce.

Laterální paprsek se skládá z kosti patní, krychlové, IV. a V. metatarzu a přiléhajících prstců. Ontogenetický vývoj pronace, označováno též jako pronatorní zkrut, zajistí polohu kosti patní a tarzální. Pronatorní zkrut se naplno projeví v přednoží a oba paprsky se dostanou vedle sebe. Kosti zadního tarzu se tak při zátěži pohybují odlišně. Aktuální postavení v subtalárním kloubu má tak přímý vliv na rozsah pohybu v Chopartově kloubu (Vařeka, 2009, Kapandji, 1987).

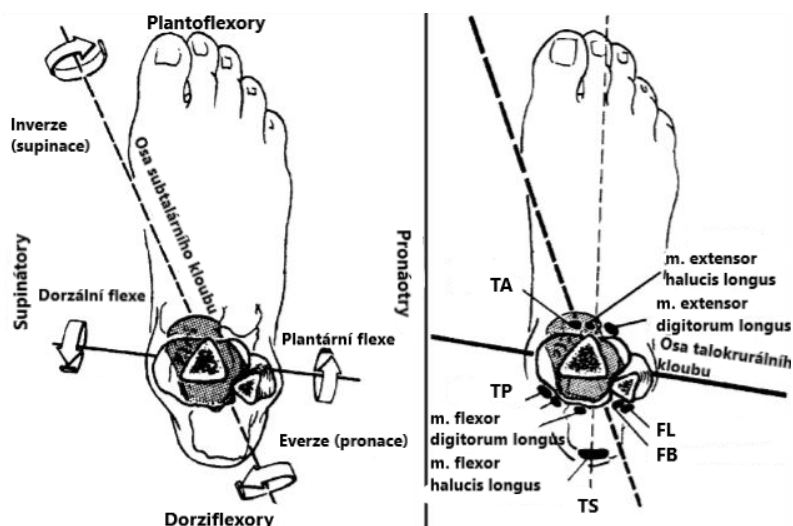


Obrázek 1 Kosti a klouby nohy

1.1.2 Terminologie pohybů

U nohy se na rozdíl od jiných částí těla setkáváme s daleko složitějším popisem pohybů. Odlišnosti v terminologii vyplývají z ontogenetického vývoje nohy. Osy pohybů vlastních kloubů ani jejich komplexů se nenacházejí v průnicích hlavních anatomických rovin. V hlavních rovinách pak nemohou probíhat ani funkční pohyby (Lundberg, 2016). Šikmé nastavení os je znázorněno na Obrázku 2.

Při popisu flexe a extenze dochází k nejednotnému názoru řad autorů, pro jasnější popis bude v práci využito pojmů plantární a dorzální flexe. Abdukce a addukce nohy popisuje postavení v transverzální rovině. Valgozita paty označuje polohu segmentu ve frontální rovině ve vztahu k ose bérce. Abdukce a addukce prstců se vztahuje k dlouhé ose nohy. Rotační pohyb probíhá v rovině frontální. V literatuře jsou nejednotné hlavně pojmy supinace s inverzí a pronace s everzí. Supinace a pronace se odehrává hlavně v zadním a předním talokalkaneálním kloubu, jimiž procházejí šikmé osy. Supinace je pohyb planty mediálním směrem, pronace laterálním. Inverze je pohybem složeným z addukce a supinace. Everze vzniká složením abdukce a pronace (Véle, 2006, Vařeka, 2009).



Obrázek 2 Pohyby nohy (Chan, 1994)

1.1.3 Klouby nohy

Pro správnou lokomoční funkci je důležité, aby noha zajišťovala dostatečnou jak statickou, tak dynamickou funkci. Musí být tak dostatečně flexibilní a zároveň rigidní. Pružnost je zajištěna specifickým tvarem kostí, příslušnými ligamenty a svaly bérce a nohy. Mezi jednotlivými kostmi se nachází desítky kloubních spojení a kloubů. Pohyb mnoha z nich je sice výrazně omezen, ale pro správnou funkci jsou pružnost a drobné posuny rozhodující. Vzhledem k významu pro tuto práci budou uvedeny jen ty z nich, které spadají do funkčních jednotek horního (talokrurální kloub) a dolního hlezenního kloubu, který se dále dělí na přední a zadní oddíl. Zadní oddíl tvoří kloub subtalární (ST) a přední oddíl transverzotarální kloub (TT). (Vařeka, 2009; Fraser, 2016)

1.1.3.1 Talokrurální kloub

Horní hlezenní kloub je kloubem složeným. Jamku kloubu tvoří kosti bérce a hlavici kladka hlezenní kosti s šikmě probíhající osou středy kotníků. Šikmá osa způsobuje, že při dorzální flexi nohy dochází k zevní rotaci bérce (noha jde do inverze a kost hlezenní do valgosity). Díky širší hlezenní kosti v přední části, je kloub stabilnější při plantární flexi, při flexi dorzální dochází k mírnému pohybu do stran. Ke stabilizaci kloubu je zapotřebí rozsáhlý systém vazů. Vnitřní vazivovou podporu tvoří silné ligamentum deltoideum. Zevní komplex tvoří slabší ligamentum collaterale laterale, který je velmi náchylný k přetížení. Rozsah pohybu je téměř 90°, běžné exkurze při chůzi jsou pouze 50–60°. (Dylevský, 2009, Vařeka, 2009)

1.1.3.2 Subtalární kloub

Subtalární kloub tvoří spojení mezi kostí hlezenní a patní. Kloub je nekongruentní, a tak je v něm, kromě hlavních pohybů supinace/pronace, možná i kloubní hra. Jeho stabilita je závislá na vzájemném postavení kloubních ploch, dle Rootova optimálního poměru supinace: pronace je to přibližně 2:1, a na čtyřech silných vazech, ligamentum talocalcaneum posterius, laterale et mediale a ligamentum talocalcaneum interosseum. Osa pohybu vede dorzomediálním okrajem loďkovité kosti a lateroplantárním okrajem kosti patní. Z pohledu hlavních tělních os tedy superoinferiorně a anteroposteriorně.

Orientace osy způsobí, že pohyb probíhá převážně do supinace/pronace. Rozsah pohybu do supinace je kolem 52° a do pronace kolem 25°. Do jisté míry dochází i k addukci/abdukci a plantární/dorzální flexi ovšem v daleko menší míře než v hlezenním kloubu. (Vařeka, 2009, Fraser, 2016)

1.1.3.3 Transverzotarzální kloub

Transverzotarzální kloub, klinicky též nazýván Chopartův kloub, je spojení kosti člunkové s kostí hlezenní a kosti krychlové s kostí patní. Pouzdro kloubu talokalkaneonavikulárního je zesíleno několika vazy, lig. calcaneonaviculare plantare et dorsale, lig. bifurcatum, známé pod pojmem „klíč k Chopartově kloubu“. V kloubu se odehrává addukce, abdukce, plantární flexe, inverze a everze. Pohyb v kloubu není za normální situace příliš velký, jeho rozsah se však zvětší při omezení pohybu v horním a dolním hlezenním kloubu (Dylevský, 2009). Longitudinální osa prochází proximodistálně, plantodorzálně a lateromediálně. Průběh osy je velmi podobný subtalárnímu kloubu, ale s odlišnými hodnotami úhlů. Malý sklon k dlouhé ose nohy umožňuje pohyby převážně ve frontální ose, tedy supinace/pronace. Tím je umožněn kontakt přednoží s podložkou při supinaci/pronaci patní kosti (Fraser, 2016). Příkrý a šikmý průběh šikmé osy umožňuje dorzální flexi zároveň s abdukci a plantární flexi s addukcí.

1.1.3.4 Klouby tarzometatarzální

Zánártní klouby dohromady tvoří Lisfrankův kloub. Kromě I. tarzometatarzálního kloubu spolu klouby komunikují skrz společnou synoviální dutinu s pouzdem. Stabilizaci jim zajišťují dorzální, plantární a mezikostní vazy. Nepravidelná linie kloubů běží šikmo a její mediální okraj se nachází distálněji než laterální. V důsledku tvaru kloubních ploch a silných krátkých vazů zde probíhá jen velmi malý pohyb. Nejpohyblivější jsou laterální metatarzy, jejichž osy flexe a extenze jsou šikmé a při plantární flexi se pohybují mediálně. I. metatarz jde naopak laterálně, a tak se přibližuje k laterálním. Toto přiblížení způsobuje zakřivení předního příčného oblouku nohy. (Vařeka, 2009, Fraser, 2016)

1.1.4 Svaly nohy

Svaly nohy lze rozdělit na svaly dlouhé, které začínají na lýkové a holenní kosti a na svaly krátké, které se nacházejí na skeletu nohy. Z funkčního pohledu se jedná o plantoflexory, dorziflexory, pronátory a supinátory, přičemž plantoflexory a supinátory jsou mnohem silnější než dorziflexory a pronátory. (Kapandji, 1987)

Dlouhých svalů nohy není mnoho, ale jejich funkce pro pohyby nohy je stěžejní. Bříška svalů se nacházejí na bérci ventrálně (m. tibialis anterior, TA), dorzálně (m. triceps surae, TS), m. plantaris, m. tibialis posterior, TP) a laterálně (m. fibularis longus, FL et m. fibularis brevis, FB), jejich úpony pak na skeletu nohy, čímž zajišťují hlavní pohyby. TA provádí dorzální flexi, supinaci a udržuje podélnou klenbu. Mohutný TS zajišťuje plantární flexi, má tak významnou posturální i dynamickou funkci a je hlavním propulsorem při odrazu. Jeho mediální část, m. soleus zase zabraňuje nadměrné everzi. Funkcí TP je addukce se supinací (inverze), zajišťuje podélnou klenbu a tvoří tak třmen nožní klenby. FL a FB společně provádí plantární flexi, pronaci s abdukci (everze) a zajišťuje jak podélnou, tak i příčnou klenbu. Při plantární flexi plní funkci spíše stabilizační. Jejich aktivita je nejvyšší v uzavřeném kinematickém řetězci. Z dlouhých svalů prstů jsou svojí funkcí významné hlavně svaly palce, které se podílejí na stabilizaci vnitřního paprsku nohy a zabezpečují odvinutí paty v koncové fázi kroku. (Dylevský, 2009, Kapandji, 1987)

Celková síla supinátorů převyšuje sílu pronátorů, a tak při absenci podpory zaujímá polohu v supinaci. Tato nerovnováha je vyrovnána při zatížení nohy, kdy svaly pracují v uzavřeném kinematickém řetězci. Váha těla způsobuje oploštění nožních kleneb a noha se dostává do pronace. (Kapandji, 1987)

Důležitou roli nehrají jednotlivé svaly, ale celé svalové řetězce, které při správném řízení CNS zprostředkují koordinovaný pohyb. Véle (2006) uvádí hned několik řetězců majících přímý vliv na postavení nohy a udržení funkční klenby při pohybu.

Řetězec jdoucí z nohy na hrudník:

kost klínová-FL – holenní kost-fascie bérce-m. biceps femoris + m. adduktor longus – m. obliquus abdominis internus - m. obliquus abdominis externus (druhé strany) – hrudník

Třmen skládající se ze dvou smyček:

1. lýtková kost – FL – I. metatarz – klínová kost – TA – holenní kost
2. lýtková kost – FL – patní kost – krychlová kost – TP – holenní kost

1.1.5 Nožní klenba

Nožní klenba vzniká na podkladě pronatorního zkrutu nohy v průběhu vývoje tak, že se zánoží zastaví ve vertikále a hlavičky metatarzů dosáhnou horizontály. Důležitou a nezastupitelnou roli hraje při tlumení nárazu při kontaktu se zemí, zároveň chrání měkké tkáně a cévy nohy. (Vařeka, 2009)

Tradičně se nožní klenba popisuje pomocí 3 opěrných bodů (dorzální část patní kosti, hlavička I. a V. metatarzu), které spojují 3 základní linie (vnitřní, vnější a příčná). Plocha vzniklá mezi liniemi tvoří opěrnou bází, do které se promítá těžiště. Podélným klenutím, které je ohraničeno mediální a laterální linií, probíhá 5 oblouků, které svým směrem odpovídají 5 metatarzům. Nejvíce zatíženým obloukem ve stoji i lokomoci je oblouk mediální, který se skládá z 5 kostí (os metatarsale I., os cuneiforme mediale, os naviculare, talus a calcaneus).

Na pevnosti a stálosti příčné a podélné klenby se podílí konfigurace kostí a kloubů nohy, napětí vazů a svalů nohy a bérce. Na pevnosti nožních kleneb se podílejí převážně krátké svaly nohy, které mají jen malou oblast působení. Dlouhé svaly pak zajišťují jak stabilizaci kleneb, tak globální pohyby celé nohy (McKeon, 2015). Práce svalů také zajišťuje dynamickou rezervu, která je následně využita při zvýšení nároků na zátěž. (Vařeka, 2009, Dylevský, 2009)

Po zatížení nohy následuje vzájemné posunutí segmentů, oploštění klenby, pronace zánoží a supinace přednoží. Zánoží se posune do addukce, pronace a mírné dorzální flexe, talus a kalkaneus jde mediálně. Přednoží se vzhledem k zánoží dostává do abdukce, plantární flexe a supinace. (Vařeka, 2009)

Při vzniku jakékoli svalové poruchy (i funkční) se poruší i správná funkce klenby. Dochází k jejímu zborcení, deformitám a artrózám nožních kloubů, které jsou příčinou bolesti. Podélným zborcením klenby dochází k valgozitě paty. Příčné zborcení zapříčiní otlaky hlaviček metatarzů a vede až k subluxaci prstců. Vážnou posuvnou pohybu kostí nohy při zatížení a následné odvinutí plosky od podložky. (Rychlíková, 2019)

1.1.5.1 Plantární aponeuróza

Plantární aponeuróza, v anglické literatuře též plantární fascie, je vazivová struktura na plantární ploše nohy dělicí se na část centrální, laterální a mediální. Rozkládá se od hrbolu patní kosti po skloubení mezi metatarsy a články prstců. Její povrchová vrstva se upíná do kůže nad hlavičkami metatarzů a hluboká se prolíná s pochvami šlach flexorů prstců. Plantární aponeuróza plní důležitou biomechanickou funkci v zajištění klenby nožní, při zpevnění ve střední opoře i odrazu v rámci krokového cyklu. Její funkce je však závislá na adekvátní funkci krátkých svalů nohy. Pokud svaly nefungují správně, dochází k nestabilitě a abnormálním pohybům nohy při každém kroku., které nadměrně zatěžují plantární aponeurózu. Výsledkem dlouhodobého přetěžování je plantární fascitida (McKeon, 2015, Vařeka, 2009). Napětí plantární aponeurózy je také přímo závislé na aktivitě m. triceps surae, který ji přes Achillovu šlachu napíná. TS má tak přes plantární aponeurózu přímý vliv na postavení předonoží, středonoží a zánoží. K nejvyššímu napětí dochází asi v 80 % stojné fáze, kdy dochází ke zvýšení mediálního oblouku klenby a inverzi středonoží a zánoží (Fraser, 2016).

1.1.6 Posturální funkce

Schopnost udržet vzpřímené držení a přizpůsobit se změnám zevních i vnitřních sil tak, aby nedošlo k neřízenému pádu, určuje posturální stabilitu. Systém vzpřímeného držení se skládá ze tří složek – sensorická (propriocepce a exterocepce, zrak a vestibulární systém), řídicí (CNS–mozek a mícha) a výkonná (pohybový systém).

Aktivní držení segmentů těla v průběhu pohybu proti působení tíhové síly se nazývá postura. Správné postavení nohy má díky dlouhým svalovým řetězcům zásadní vliv na posturu a posturální stabilitu, i přes relativně malou opěrnou bázi. Opěrná báze tedy udává část plochy kontaktu s podložkou, která se podílí na přenosu sil mezi nohou a podložkou. Kvalitnější posturální stability lze pak dosáhnout i jen malým zásahem do biomechaniky nohy při došlapu (Moon, 2014). Posturální funkce je realizována především určitými oblastmi plosky (patní kost a hlavičky metatarzů), v literatuře nepřesně označovány jako opěrné body. Vařeka (2009) dále uvádí, že model třibodové opory plní pouze přibližnou představu, protože stoj je pouze kvazistatický stav. Body opory jsou tak vytvořeny zcela náhodně dle aktuálně se měnící situace. Nejedná se tak o jednorázové zaujetí stabilní opory, ale o neustále zaujímání stále stabilní opory.

Jednou ze základních podmínek, nutných k udržení posturální stability, je neustálý průmět těžiště (Center of Gravity, COG) do opěrné báze. Ta se však nemusí shodovat s opěrnou plochou, tedy plochou přímo naléhající na podložku. Při analýze pohybu lze sledovat také působíště vektoru reakční síly podložky (Center of Pressure, COP). Aktivita svalů ve stoji dokáže posouvat COP tak, aby se těžnice COG nacházela vždy v opěrné bázi. Při pohybu je situace odlišná, protože se COP nachází často mimo opěrnou bázi. Opěrná báze však musí být zajištěna tak, aby se do ní výslednice vnějších sil i COP opět vrátila. (Vařeka, 2009)

K posouzení posturální stability je možné využít mnoho certifikovaných testů a škál. Mezi nejčastěji využívané klinické testy patří Rombergův test, stoj a poskok na jedné noze, rychlá chůze (modifikovaná), Véle-test a další.

Test dle Véleho (Véle-test) je využíván k hodnocení celkové stability. Jeho provedení je snadné, rychlé a nevyžaduje žádné speciální pomůcky. Test vychází z předpokladu, že míru stability lze ohodnotit dle chování prstů ve vzpřímeném stoji.

Dle Véleho (2006) se totiž porucha stability projevuje nejprve zvýšenou aktivitou prstců, a až poté se aktivita posouvá proximálně. Při větší poruše stability je patrná již hra šlach lýtkových a bérceových svalů. Rostoucí deficit stability se tak projevuje zvýšenou plantární flexi prstců, místo lehkého dotyku uvolněných prstců. Dalším stadiem je pak drápovitá poloha prstců, kde převažuje aktivita m. flexor digitorum longus nad m. flexor digitorum brevis spolu s pohyby nohou do supinace/pronace a další deformací prstců. Test je založen na aspekci, vyšetřovaný zaujme vzpřímený stoj s pohledem před sebe. Pro ztížení lze vyloučit zrakovou kontrolu zavřením očí. Vyšetřující pak zhodnotí pozici, formu a chování prstců pomocí čtyřstupňové škály. (Véle, 2006)

1.1.7 Funkční poruchy nohy

Dolní končetina jako celek tvoří funkční jednotku, která je též nezastupitelná pro zachování rovnováhy ve stoji i v pohybu. Stav funkce jedné části ovlivňuje i funkční stav částí ostatních. Je-li přítomna jakákoli změna v oblasti kolenního či kyčelního kloubu, následkem je i porucha funkce nohy a naopak. Dle Votavy (2002) mají pohyby dolní končetiny vesměs reflexní povahu, kde právě klíčovou roli hraje chodidlo. Oproti ruce je zde značně vyvinut princip reciproční inervace a myotatických reflexů, které odpovídají mechanismu chůze i běhu. Neméně důležitá je i aferentace z kloubů, svalů a kůže, která spolu s informacemi z vestibulárního a zrakového systému pomáhají udržovat rovnováhu (Véle, 2006).

Tak, jako na páteři, se i na kloubech nohy objevují funkční blokády, které souvisejí s plochonožím a jednostranným statickým či dynamickým přetěžováním. Dalšími funkčními poruchami mohou být spasmy a úponové bolesti, které se však často řetězí a mají souvislost s blokádami. Například Lewit popisuje řetězce z mechanismu chůze, kde při převažující opěrné fázi nastává porucha flexe a při převažující fázi švihové porucha extenze. (Lewit, 1990, Votava, 2002)

Nejčastějšími funkčními poruchami jsou jednoznačně porucha příčné (70 % populace) a podélné klenby (50 %), které se projevují až u 45 % pacientů bolestí, a mohou mít i vliv na biomechaniku pohybu (Cote, 2005, Vařeka, 2009). Jednou z hlavních příčin poruch funkce je neadekvátní zátěž způsobená přetěžováním, nedostatečností pohybové aktivity, či poruchou exterocepce a propriocepce způsobená nošením nevhodné obuvi.

V důsledku zmíněných příčin se mění schopnost nohy adekvátně reagovat na vnější i vnitřní podněty a dochází ke změně funkce. Toto přetížení později vyvolává subkortikální nociceptivní dráždění, která ve snaze zabránit poškození podvědomě způsobují odchylky v pohybovém vzoru. (McKeon, 2015, Koura, 2017)

Porucha klenby se ukáže v odchýlení osy chodidla i prstů a způsobí narušení svalové rovnováhy mezi flexory a extenzory prstů, které se účastní odrazu v krokovém cyklu. Při včasném zásahu lze zabránit strukturálním změnám a fixaci špatných pohybových stereotypů (Vařeka, 2009).

Lewit (2000) také zdůrazňuje, že při funkčních poruchách se zvyšuje především úloha svalstva a přesnost řízení CNS, bez kterých by kostěná klenba nemohla v zátěži obstát. Šlachy a vazy zde zajišťují převážně senzickou funkci.

Na etiologii funkčních poruch se podle Lewita též podílejí funkční svalové řetězce. Hlavní řetězec, který souvisí s oblastí nohy, vede přes osu chodidlo-fibula a m. biceps femoris, který přes m. gluteus maximus a m. rectus abdominis ovlivňuje předsunuté držení a/nebo skrze pánevní dno hluboký stabilizační systém (Lewit, 1990). Věleho svalové smyčky pak popisují svalovou funkci jako mechanismus třmenu (Véle, 2006).

1.1.8 Hyperpronační syndrom

Pronace a supinace nohy jsou pohyby, které z největší části probíhají v talokalkaneálním či talokalkaneonavikulárním kloubu, souhrnně též nazývaném subtalární kloub (ST). Přestože se v praxi již potvrdilo, že pohybu se účastní i kloub talokrurální, v klinické praxi je pohyb přiřazován hlavně ST kloubu (Lundberg, 2016). Na hyperpronaci lze částečně pohlížet, jako na složený pohyb, který spojuje everzi, abdukcii a dorzální flexi nohy. K největší míře pronace dochází v okamžiku střední stojné fáze krokového cyklu, kdy na je na struktury působí největší síla. (Yazdani, 2020)

Dle Cota (2005) pronace umožňuje zvětšení opěrné plochy nohy a odemyká Chopartův kloub, což umožňuje větší flexibilitu a přizpůsobení terénu. V supinaci se kloub naopak uzamyká za účelem zvýšení stability a vytvoření pevné páky potřebné k odrazu. Orientační rozsah pohybu je asi 20°, z čehož při pasivním vyšetření připadá 7° na ST kloub (Vařeka, 2009). V dynamice se za fyziologický rozsah pohybu se rámci krokového cyklu udává 7 – 10°. (Horwood, 2017, Libardoni dos Santos, 2019)

Horwood (2017) uvádí, že rozsah pohybu při hyperpronaci je větší než rozsah, který jednotlivec vyžaduje k přizpůsobení morfologie či působícím silám na muskuloskeletální systém. Hyperpronace pak probíhá ve všech funkčních oddílech nohy (přednoží, středonoží a zánoží), i když největší míry dosahuje právě v ST kloubu.

Vařeka (2001) spojuje hyperpronační syndrom s hyperpronací v ST kloubu v průběhu prvních 2/3 opěrné fáze s funkční, v horším případě strukturální, poruchou funkce nohy. Funkční porucha může být přítomná i v proximálněji uložených kloubech dolní končetiny či trupu. Hyperpronace v ST kloubu vyžaduje větší či déle vyjádřenou vnitřní rotaci bérce, semiflexi kolene a vnitřní rotaci femuru vedoucí k antaverzi pánve a hyperlordóze bederní páteře. Určitý stupeň hyperpronace lze pozorovat asi u 20 % populace. Mezi běžci se pak hyperpronace objevuje v 15–20 % (Nielsen, 2014). Na tyto změny dále reagují kraniálně uložené klouby (kolenní, kyčelní, sakroiliakální a intervertebrální) a okolní měkké tkáně funkčními i strukturálními změnami, a to bilaterálně (Mei, 2019).

Koura et al. (2017) udávají, že nadměrná pronace spolu s plochonožím jsou zodpovědné za 60–90 % všech patologií vznikajících přetížením. Hyperpronace také ovlivňuje periferní somatosenzorickou aferentaci, která reaguje na změnu mobility a plochu kontaktu plosky s podložkou. Změna koordinace svalů pak následně ovlivňuje i strategii stabilizace kloubů nohy (Cote, 2005).

Yazdani (2019) u jedinců s vyjádřenou hyperpronací nohy popisuje abnormální aktivitu m. erector spinae, m. iliopsoas, m. internal obliques abdominis a m. external obliques abdominis ve stojné fázi krokového cyklu. Důsledkem je výrazná dysbalance svalů pánevního pletence a porucha posturální stability, které se projevuje při zvýšení

nároků na stabilizaci trupu a dolních končetin při chůzi či běhu.

Hyperpronační syndrom dle Vařeky (2009) vzniká buď distoproximálním řetězením, kdy příčinou bývá kompenzované varózní zánoží či přednoží, nebo proximodistálním řetězením, kde je příčinou porucha postavení pánve či kyčelního kloubu.

2 BĚH

Běh se díky své dostupnosti a nízké náročnosti na vybavení řadí mezi nejpoblárnější pohybové aktivity na světě. Svoji popularitu začal získávat ve 2. polovině 20. století, kdy díky značnému technickému pokroku vzrostl zájem o pohybovou aktivitu jako formu rekreace a zábavy. Z průzkumů vychází, že jen ve Spojených státech amerických pravidelně běhá přes 30 milionů obyvatel a v Evropě se k aktivním rekreačním běžcům hlásí více než 36 % populace. (Almeida, 2015)

Běh je stejně jako chůze jeden z nepřirozenějších pohybů pro lidský organismus. Jedná se o komplexní cyklický lokomoční vzor, který je vrozený. Na rozdíl od chůze v běhu chybí fáze dvojí opory. Tělo se tak na krátkou chvíli dostává mimo kontakt oporné báze, pohyb směřuje dopředu s tendencí pádu k zemi. Přítomné jsou pouze dvě fáze, a to švihová (letová) a oporná. Na konci švihové fáze se přední končetina dotýká oporné báze před průmětem těžiště. Čím je rychlost běhu vyšší, tím se tato vzdálenost od těžiště zkracuje. Dotykem s opornou bází se ze švihové končetiny stává oporná a následně propulzní. (Véle, 2006)

Novacheck (1998) uvádí, že při popisu a analýze běhu je důležité rozlišovat vytrvalostní běh a sprint. Pro vytrvalostní běh jsou typické delší vzdálenosti v řádech kilometrů, při kterých je primárně využíván aerobní metabolismus. Organismus se tak musí energeticky přizpůsobit delší době výkonu. U sprintu se jedná o mnohem kratší, zato intenzivnější vzdálenosti, zpravidla o několika desítkách metrů. Primárně je využíván anaerobní metabolismus a tělo tak může na krátkou dobu pracovat na své maximum. Se vzrůstající rychlostí běhu se zmenšuje plocha chodidla zajišťující kontakt se zemí a také míra kontroly pohybů těla i jednotlivých segmentů. Základní jednotkou běhu, která se využívá i při biomechanické analýze pohybu, je krokový cyklus charakteristický dvojkrokem.

2.1 Krokový cyklus

Jeden krokový cyklus začíná okamžikem, kdy se chodidlo dotkne země (ang. *inicial contact*), následuje fáze stojná (opěrná) a propulzní, díky které dochází k odlepení nohy od podložky (ang. *toe off*). Opěrná fáze zabírá 36 – 41 % krokové cyklu u distančních běžců a méně než 22 % u elitních sprinterů. Krokový cyklus končí okamžikem, kdy se to samé chodidlo opět dotkne země (Novacheck, 1998) (Puleo, 2019). Během jednoho cyklu se vystřídají dvě fáze opory a dvě letu. Celkem se tak jedná o dva kroky.

2.1.1 Opěrná fáze

Je tvořena třemi plynule navazujícími částmi – došlapu, momentu vertikály a odrazu. Na rozdíl od chůze, tvoří opěrná fáze méně než 45 % cyklu. Při běhu se nohy nenacházejí současně v opoře. Fáze opory začíná kontaktem se zemí a končí odrazem prstců. Okamžik před kontaktem je dolní končetina pod kontrolou m. quadriceps femoris. Během kontaktu dochází ke třem souběžným pohybům v kloubech nohy – pronace v ST, addukce v transverzotarzálním kloubu a dorzální flexi v tarsometatarzálním kloubu. Pronace zde zprostředkuje interakci celého chodidla během stojné fáze. V důsledku nedostatečné či nadměrné pronace může naopak docházet k přetížení. Moment vertikály je okamžik, kdy je těžiště přesně nad stojnou dolní končetinou a zároveň končí amortizační (zpomalovací) fáze a začíná fáze akcelerační. V konečné fázi oporné fáze dochází k odrazu, při kterém se uplatňují k opačné pohyby v kloubech nohy, tedy supinace v ST, abdukce v transverzotarzálním kloubu a plantární flexe v tarsometatarzálním kloubu. V kyčelním a kolenním kloubu dochází k extenzi a při odlepení palce fáze opory končí. (Puleo, 2019)

2.1.2 Letová fáze

Letová fáze, též nazývaná fází švihovou, následuje po odrazu palce opěrné nohy. V této chvíli ztrácí běžec kontakt se zemí a obě nohy se potkávají ve fázi letu tak, že jedna je na začátku a druhá na konci fáze. Zatímco jedna noha se připravuje na došlap, druhá začíná svůj pohyb vpřed spolu s anteriorní rotací pánve a souběžnou flexí v kyčelním kloubu. V přípravě na došlap rozlišujeme tři odlišné strategie nohy. Před dopadem na patu dochází k dorzální flexi nohy, před dopadem na špičku k plantární flexi nohy a při došlapu na střed nohy je noha téměř v neutrálním postavení. V průběhu pohybu v přední švihové fázi se m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris prodlužují a limitují tak extenzi v kolenním kloubu, která byla pod vlivem m. quadriceps.

Při analýze krokového cyklu je důležité si všimnout, že oba zmíněné cykly probíhají současně. Zatímco jedna noha se připravuje na došlap, se připravuje na odraz. Svaly dolních končetin tak neustále pracují jako synergisté (při pohybu) i antagonisté (při stabilizaci) a využívají jak koncentrické, tak excentrické kontrakce. (Puleo, 2019)

2.2 Strategie došlapu

Problematikou došlapu nohy a jeho vlivu na biomechaniku běžce, četnost zranění, ekonomiku či zvýšení efektivity běhu se v posledních letech stává často skloňovaným tématem. Přesto, že na toto téma existuje mnoho kvalitně zpracovaných studií, nepanuje dosud jednotný názor. Podkladem pro časté rozpory mezi jednotlivými autory je odlišná metodika výzkumů a nejednotný soubor probandů. Rozdílných výsledků je dosaženo i při odlišné rychlosti běhu a při porovnávání různě zkušených běžců. (Anderson, 2020)

Obecně lze běžce klasifikovat do tří skupin podle části nohy, která se jako první dostane do kontaktu se zemí (ang. *inicial contact*), 1) běžci dopadající na paty (ang. *rearfoot strike*, RFS), 2) běžci dopadající na předonoží, tj. hlavičku V. metatarzu (ang. *forefoot strike*, FFS) a 3) běžci dopadající zároveň na patu i předonoží (ang. *midfoot strike*, MFS). (Shih, 2013)

Novacheck spolu s dalšími autory uvádí, že mezi rekreačními vytrvalostními běžci převažuje RFS s četností více než 80 % oproti MFS a FFS (Novacheck, 1998, Anderson, 2020). U elitních běžců je však procento zastoupení FFS a MFS oproti RFS podstatně vyšší. Zároveň u zkušenějších běžců dochází k častější změně strategie došlapu v závislosti na terénu (Lieberman, 2015). Předpokládá se, že za tímto trendem stojí osvojování FFS při původním RFS za účelem snížení rizika zranění. Zároveň je často zdůrazňováno, že změna došlapu může souviset také se zvyšující se rychlostí běhu. (Daoud, 2012, Stearne, 2014)

Lieberman (2015) předpokládá, že převaha RFS u rekreačních vytrvalostních běžců je s největší pravděpodobností spojená s nošením odpružené obuvi s vyšším profilem podrážky pod patou, umožňující běžci dopad na patu. V minimalistické obuvi by takový došlap byl pro měkké tkáně chodidla příliš stresující a bolestivý.

Běžci běžající přirozeně v minimalistické obuvi dávají přednost FFS či MFS, na rozdíl od běžců „moderně“ obutých, kteří z 80 % preferují RFS. Autoři dále uvádí, že důležitou roli hraje také zkušenost běžce, tvrdost povrchu, frekvence kroků a rychlost běhu. Zkušenější běžci na tvrdším povrchu mají vyšší frekvenci kroku, kratší krok, vyšší rychlost a preferují FFS (Lieberman, 2010, Lieberman, 2015). Přestože dosud nebylo stanoveno, který došlap je pro distanční běžce výhodnější mnozí zkušenější běžci i trenéři se přiklánějí právě k MFS či FFS. (Almeida, 2015)

Z pohledu biomechaniky se tak FFS zdá být výhodnější, neboť umožňuje efektivnější recyklaci energie skrze elasticitu a zpětný ráz vazů a šlach hlezna a nohy (Daoud, 2012, Perl, 2012, Lieberman, 2015). Při běhu se příčná i podélná klenba chová jako pružina, kde dochází k dočasnému uskladnění a následnému navrácení části mechanické energie potřebné pro další krok. Uskladněná energie ve šlachách, vazech a svalech z první poloviny stejné fáze je následně poskytnuta v pozdní stejné fázi. Dle některých autorů FFS zvyšuje podíl recyklované energie převážně díky zvýšené absorpci sil vnitřních svalů nohy a zdá se být výhodnější než RFS. Autoři zároveň zdůrazňují, že noha není pasivní struktura a důležitou roli hraje právě aktivita svalů, která podpoří kostěné a vazivové struktury (Perl, 2012, Kelly, 2018).

Svalovou aktivitou a svalovými synergiami se ve své práci zabývali Nishida et al. (2017), kde uvádí 6 svalových synergií charakteristických pro krokový cyklus běhu. Největší rozdíl nachází ve svalovém *timingu*, délce trvání kontrakce, maximální svalové aktivity (*peaku*). Zásadní rozdíl shledává u svalů TA a TS, kdy při RFS již TS kvůli svému maximálnímu protažení nemůže excentrickou kontrakcí „kontrolovat“ došlap. Kontrolu tak musí zajistit svaly předního kompartmentu bérce (včetně TA), které nemají dostatečnou sílu ani vytrvalost, na rozdíl od mohutného TS. Při MFS a FFS naopak k této kontrolované excentrické kontrakci dochází.

2.3 Zranění

Se zvyšujícím se zájmem o běhání roste také četnost zranění na dolních končetinách. Se zraněním souvisejícím s přetížením se každý rok setkává 20–80 % všech běžců, přičemž u rekreačních běžců dosahuje četnost vyšších hodnot. U běžců trénujících na maratony se pak se zraněním potýká i více jak 90 % z nich každý rok (Van Gent, 2007). Autoři meta-analýzy, kteří vztahují počet zranění na 1000 h běhu, pak uvádí 18/1000 h u začínajících běžců a 8/1000 h u rekreačních běžců (Videbæk, 2015). Na absolutním procentuálním zastoupení se však literatura neshoduje, a to převážně v důsledku nejasnosti definice zranění (Almeida, 2015). Nejvíce zatěžující je pro dolní končetinu právě okamžik došlapu, kde dochází ke kolizi sil, a to více než 700x na kilometr vzdálenosti (Lieberman, 2010). Případné patologické odchylky jsou pak nejvíce pozorovatelné v momentě vertikály, tj. uprostřed stejné fáze běžeckého kroku, kdy se těžiště běžce nachází v nejnižší pozici.

Zraněním jsou nejčastěji postižená kolena (7–50 %), bérce (9–32 %), noha (6–39 %) a stehno (4–38 %). Nejčastěji řešenými diagnózami jsou pak únavový syndrom holenní okostice (medial tibial stress syndrome), achillotendinitida, plantární fascitida, patelofemorální syndrom a syndrom iliotibiálního traktu. Většina těchto poruch má spojitost právě s funkčními poruchami kloubů (Lopes, 2012). Přičemž se ukazuje, že právě hyperpronace je jedním z faktorů zvyšujících riziko vzniku přetížení pohybového aparátu, přičemž rozsah pronace do 10° je brán jako fyziologický. Rozsah nad 10° je pak spojován se zvýšeným rizikem přetížení a následného zranění (Libardoni dos Santos, 2019).

Jedním z mechanismů, kterými lze ovlivnit bolestivost a přetížení dolních končetin, se ukazuje právě modifikace došlapu. Positivních výsledků bylo například docíleno po šestitýdenní adaptaci na FFS, kdy po běhu došlo ke snížení tlaku v předním kompartmentu bérce (Hetsroni, 2008). Zajímavé výsledky též ukazuje retrospektivní studie, ze které vyplývá, že běžci využívající FFS a MFS mají výrazně menší četnost zranění než při RFS (Anderson, 2020).

Spolu se změnou došlapu je často zmiňovaným faktorem také zkrácení kroku a zvýšení frekvence kroků, které vedou ke snížení energie absorbované klouby. Tato energie pak z dlouhodobého hlediska způsobuje přetěžování jednotlivých kloubů (Schubert, 2014). Při o 5 % dochází ke snížení absorbované energie kolenním kloubem, při zvýšení frekvence kroku o 10 % dochází ke snížení absorbované energie v kolenním i kyčelním kloubu. (Heiderscheit, 2011)

2.4 Kinetika krokového cyklu

Těžiště těla je v běhu stejně jako při jakémkoli pohybu pouze pomyslný bod, ke kterému se vztahují síly na tělo působící. Jeho poloha je v případě lidského těla nestálá a při pohybu se může pohybovat i mimo tělo samotné. Trajektorie těžiště opisuje křivku sinusoidy a svého nejnižšího bodu dosahuje uprostřed stojné fáze. Cílem efektivního běhu je udržet vertikální oscilace v relativně malé výchylce, neboť nadměrné vychýlení způsobuje vyšší ztráty energie potřebné k pohybu vpřed. Novacheck udává optimální výchylku těžiště 6–8 cm (1998). Pohyb a lokalizace těžiště jsou též závislé na typu došlapu, kdy se při RFS oproti FFS těžiště nachází více posteriorně, a frekvenci kroku, kde je snížení vertikální exkurze těžiště měřitelné již při zvýšení frekvence kroků o 10 % (Kelly, 2018, Heiderscheit, 2011). Ke snížení oscilací dochází též při běhu v barefoot obuvi (Moore, 2016). Vyšší frekvence lze při určité rychlosti dosáhnout pouze tak, že běžec zkrátí krok (Schubert, 2014).

2.4.1 Vztah potenciální a kinetické energie

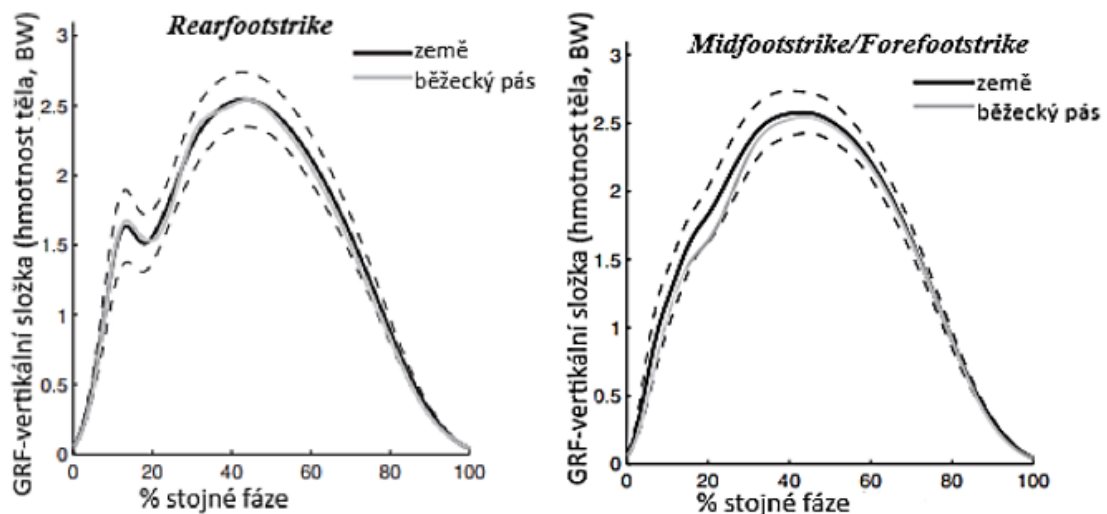
Při běhu dochází k neustálým přeměnám potenciální a kinetické energie. Vztah potenciální a kinetické energie je zcela odlišný oproti chůzi. Zatímco při chůzi se potenciální energie nachází v opačné fázi než kinetická, díky čemuž dochází k neustálé přeměně energií a jen malé ztrátě v průběhu cyklu. Při běhu je situace opačná a kinetická i potenciální energie se nacházejí ve stejné fázi s nejnižším bodem uprostřed stojné fáze a vrcholem ve fázi letu. S tímto zásadním rozdílem se tělo musí patřičně vypořádat, aby nedocházelo k nadměrným energetickým ztrátám.

Efektivita pohybu je tu udržována převážně dvěma způsoby: 1) dočasné uložení energie do elastických struktur šlach, vazů i svalů a 2) přenos energie mezi segmenty prostřednictvím sousedních kloubů. Přestože velká část energie je těmito způsoby recyklována, dochází k největším ztrátám kinetické energie právě při došlapu. V průběhu odrazu je tato energie opět dodána kontrakcí svalů, ke které se přidává i uskladněná potenciální energie z elastických struktur. (Novacheck, 1998)

2.4.2 Reakční síla podložky

Reakční síly podložky (ang. *Ground reaction forces*) jsou vyvolány při střetu chodidla běžce s podložkou. Při dopadu působí chodidlo na podložku stejně velkou silou, jako působí podložka na chodidlo. Tyto síly mají opačný směr a jejich velikost lze zaznamenat pomocí tenzometrické či piezoelektrické plošiny. Reakční síla má 3 složky – vertikální, mediolaterální a anterioposteriorní, přičemž složka vertikální dosahuje nejvyšších hodnot. Velikost a roložení vertikální složky v čase je také velmi často spojována se vznikem některých z výše uvedených zranění. Směr výsledné reakční síly podložky je ovlivněn pozicí a zrychlením těžiště. Další veličina spojována s reakčními silami je zatížení nohy (jednotlivých funkčních oddílů) neboli „*loading rate*“, měřené v N/s. Při znázornění reakční síly podložky se na grafu objevuje také „*impact peak*“, který značí vrchol křivky vznikající při rychlém nárůstu. (Cavanagh, 1990)

Porovnáním reakčních sil podložky při různé strategii došlapu se ve své práci zabývali Kluitenberg et al. (2012), kteří poukazují na rozdíl mezi RFS a MFS/FFS. Jak ukazuje Obrázek 3, v případě RFS má křivka GRF hned 2 *peaky*, první při dopadu paty a druhý při odrazu přednoží a prstů. Při MFS a FFS je pak přítomný pouze jeden *peak*, při kterém se zatížení postupně zvyšuje. Zároveň dochází k absorpci sil měkkými tkáněmi. Lieberman (2010) pak dále uvádí, že i na tvrdém povrchu je kolize síly při FFS (v minimalistické obuvi) menší než při RFS (v klasické obuvi).



Obrázek 3 Reakční síla podložky (při RFS a MFS/FFS). Bas Kluitenberg

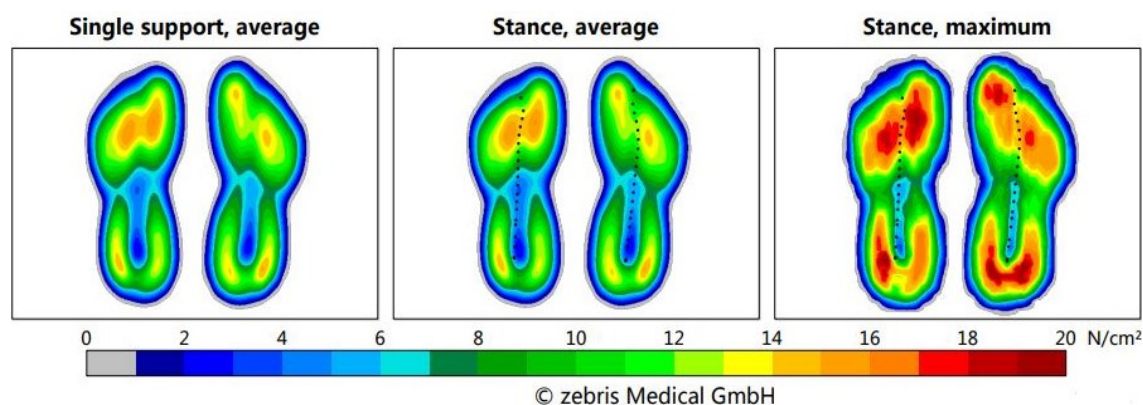
Deschamps et al. (2019) zase ve své práci prezentuje rozdíly absorpčních a generačních sil v kloubech nohy při MFS a RFS, a to v art. talocruralis, art. tarsi transversa a art. tarsometatarseeae. Při MFS byla zaznamenána vyšší absorpční síla v art. talocruralis a art. tarsi transversa. Naopak vyšší generační síla byla měřena v art. tarsometatarseeae. Autor též poukazuje na rozdíl v anterioposteriorní lokalizaci COP, kdy při RFS se nachází asi v 9,3 % délky chodidla a při MFS v 56,2 %. Toto odlišné rozložení sil má vliv na kinetiku prstů a art. metatarsophalangeae.

2.4.3 Dynamická plantografie

Dynamická plantografie (podografie) je vyšetřovací metoda, která umožňuje měření rozložení tlaku pod ploskou nohy pomocí tlakové plošiny (desky, koberce či vložek do bot). Měření probíhá v určitém čase, kdy se mění hodnoty sledovaných parametrů, a to i při relativně klidném stoji, při kterém se hodnoty mění vlivem měnící se aktivity svalových vláken udržujících vzpřímenou polohu těla v prostoru. Dynamickou plantografií tak může být měřen stoj (včetně modifikací), chůze, i běžecký krok. Tato metoda je pak vhodná jak pro diagnostiku, tak pro objektivizaci výsledků terapie. (Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu, 2009-2012)

Měření spočívá v mechanickém stlačení senzorů plošiny, které zaznamenají velikost působící síly. Údaj o tlaku je pak přepočtem změřené síly na plochu senzoru. Výsledkem je maximální tlak v jednotlivých oddílech plosky, distribuce tlaku v rámci běžeckého kroku a další parametry. Tyto parametry jsou ovlivněny mnoha faktory, jako stav pohybového aparátu, specificky zaměřené sportovní aktivity, jednostranné přetěžování, zranění či nošení nevhodné obuvi.

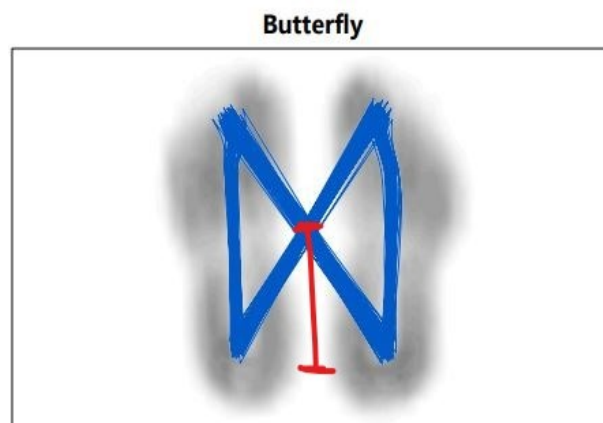
V České republice patří mezi nejčastěji využívané systémy: Emed® (příp. tlakové vložky Pedar), footscan®, Baropodometer. Komplexním systémem se zabudovanou tenzometrickou plošinou je pak dynamický chodník FDM-T (Treadmill) System firmy Zebris. Součástí přístroje je propracovaný software, který zprostředkuje vyhodnocení značného objemu zaznamenaných dat. (Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu, 2009-2012)



Obrázek 4 Výstup z plantografie Zebris

Výstupem měření jsou tabulky a grafy znázorňující rozložení maximálních tlaků pod ploskou, abdukci nohy (progresivní úhel), délku a frekvenci kroku, šířku opěrné báze a procentuální rozložení krokového cyklu (stojné a letové fáze). Vizuálním výstupem měření je 2D (obrázek 4), příp. 3D obrázek (či videozáznam) chodidla s barevně odstupňovanou škálou vyjadřující hodnoty maximálních tlaků na plošce nohy. Z něj lze získat grafy maximálních i průměrných hodnot sil a tlaků patřičných míst plosky, dobu trvání kontaktu s plošinou, časové závislosti parametrů jednotlivých částí, způsob distribuce síly a tlaků či linii kroku.

K výstupu patří také například odvozená trajektorie COP, kterou znázorňuje motýlový diagram. Měřenou hodnotou je i posterioanteriorní pozice COP, ta určuje pozici COP měřenou od paty, znázorněna je na obrázku 5 (Zebris Medical GmbH, FDM-T Software User Manual, 2015).



Obrázek 5 Anteroposterironí pozice COP Zebris

2.5 Kinematika krokového cyklu

Kinematika se zabývá studiem a popisem pohybu těles (lidského těla). Na rozdíl od kinetiky nebere v potaz síly, které pohyb ovlivňují. Pro správné porovnávání zaznamenaného pohybu je nezbytné, aby porovnávaná data byla pořízena v naprosto stejné fázi krokového cyklu. Vzhledem k anatomickým odlišnostem, rozdílné trénovanosti a rychlosti sportovců nemusí být maximální hodnoty rozsahu pohybu rozhodující. Daleko důležitějším ukazatelem, jak ve své práci podotýká Novacheck (1998), je načasování maximálního rozsahu pohybu během krokového cyklu. Vzhledem ke komplexnosti a složitosti pohybu lidského těla je nutné posuzovat pohyb z více, ideálně ze všech tří rovin pohybu (sagitální, frontální a transversální) současně. Pouze tak lze zaznamenat pohyb segmentů komplexně a nedochází tak ke ztrátě či zkreslení podstatných informací.

Z důvodu celistvosti a častým nesrovnalostem je ke správné interpretaci pohybu nutné vysvětlení několika pojmů, se kterými kinematika pracuje.

Segment těla je pevná část, která se skládá z více kostí a kloubů, ale při popisu je brán jako celek (noha, bérce, stehno, pánev, hrudník, hlava, paže, předloktí a ruka).

Pozice určuje lokalizaci segmentu či kloubu v prostoru, přemístění (displacement) je pak relativní posun vzhledem k výchozí pozici kloubu či segmentu.

Úhel v kloubu (joint angle) je úhel mezi dvěma segmenty udáváný ve stupních.

Úhel segmentu (segment angle) udává úhel ve vztahu k horizontální rovině, a tak je jeho hodnota závislá na orientaci těla v prostoru.

Rychlost pohybu (velocity) může určovat změnu pozice (lineární) měřená v metrech za sekundu, nebo změnu úhlu (úhlová) měřená ve stupních za sekundu.

Akcelerace (acceleration) udává změnu rychlosti za sekundu, lze ji měřit akcelerometrem.

2.5.1 Frekvence a délka kroku

Kinematika krokového cyklus se zabývá i několika parametry, které jsou důležité pro analýzu a vyhodnocení běžeckého kroku. Mezi nejčastěji porovnávané parametry krokového cyklu patří délka kroku, dvojkroku a frekvence (kadence) kroku.

Délka kroku udává vzdálenost od bodu prvního kontaktu jedné nohy po kontakt nohy druhé. Dvojkrok je pak vzdálenost od prvního kontaktu nohy po kontakt druhý.

Frekvence, také označovaná jako kadence, určuje počet kroků za minutu. Délka i frekvence roste spolu se zvyšující se rychlostí a v ideálním případě od určité rychlosti zvyšování frekvence převyšuje prodloužení délky kroku. Tato rychlost je subjektivní a ovlivňuje ji jak délka kroku, tak trénovanost a individuální styl běhu (Vařeka, 2009, Novacheck, 1998). Z hlediska efektivity běhu se předpokládá, že si běžci sami zvolí ty nejvýhodnější parametry kroku tak, aby byla energetická náročnost, co nejmenší. Z výzkumu trénovaných běžců však vyplývá, že optimální délka kroku je o 3 % kratší než ta preferovaná. U méně trénovaných běžců mohou být rozdíly v délce kroku větší, a to 8 – 10 %. Zároveň pak ani kadence nedosahuje optimálních hodnot (Moore, 2016).

Optimální frekvence kroků je jedno z často diskutovaných témat a jako ideální se zdá být z hlediska ekonomiky běhu přibližně 180 kroků (Souza, 2016). Někteří autoři též poukazují na fakt, že zvýšení frekvence značně snižuje vertikální exkurze těžiště, brzdny impuls nohy a podíl mechanické energie absorbované kyčelním, kolenním a hlezenním kloubem. Tyto parametry tak mohou vést ke snížení destrukčních sil působících na pohybový aparát (Van Gent, 2007, Lieberman, 2010, Heiderscheit, 2011).

2.5.2 Sagitální rovina/boční pohled

Při pozorování sagitální roviny pohybu je zde přítomen náklon těla ve směru flexe, na jehož důležitosti si zakládá hned několik běžeckých stylů (ChiRunning, Pose running a barefoot running). Správný náklon trupu, který je docílen kombinací flexe v kyčelním kloubu, adekvátní antaverze pánve a dorzální flexe art. talocruralis, se ukazuje jako jeden z faktorů, kterým lze ovlivnit patelofemorální bolesti (Teng, 2015). Spolu s trupem se tak

naklání vpřed i pánev. Ostatní pohyby pánví jsou však minimalizovány, čímž je zajištěno efektivní uchování energie.

Kyčelní kloub opisuje sinusový průběh jako při chůzi. Maximální extenze dosahuje těsně před odrazem a maximální flexe v druhé polovině letové fáze. K extenzi kyčelního kloubu tak oproti chůzi dochází později, a tak nedochází k nadměrnému zpomalení závislému na velké vzdálenosti od průmětu těžiště, tedy dlouhému kroku. Délka kroku se pak také prodlužuje se zvyšující se maximální flexí kyčelního kloubu (Novacheck, 1998). U rekreačních běžců je snížená či nedostatečná extenze v pozdní stojné fázi v kyčelním kloubu velmi častým problémem. Nedostatečná extenze v kyčelním kloubu je pak nejčastěji nahrazena větší extenzí v bederní páteři a větší flexí v kyčelním kloubu. Tyto podmínky pak souvisí s delším krokem (nižší frekvencí kroků) (Souza, 2016).

Kolenní kloub je během absorpční stojné fáze v asi 45° flexi, po které následuje extenze na přibližně 25° při odrazu. Běžci disponující flexí v kolenním kloubu pod 45° mají vyšší výskyt femoropatelních obtíží (Dierks, 2011). Maximální flexe dosahuje při letové fázi, a to 90–105° v závislosti na rychlosti a typu běžce, při sprintu dosahuje až 130° (Novacheck, 1998). Flexe v kolenním kloubu roste spolu s rychlostí, extenze naopak klesá (Véle, 2006). Míra flexe v kolenním kloubu je odlišná u každého běžce a jedním z faktorů se zdá být i došlap jedince, kdy při preferenci FFS dosahuje flexe vyšších hodnot než při RFS (Stearne, 2014, Kelly, 2018).

Poloha bérce vzhledem k vertikální ose může být dalším ukazatelem rozdílné biomechaniky dolní končetiny u běžců. Holenní kost se tak může při došlapu nacházet ve 3 pozicích: 1) anteriorní pozice, kdy se průmět kolenního kloubu do podložky nachází za laterálním kotníkem, 2) posteriorní pozice, kdy se průmět kolenního kloubu nachází před laterálním kotníkem a 3) pozice vertikální, kdy se kolenní kloub nachází nad kotníkem. Z praxe potom vychází doporučení, že pro běžce trpící bolestmi, či zraněními souvisejícími s došlapem není vhodná pozice anteriorní (Souza, 2016).

Hlezenní kloub je z hlediska biomechaniky běhu v poslední době velmi řešeným článkem. Autoři se zde shodují na faktu, že 70–80 % vytrvalostních běžců došlapuje na patu (ang. rearfoot strike), kdy se hlezenní kloub při došlapu nachází v dorzální flexi (Cavanagh, 1990, Novacheck, 1998, Chan, 1994). Spolu s úhlem v hlezenním kloubu

je často popisován i inklinací úhel nohy (ang. *foot inclination angle*), který udává polohu chodidla či podrážky boty vůči podložce. V kladných hodnotách lze tento úhel měřit pouze při došlapu na patu, při došlapu na středonoží a přednoží získáváme hodnoty záporné.

Vyšší inklinací úhel, tj. vyšší kladné hodnoty, jak popisuje Wille (2014), zvyšuje vertikální složku GRF, energii absorbovanou kolenním kloubem a brzdny impuls při běhu. Tyto faktory přispívají k přetěžování a následnému poranění pohybového aparátu. Autoři zároveň však považují za důležitý vztah došlapu a rychlosti běhu. Kdy při sprintu je došlap výhradně na předonoží a maximální dorzální flexe ve stejné fázi z tohoto důvodu dosahuje menších hodnot (Novacheck, 1998, Souza, 2016).

2.5.3 Transverzální rovina

Pohyby v transverzální rovině jsou hůře měřitelné, než je tomu v rovině sagitální. K záznamu a vyhodnocení je tak žádoucí využití více kamer, které mohou lépe zachytit i rotační složky pohybu. Právě rotační složka je v kloubech z pohledu biomechaniky důležitá pro energetickou účinnost kontralaterálních pohybových vzorů (Pontzer, 2009, Novacheck, 1998).

Rotačních pohybů se účastní hlava, trup i horní končetiny, kdy úloha horních končetin roste spolu se vzrůstající rychlostí běhu. Horní končetiny se pohybují kontralaterálně k dolním, přičemž převodním článkem je zde pánev. Ta plní funkci čepu mezi kontralaterálním ramenem a dolní končetinou.

Při běhu je pánev maximálně vnitřně rotována uprostřed letové fáze, ale při došlapu rotuje zevně, naopak dolní končetina (stehno a bérce) dosahuje maximální vnitřní rotace v první třetině stejné fáze a maximální zevní rotace při odrazu, díky čemuž nedochází ke ztrátě rychlosti.

Nezastupitelným pohybem nohy, jak již bylo řečeno, je pronace/supinace. Část pohybu probíhající v transverzální rovině se odráží ve *foot progression angle* během stejné fáze. Zbylá část pohybu probíhající v sagitální rovině se promítá do dorzální/plantární flexe. Pronace plní též důležitou funkci napomáhající absorpci nárazu v průběhu došlapu.

Naopak k supinaci nohy dochází v průběhu propulzní fáze a umožňuje odraz. Kontrolu pohybu zajišťuje kromě kostních a vazivových struktur také m. tibialis anterior (Novacheck, 1998, Lundberg, 2016).

2.5.4 Frontální rovina/zadní pohled

Zadní pohled je při popisu frontální roviny výhodný zvláště k posouzení symetričnosti postury běžce. Z hlediska krokového cyklu se jako první nabízí posouzení opěrné báze, která je pro každého běžce charakteristická. Šířka opěrné báze se může lišit v závislosti na rychlosti, zároveň je často spojována s častým přetěžováním pohybového aparátu. Ze zadního pohledu je posuzovaným parametrem laterolaterální vzdálenost levé a pravé nohy při došlapu. Šířka báze nemusí být velká, neměla by však dosahovat záporných hodnot. V takovém případě mluvíme o „*scissoring gait*“, který je spojován s rizikem vzniku iliotibiálního syndromu, stresové zlomeniny holenní kosti a přetížení následkem nadměrné addukce v kyčelním kloubu a hyperpronace (Hetsroni, 2008, Souza, 2016).

Na pánvi je důležité pozorovat laterolaterální a kranikaudální posuny, které se projeví při zvýšení zátěže, kterou představuje přechod z letové do stojné fáze krokového cyklu. Laterolaterální posun je nejčastěji zapříčiněn insuficiencí svalové síly gluteálních svalů, příčinou však může být i špatný běžecký stereotyp zapříčiněný například předchozím zraněním dolní končetiny. Kranikaudální posun je též spojován se svalovou nedostatečností svalů obklopujících kyčelní kloub a/nebo hlubokého stabilizačního systému. K posouzení obou zmíněných posunů se využívají nejčastěji markery umístěné na zadní horní trny kyčelních kostí (*spina iliaca posterior superior*, SIPS) (Souza, 2016). Pokles pánve se pak často vyskytuje spolu s nadměrnou addukcí v kyčelním kloubu a podněcuje tak množství zranění (Lopes, 2012).

U kolenního kloubu popisuje Souza (2016) ve své práci fenomén „*knee window*“, který udává malý prostor mezi koleny v průběhu krokového cyklu. Absence tohoto prostoru je podle něj způsobena nadměrnou addukcí a vnitřní rotací v kyčelním kloubu spolu s *genu valgum* a patří mezi rizikové faktory běžeckých zranění. Ani opačný stav

není pro koleno vhodný, v takovém případě se jedná o *genu varum*. Přestože diagnostika tohoto fenoménu není složitá, autor upozorňuje na daleko složitější korekci, která zahrnuje správné fungování kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu.

Foot Progresion Angle vyjadřuje míru addukce či abdukce nohy. Kladná hodnota úhlu udává abdukci nohy, záporná hodnota addukci nohy. Přestože jde o pohyby probíhající v transverzální rovině, lze je rozpoznat i z posteriorního pohledu. Nadměrná addukce nohy je asociována s vnitřní rotací kyčelního, kolenního, hlezenního kloubu či jejich kombinací. Nadměrná abdukce pak souvisí se zevní rotací v kyčelním kloubu. V obou případech se jedná o častý jev, který je dáván do souvislosti s bolestmi pohybového aparátu (Souza, 2016, Novacheck, 1998).

Pronace jak již bylo zmíněno výše, je velmi důležitým pohybem v rámci krokového cyklu. Jednou z komponent pronace, kterou lze pozorovat ze zadního pohledu je everze paty. Při analýze pronace zde není důležitý pouze maximální rozsah pohybu, ale také vývoj pronace při zvyšující se zátěži nohy od došlapu, přes moment vertikály, až po odraz. Také tato patologie bývá spojována s přetěžováním pohybového aparátu a bolestivostí. Mnozí běžci pak řeší problém pomocí ortopedických vložek či pronačních bot, přestože efektivita těchto strategií bez aktivního cvičení je často zpochybňována (Novacheck, 1998, Hetsroni, 2008, Souza, 2016).

3 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Cílem práce je zhodnocení vlivu klasické běžecké obuvi na míru hyperpronace a s ní související kinematické a kinetické parametry běžeckého kroku. Dílčím cílem je porovnání míry hyperpronace při klinickém testování modifikované Trendelenburgovy zkoušky a Véleho testu a posouzení vlivu hyperpronace na stabilitu pánevního pletence v momentě vertikály běžeckého kroku.

3.2 Hypotézy

H1_A Míra everze paty (hyperpronace) v momentě vertikály (ang. *midstance*) opěrné fáze běžeckého kroku v klasické obuvi se statisticky významně liší od míry everze paty ve stejném momentě běžeckého kroku při běhu naboso.

H2_A Míra everze paty (hyperpronace) v momentě vertikály při modifikované Trendelenburgově zkoušce (5 na sebe navazujících poskoků na jedné DK) se statisticky významně liší od míry everze paty ve stejném momentě opěrné fáze běžeckého kroku při běhu v obuvi i naboso.

H3_A Míra everze paty (hyperpronace) spolu s mírou sešikmení pánve (ang. *pelvic drop*) v momentě vertikály opěrné fáze běžeckého kroku dosahuje vyšších hodnot při běhu v obuvi než při běhu naboso.

H4_A Doba kontaktu funkčních oddílů nohy (v % stojné fáze) se při běhu v klasické obuvi statisticky významně liší od běhu naboso.

H5_A Klasická obuv má statisticky významný vliv na sledované kinematické parametry běžeckého kroku (progresivní úhel nohy, inklináční úhel nohy, kadenci kroku, délku kroku).

3.3 Výzkumné otázky

Pomocí kterých kinematických parametrů lze ovlivnit everzi paty (hyperpronace)?

Je modifikovaný Trendelenburgův test vhodný pro zhodnocení míry everze paty (hyperpronace) v momentě vertikály běžecského kroku?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Výzkumu se zúčastnilo celkem 13 aktivně sportujících probandů. Soubor probandů tvořilo 7 mužů a 6 žen ve věkovém rozmezí 24-30 let. Aritmetický průměr věku probandů byl v době měření 26,5 let, medián 25. Průměrná váha žen byla 60,8 kg, mužů 88,9 kg.

Všichni probandi spadají do kategorie rekreačních běžců a nemají za sebou žádnou profesionální běžeckou přípravu. V rámci individuálního tréninku naběhá každý z probandů průměrně 60 kilometrů za měsíc, medián činí 54 kilometrů. Četnost tréninků je 8-13 za měsíc, objem v rámci jednotlivých tréninků je 6-12 kilometrů. Kromě běhu se probandi věnují i dalším sportovním aktivitám.

Kritériem pro zařazení probandů do výzkumu byla přítomnost hyperpronačního syndromu (everze paty nad 10°) v rámci běžeckého kroku spolu s absencí závažného strukturálního poranění dolních končetin v anamnéze. Zkušenost probandů s běžeckým zraněním souvisejícím s přetížením (viz 2.3 zranění) nebyla důvod pro nezařazení do výzkumu.

Většina probandů (11) mělo s během na páse opakovanou zkušenost, 2 z nich běhají na páse pravidelně, zbylí 2 se s běžeckým pásem setkali po druhé v životě.

4.2 GoPro

K pořízení fotografií a 2D videozáznamu bylo vybráno zařízení GoPro HERO5, s nastaveným rozlišením 1080p při 120 snímcích za vteřinu.

Zařízení bylo umístěno do tříbodového stativu pro zajištění stálé stabilní pozice a zabránění otřesů záznamu. Výška stativu byla nastavena tak, aby odpovídala výšce snímaných segmentů, tj. bérce a nohy. Stativ byl umístěn vždy na stejné místo označené křížky na zemi ve vzdálenosti 50 cm od běžeckého pásu a 150 cm od zdi při vyšetření MTZ.

Vyšetření MTZ bylo zaznamenáno u rovné bílé zdi ze zadního pohledu, proband stál vždy na stejném místě označeném křížkem. Vyšetření běhu bylo zaznamenáno na dynamickém chodníku Zebris Rehawalk ze zadního a bočního pohledu se zaměřením na DKK.

4.3 Zebris FDM-T System

Pro měření dynamické plantografie a kinematických parametrů běžeckého kroku byl vybrán přístroj FDM-T (Treadmill) System se zabudovanou plantografickou plošinou Zebris Medical GmbH. Základ přístroje tvoří pohyblivý pás, pod kterým jsou integrovány senzory zaznamenávající změny tlaků. Na aktivní plochu pásu o velikosti 150x150 cm připadá přes 5000 kalibrovaných tlakových senzorů kapacitního typu. Pás disponuje speciální technologií firmy Zebris, která automaticky zaznamenává otisk plosky při běhu od iniciálního po terminální kontakt. Vrstva senzorů pod pásem zajišťuje přesný výsledek měření i přes pohybující se pás (Zebris Medical GmbH, FDM-T Software User Manual, 2015).

Výslednou analýzu tlakových sil došlapu při běhu lze přehrát v reálném čase z uloženého záznamu, či vytvořit souhrnný několikastránkový report. První stránka reportu zobrazuje otisky chodidel jednotlivých kroků, průměrné a maximální zatížení chodidel při opěrné fázi. Míra zatížení jednotlivých míst je znázorněna pomocí barevné škály.

Dále analýza obsahuje tabulku porovnávající pravou a levou končetinu z hlediska rotace nohy (progresivního úhlu), délky kroku, šířky opěrné báze, délky stojné a švihové fáze vyjádřené v procentech krokového cyklu, frekvenci kroku a rychlost běhu. Další část analýzy zahrnuje přenos COP. Vygenerovaná trajektorie COP nohy všech kroků a tzv. motýlový diagram zaznamenávající přenos COP obou DK během fáze opory.

Poslední stránka reportu znázorňuje procentuální a časové maximální zatížení jednotlivých funkčních oddílů nohy (přednoží, středonoží a zánoží) (Zebris Medical GmbH, FDM-T Software User Manual, 2015).

Software přístroje také umožňuje připojení kamer, a tím pořízení 2D kinematické analýzy synchronizované s naměřenými daty. V případě této práce byl však k pořízení videozáznamu použit výše zmíněný přístroj GoPro HERO5.

4.4 Průběh měření

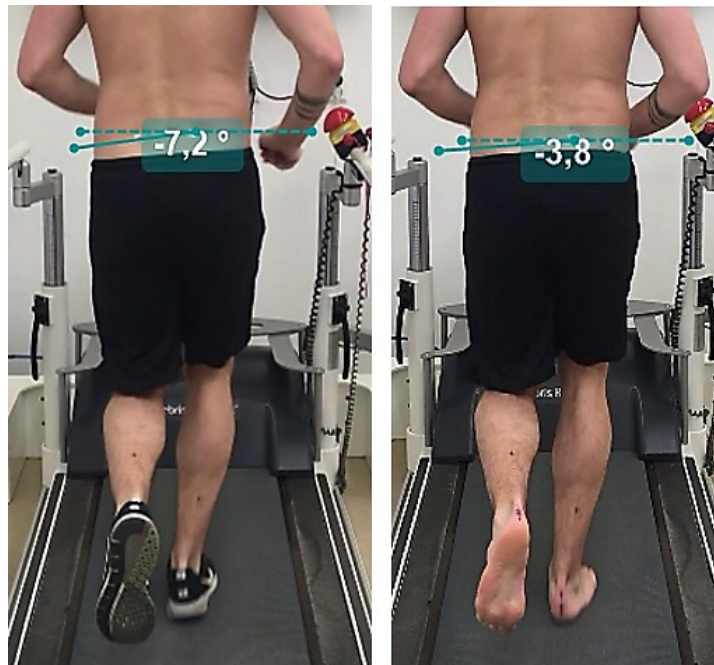
Testování a natáčení se uskutečnilo ve funkční laboratoři kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol. Probandi byli seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas (vzor informovaného souhlasu se nachází v Příloze 1). Během celého testování byly dodrženy hygienické předpisy a mezi jednotlivými probandy bylo vždy vše řádně vydesinfikováno a vyvětráno.



Obrázek 6 Umístění markerů a vyšetření MTZ

Probandům bylo vyznačeno celkem 14 markerů, vždy oboustranně (10 na kůži a 4 na obuvi), umístění markerů je na Obrázku 6. Na kůži DKK byly vyznačeny: horní (2) a dolní (1) část patní kosti, Achillova šlacha (3) na spojnici kotníků a bod (4) 15 cm nad (3) ve středu lýtkového svalu. Na obuvi byly vyznačeny vždy 2 markery určující pozici patní kosti (Érica Q. Silva, 2020). Zbýlé 2 markery byly vyznačeny na zadních horních trnech pánevních kostí (lat. spina iliaca posterior superior). Záznamy byly pořizovány ze zadního a bočního pohledu. Účastníci podstoupili měření v oblečení, které zajistilo viditelnost markerů a zabránilo zkreslení výsledků. Ženy i muži měli v průběhu měření oblečené sportovní šortky, ženy sportovní podprsenku a vlastní očištěnou běžeckou obuv.

U každého probanda byl v první části měření proveden modifikovaný Věleho test (se zavřenýma očima) a modifikovaná Trendelenburgova zkouška (5 po sobě jdoucích poskoků na místě na 1DK).



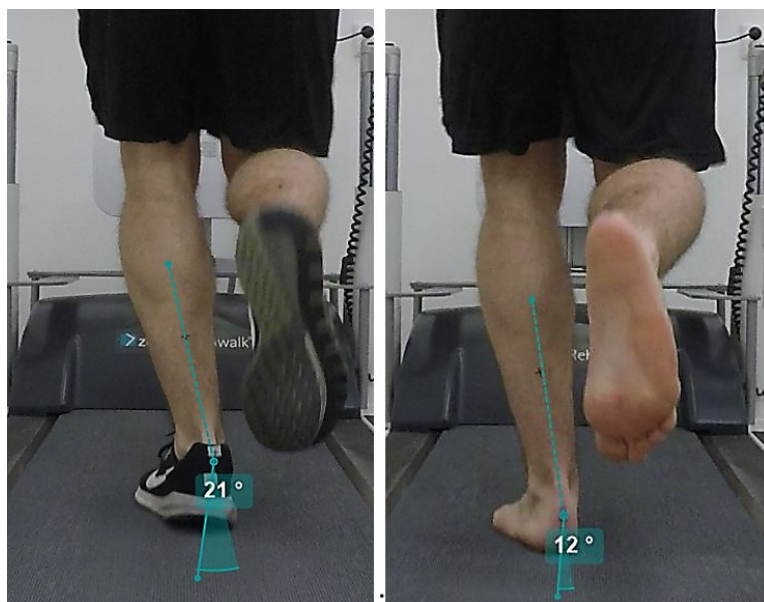
Obrázek 7 *Hodnocení sešikmení pánve*

Druhá část měření zahrnovala běh na dynamickém chodníku Zebris FDM – T System nejprve v běžecké obuvi a následně naboso. Měření probíhalo při jednotné rychlosti 10 km/h. Probandi byli během měření natáčení kamerou GoPro HERO5 ze zadního a bočního pohledu. Před samotným měřením musela vždy proběhnout kalibrace přístroje Zebris a kontrola snímané oblasti těla. Následně měli probandi 5 minut na rozběhání, během kterých přístroj postupně zrychloval na konečnou rychlost 10 km/h. Poté následovalo samotné měření a natáčení, které trvalo 1 minutu. Po skončení měření došlo k postupnému zpomalování a zastavení přístroje.

4.5 Zpracování výsledků

Výstupem vlastního měření byl několikastránkový Report. Ukázka Reportu viz Příloha 2. Vlastní data z reportu byla zkontrolována a přepsána do tabulky programu Microsoft Excel.

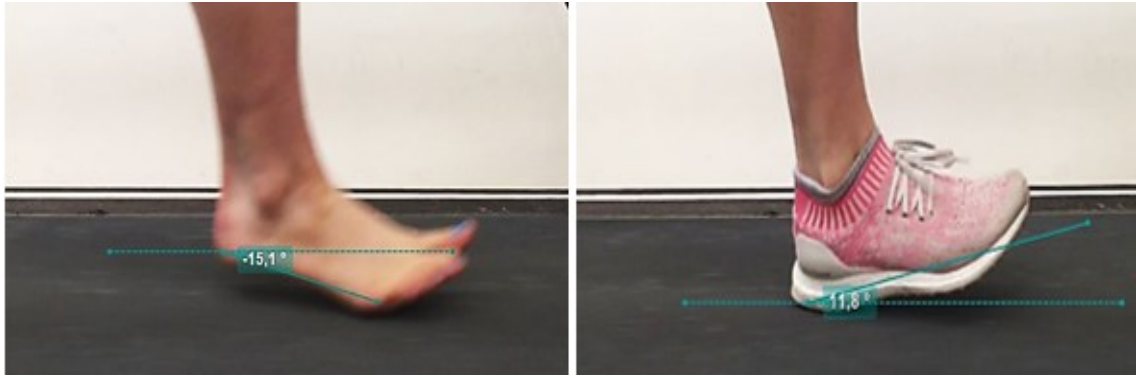
Snímky momentu vertikály z videozáznamu, na kterých je zaznamenán okamžik největší míry hyperpronace funkčních oddílů nohy a everze paty v rámci krokového cyklu, byly získány použitím programu Kinovea. Snímky byly vybrány pomocí funkce umožňující zpomalení záznamu až na 1 % původní rychlosti. K měření úhlu everze paty byla též využita speciální funkce programu, která pomocí spojnic mezi markery změří dané úhly (viz Obrázek 8).



Obrázek 8 Hodnocení everze paty při běhu

K měření inklinálního úhlu a sešikmení pánve byla použita funkce měřící úhel od horizontální roviny (viz Obrázek 7 a 9). Výsledné hodnoty jsou aritmetickým průměrem ze 3 měření. Získaná data byla opět zaznamenána do tabulek v programu Microsoft Excel.

Pro vlastní statistické zpracování dat byl použit program Jamovi 1.6.15. U všech dat byl proveden Shapiro-Wilkovův test pro ověření normality dat. Pro ověření hypotéz s normálně rozloženými hodnotami bylo použito Studentova dvouvýběrového t-testu, pro porovnání průměrných hodnot s fyziologickými bylo použito jednovýběrového t-testu.



Obrázek 9 Hodnocení inklinčního úhlu nohy

5 VÝSLEDKY

Soubor hodnocených dat byl získán měřením obou dolních končetin u 13 aktivně sportujících probandů, přičemž muži i ženy byli hodnoceni dohromady. Průměrné hodnoty vstupních dat byly vypočítány ze 3 hodnot, které byly změřeny v momentě vertikály běžeckého kroku a ve stejném momentě při modifikované Trendelenburgově zkoušce. Probandům byla přiřazena čísla od 1 do 13 a měřeny byly obě dolní končetiny, v tabulkách a grafickém zobrazení značeny L/P spolu s číslem probanda. Výchozí hodnoty pro statistické zpracování jsou uvedeny v následujících tabulkách (tabulka 1-3). Tabulka 1 uvádí hodnoty pro ověření a grafické zobrazení hypotézy 1, 2 a 3.

	Průměrné hodnoty everze paty (°)			Rozdíly mezi průměrnými hodnotami (°)			Průměrné hodnoty poklesu SIPS (°)		Rozdíl průměrných hodnot (°)
	běh		MTZ	běh	běh-MTZ		SIPS běh		běh
	obuv	naboso	naboso	obuv-naboso	obuv-MTZ	naboso-MTZ	boty	naboso	boty-naboso
L1	14,0	10,0	15,0	4,0	-1,0	-5,0	-7,5	-3,3	-4,2
P1	14,0	7,0	13,0	7,0	1,0	-6,0	-4,7	-2,2	-2,5
L2	16,7	7,0	10,0	9,7	6,7	-3,0	-8,3	-4,1	-4,2
P2	16,3	8,7	19,0	7,6	-2,7	-10,3	-6,3	-3,1	-3,2
L3	11,3	8,3	10,0	3,0	1,3	-1,7	-6,1	-5,6	-0,5
P3	15,0	10,3	16,0	4,7	-1,0	-5,7	-2,6	-4,4	1,8
L4	12,0	7,3	8,0	4,7	4,0	-0,7	-3,1	-4,1	1,0
P4	14,7	10,0	13,0	4,7	1,7	-3,0	-9,5	-6,7	-2,8
L5	15,7	11,0	16,0	4,7	-0,3	-5,0	-7,0	-5,4	-1,6
P5	13,0	11,3	13,0	1,7	0,0	-1,7	-3,3	-3,3	0,0
L6	14,3	7,3	13,0	7,0	1,3	-5,7	-3,2	-0,5	-2,7
P6	18,7	11,3	10,0	7,4	8,7	1,3	-6,2	-1,6	-4,6
L7	20,7	11,7	13,0	9,0	7,7	-1,3	-5,1	-0,9	-4,2
P7	21,0	10,7	22,0	10,3	-1,0	-11,3	-5,1	-5,1	0,0
L8	23,0	15,3	16,0	7,7	7,0	-0,7	-7,6	-7,0	-0,6
P8	22,0	13,3	19,0	8,7	3,0	-5,7	-2,7	-1,6	-1,1
L9	20,7	13,3	16,0	7,4	4,7	-2,7	-5,0	-4,5	-0,5
P9	22,0	12,0	17,0	10,0	5,0	-5,0	-6,4	-2,3	-4,1
L10	13,7	7,3	15,0	6,4	-1,3	-7,7	-7,6	-3,6	-4,0
P10	13,3	6,3	15,0	7,0	-1,7	-8,7	-7,5	-3,3	-4,2
L11	19,0	13,3	12,0	5,7	7,0	1,3	-6,5	-4,8	-1,7
P11	18,0	11,0	11,0	7,0	7,0	0,0	-7,0	-4,0	-3,0
L12	13,3	12,0	16,0	1,3	-2,7	-4,0	-6,5	-3,2	-3,3
P12	17,0	12,3	11,0	4,7	6,0	1,3	-4,0	-4,2	0,2
L13	16,3	7,0	9,0	9,3	7,3	-2,0	-5,7	-5,4	-0,3
P13	17,0	11,0	17,0	6,0	0,0	-6,0	-5,4	-1,0	-4,4

Tabulka 1 Výchozí hodnoty statistiky (průměrné hodnoty a jejich rozdíly)

V tabulce 2 se nachází hodnoty pro ověření a grafické zobrazení hypotézy 4. Průměrná doba kontaktu funkčních oddílů nohy je měřena pro obě dolní končetiny, průměrné hodnoty lokalizace COP vychází z obou dolních končetin.

Doba kontaktu funkčních oddílů nohy (% stejné fáze)							Rozdíly mezi průměrnou dobou zatížení (% stejné fáze)			Průměrné hodnoty pozice COP (mm)	
	přednoží		středonoží		zánoží		předonoží	středonoží	zánoží	obuv	naboso
	obuv	naboso	obuv	naboso	obuv	naboso	obuv-naboso				
L1	82,1	89,3	60,2	65,7	49,1	48,0	-7,2	-5,5	1,1	177,7	180,8
P1	82,7	90,0	61,1	64,8	46,4	46,4	-7,3	-3,7	0,0		
L2	84,5	94,5	68,1	83,6	46,5	34,2	-10,0	-15,5	12,3	172,8	189,0
P2	85,1	93,3	68,7	83,9	46,7	28,3	-8,2	-15,2	18,4		
L3	81,4	87,2	68,8	78,1	52,3	53,1	-5,8	-9,3	-0,8	157,4	206,8
P3	80,9	90,3	66,5	74,7	54,8	53,9	-9,4	-8,2	0,9		
L4	94,0	94,4	81,7	88,0	38,8	30,1	-0,4	-6,3	8,7	166,0	178,2
P4	94,4	94,6	82,3	89,8	44,5	33,0	-0,2	-7,5	11,5		
L5	93,7	95,2	77,7	81,1	35,0	34,1	-1,5	-3,4	0,9	191,0	224,8
P5	91,4	95,3	77,4	80,3	23,9	25,5	-3,9	-2,9	-1,6		
L6	86,0	93,3	65,4	71,5	51,8	50,5	-7,3	-6,1	1,3	156,7	246,8
P6	86,2	94,1	64,2	75,5	52,1	50,2	-7,9	-11,3	1,9		
L7	84,2	94,9	69,1	82,6	46,8	37,1	-10,7	-13,5	9,7	184,5	200,1
P7	87,7	95,1	72,6	82,6	43,0	38,8	-7,4	-10,0	4,2		
L8	83,1	86,1	66,0	67,7	49,9	46,0	-3,0	-1,7	3,9	156,3	221,9
P8	85,0	89,5	67,2	70,1	50,9	46,9	-4,5	-2,9	4,0		
L9	82,9	95,7	59,5	72,4	47,9	32,8	-12,8	-12,9	15,1	165,6	214,8
P9	80,2	95,7	56,3	79,6	48,0	28,6	-15,5	-23,3	19,4		
L10	92,9	95,0	74,1	79,6	39,0	28,7	-2,1	-5,5	10,3	177,3	201,7
P10	90,1	95,6	71,0	78,1	44,8	29,1	-5,5	-7,1	15,7		
L11	85,4	94,7	63,8	84,0	48,7	30,6	-9,3	-20,2	18,1	171,9	192,4
P11	84,3	94,3	62,6	82,1	49,6	30,8	-10,0	-19,5	18,8		
L12	79,6	88,3	61,0	70,1	51,3	50,0	-8,7	-9,1	1,3	125,2	197,9
P12	79,3	86,7	61,3	72,9	51,4	49,7	-7,4	-11,6	1,7		
L13	85,2	96,2	62,7	82,2	49,2	32,8	-11,0	-19,5	16,4	175,0	232,6
P13	86,0	96,1	62,8	82,4	50,6	39,9	-10,1	-19,6	10,7		

Tabulka 2 Výchozí hodnoty statistiky (průměrné hodnoty a jejich rozdíly)

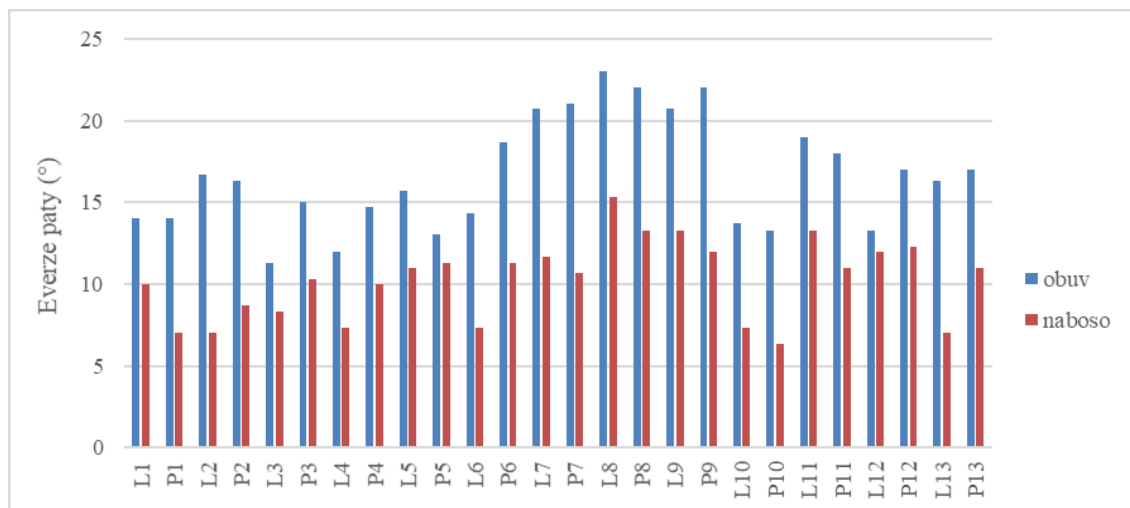
Tabulka 3 uvádí hodnoty pro ověření a grafické zobrazení hypotézy 5. Průměrné hodnoty inklinčního a progresivního úhlu a délka kroku je měřena pro obě dolní končetiny, frekvence kroku se vztahuje k jednotlivým probandům.

	Inklinční úhel nohy (°)		Progresivní úhel nohy (°)		Délka kroku (cm)		Frekvence kroku	
	obuv	naboso	obuv	naboso	obuv	naboso	obuv	naboso
L1	12,9	2,9	0,5	0,0	111,0	105,0	155,0	162,0
P1	14,3	2,7	6,9	4,1	110,0	104,0		
L2	10,1	-7,0	5,4	0,0	111,0	104,0	157,0	163,0
P2	10,0	-6,0	10,5	3,7	110,0	103,0		
L3	15,4	-6,0	2,2	0,8	102,0	97,0	168,0	174,0
P3	15,2	-7,0	7,9	6,2	103,0	98,0		
L4	-2,7	-13,6	2,6	0,0	102,0	96,0	168,0	176,0
P4	-3,0	-12,5	10,0	5,5	104,0	97,0		
L5	-4,3	-13,9	3,1	3,1	104,0	100,0	166,0	172,0
P5	-4,0	-13,0	8,4	6,3	103,0	98,0		
L6	7,2	-5,3	11,9	9,1	113,0	108,0	155,0	160,0
P6	7,0	-2,0	17,3	14,4	110,0	103,0		
L7	9,2	-11,9	11,5	8,1	111,0	106,0	155,0	162,0
P7	9,2	-10,0	7,2	1,2	109,0	103,0		
L8	12,5	4,0	4,7	4,1	106,0	99,0	161,0	169,0
P8	14,0	3,0	7,6	5,7	107,0	100,0		
L9	16,9	-8,0	6,0	3,6	93,0	84,0	182,0	200,0
P9	17,0	-7,0	13,9	11,3	93,0	85,0		
L10	11,8	-12,1	11,2	8,4	104,0	101,0	165,0	167,0
P10	12,0	-11,0	12,0	9,3	103,0	101,0		
L11	17,6	-8,6	4,7	0,0	107,0	101,0	160,0	169,0
P11	17,0	-8,5	11,0	5,9	108,0	102,0		
L12	15,0	5,4	11,5	8,0	99,0	95,0	172,0	181,0
P12	14,0	6,0	20,2	17,6	100,0	94,0		
L13	8,0	-14,4	14,1	9,8	99,0	95,0	171,0	175,0
P13	9,0	-13,5	20,1	17,3	100,0	96,0		

Tabulka 3 Výchozí hodnoty statistiky (průměrné hodnoty)

5.1 Ověření hypotézy 1

Hypotéza 1 uvažuje o shodnosti naměřených hodnot everze paty (hyperpronaci) v momentě vertikály (ang. *midstance*) běžecského kroku při běhu v obuvi a naboso. Porovnávané hodnoty jsou znázorněny následujícím grafem (Obrázek 9).



Obrázek 10 Grafické zobrazení hodnot everze paty

Průměrný rozdíl hodnot je **6,41 °**. Velikost výběrové směrodatné odchylky je **2,4°**. Rozmezí intervalu spolehlivosti je **(5,28; 7,34)**. Párový t-test určil **p-hodnotu < 0,001**.

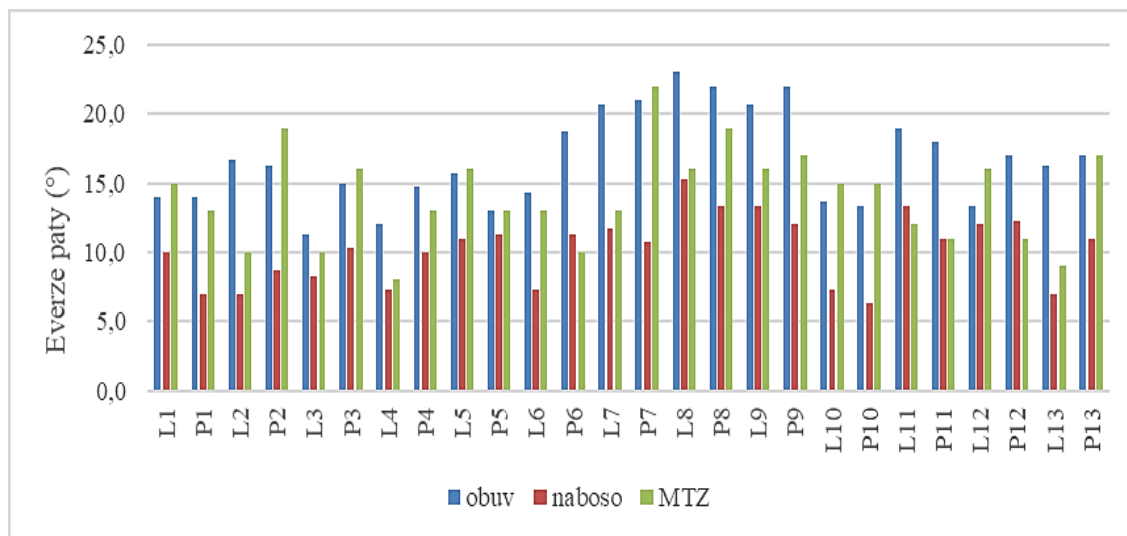
Takový výsledek potvrzuje hypotézu H₁: Míra everze paty v momentě vertikály opěrné fáze běžecského kroku v klasické obuvi se statisticky významně liší od míry everze paty ve stejném momentě běžecského kroku při běhu naboso.

Jednovýběrový t-test porovnávající hodnoty everze paty při běhu v obuvi a naboso s hodnotou fyziologické odchylky (everze paty < 10°) dle (Libardoni dos Santos, 2019) určil hodnotu **p < 0.001** pro běh v obuvi, pro běh naboso pak hodnotu **p 0.32**.

Takový výsledek potvrzuje předpoklad, že vyšší míra everze paty naměřená při běhu v obuvi, může být spojená s vyšším rizikem vzniku běžecských zranění.

5.2 Ověření hypotézy 2

Hypotéza 2 uvažuje o shodnosti míry everze paty v momentě vertikály modifikovaného Trendelburgova testu (5 výskoků na 1 DK) s mírou everze paty ve stejném momentě běžecského kroku v obuvi a naboso. Hodnoty naměřené everze ve všech třech situacích jsou znázorněny na následujícím grafu (Obrázek 10).



Obrázek 11 Grafické zobrazení hodnot everze paty při běhu a MTZ

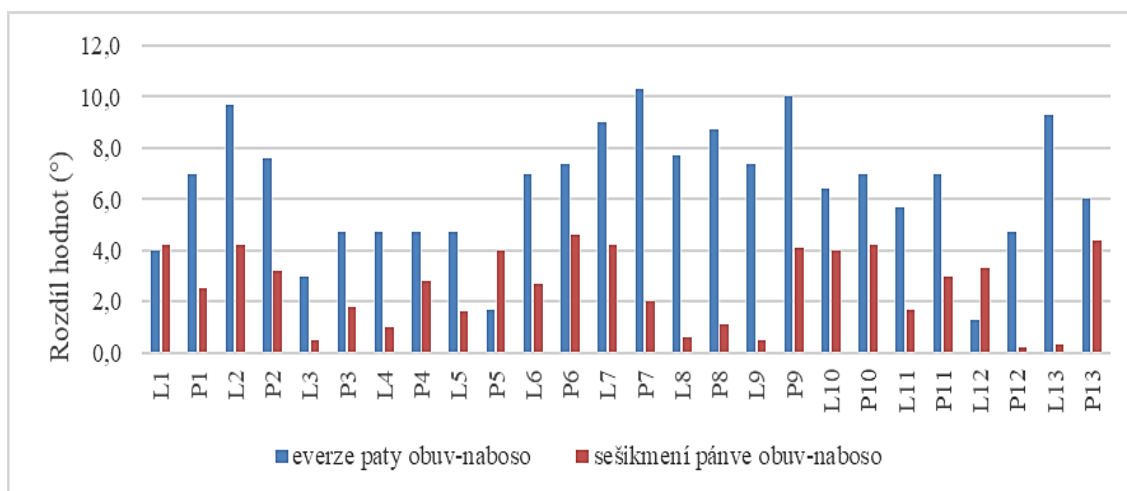
Průměrný rozdíl hodnot everze paty při běhu v obuvi a MTZ je **2,6°**. Výběrová směrodatná odchylka je **3,6°**. Rozmezí intervalu spolehlivosti je **(1; 4)**, neobsahuje nulovou hodnotu. Párový t-test určil hodnotu **p 0,003**.

Průměrný rozdíl hodnot everze paty při běhu naboso a MTZ je **-3,8°**. Výběrová směrodatná odchylka je **3,3°**. Rozmezí intervalu spolehlivosti je **(-5,2; 2,4)**, obsahuje tedy nulovou hodnotu. Párový t-test určil hodnotu **p < 0.001**.

Výsledky tedy potvrzují hypotézu H2: Míra everze paty (hyperpronace) v momentě vertikály (ang. midstance) se při modifikované Trendelburgově zkoušce (5 opakovaných výskoků na 1 DK) statisticky významně liší od míry everze paty ve stejném momentě opěrné fáze běžecského kroku při běhu v obuvi a naboso.

5.3 Ověření hypotézy 3

Hypotéza 3 uvažuje o vlivu obuvi na míru everze paty spolu s mírou sešikmení pánve v momentě vertikály běžecského kroku při běhu v obuvi a naboso. Předpoklad pro ověření hypotézy je, že míra everze paty i sešikmení pánve dosahuje v obou případech vyšších hodnot při běhu v obuvi než naboso. Rozdíly hodnot everze paty a sešikmení pánve jsou znázorněny v následujícím grafu (Obrázek 11).



Obrázek 12 Grafické zobrazení rozdílů hodnot everze paty a sešikmení pánve

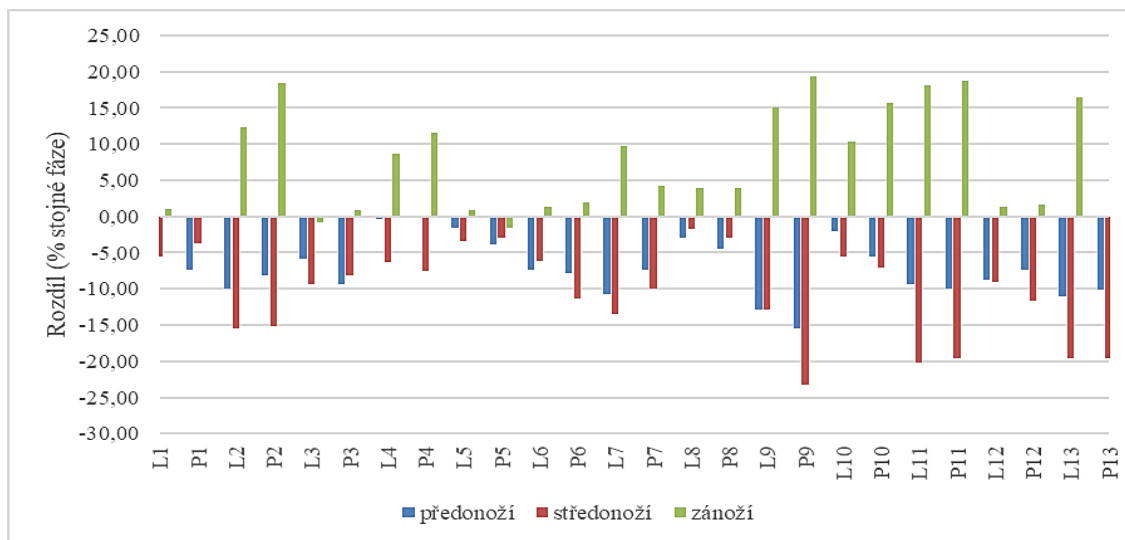
Průměrný rozdíl hodnot everze paty je **6,44°**. Rozmezí intervalu spolehlivosti je **(5,28; 7,34)**.

Průměrný rozdíl sešikmení pánve je **2,2°**. Rozmezí intervalu spolehlivosti je **(1,33; 2,9)**. Dvouvýběrový t-test určil pro obě proměnné hodnotu **p < 0.001**.

Z takových výsledků lze potvrdit hypotézu H3: Míra everze paty (hyperpronace) spolu s mírou sešikmení pánve v momentě vertikály opěrné fáze běžecského kroku je statisticky významně větší při běhu v obuvi než při běhu naboso.

5.4 Ověření hypotézy 4

Hypotéza 4 porovnává dobu kontaktu funkčních oddílů nohy (v % stejné fáze) při běhu v klasické obuvi a naboso. Rozdíly hodnot průměrných dob zatížení přednoží, středonoží a zánoží (v % stejné fáze) jednotlivých probandů v obuvi a naboso znázorňuje následující graf (obrázek 12).



Obrázek 13 Grafické zobrazení rozdílů zatížení funkčních oddílů nohy

Průměrný rozdíl hodnot doby kontaktu přednoží je **-7,2 % stejné fáze**. Rozmezí intervalu spolehlivosti **(-8,7; -5,67)**.

Průměrný rozdíl hodnot doby kontaktu středonoží **-10,4 % stejné fáze**. Rozmezí intervalu spolehlivosti **(-12,9; -7,92)**.

Průměrný rozdíl hodnot doby kontaktu zánoží **7,8 % stejné fáze**. Rozmezí intervalu spolehlivosti **(4,9; 10,7)**.

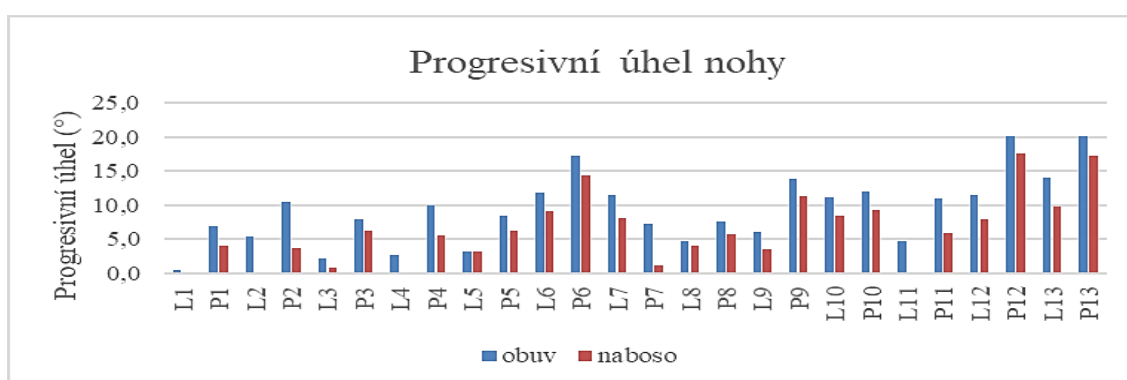
Při porovnání jednotlivých funkčních oddílů nohy dvouvýběrovým t – testem jsou výsledné hodnoty **p < 0.001**.

Taková hodnota p potvrzuje hypotézu H4A: Doba kontaktu funkčních oddílů nohy (v % stejné fáze) se při běhu v klasické obuvi statisticky významně liší od běhu naboso.

5.5 Ověření hypotézy 5

Hypotéza 5 uvažuje o vlivu klasické obuvi na vybrané kinematické parametry běžecského kroku, tedy progresivní úhel nohy, inklinální úhel nohy, délku kroku a kadenci kroku. Grafické znázornění průměrných hodnot ukazují následující grafy (obrázek 13–15).

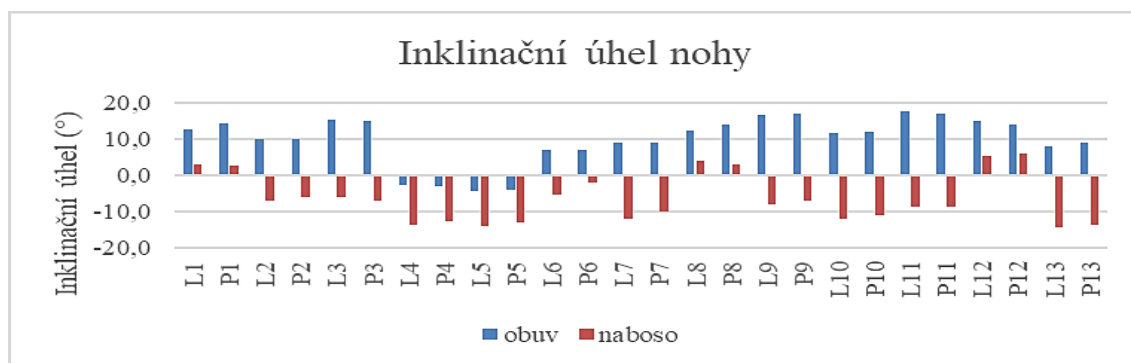
Hodnoty progresivního úhlu nohy dosahují kladných hodnot při abdukci nohy, nulových hodnot při dosažené shodě s podélnou osou nohy a záporných hodnot při addukci nohy.



Obrázek 14 Grafické zobrazení hodnot progresivního úhlu nohy

Průměrný rozdíl progresivního úhlu je $3,1^\circ$. Výběrová směrodatná odchylka je $1,7^\circ$. Rozmezí intervalu spolehlivosti je $(2,4; 3,7)$.

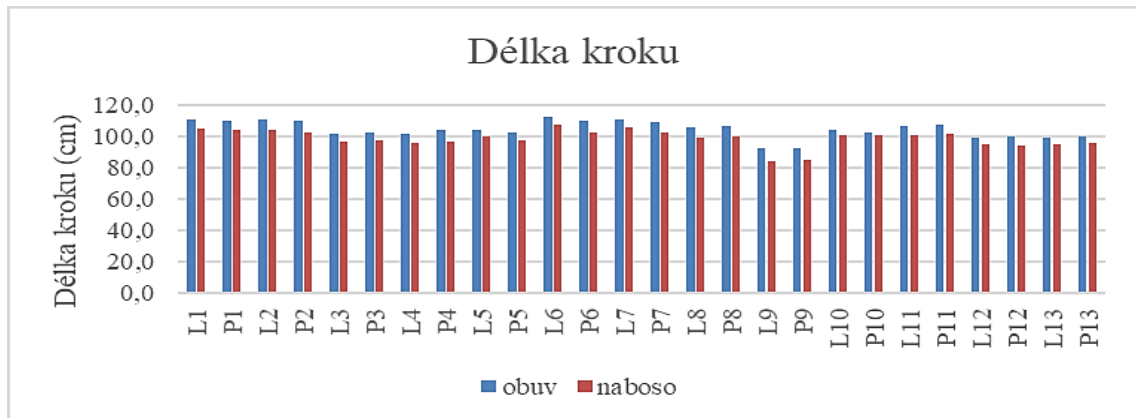
Hodnoty inklinálního úhlu dosahují kladných hodnot v případě RFS a záporných hodnot v případě FFS. Hodnoty blízké nule jsou obvykle hodnoceny jako MFS. Průměrná změna úhlu dopadu způsobila u většiny probandů přechod z RFS (kladné hodnoty) na MFS či FFS (záporné hodnoty).



Obrázek 15 Grafické zobrazení hodnot inklinálního úhlu

Průměrný rozdíl inklinčního úhlu je **17°**. Výběrová směrodatná odchylka je **6,1°**. Rozmezí intervalu spolehlivosti je **(10,1; 20)**.

Délka a frekvence kroku jsou hodnotami nepřímo úměrnými. Vzhledem k lineární rychlosti 10 km/h došlo při zkrácení kroku vždy ke zvýšení frekvence. Při běhu v obuvi byl krok delší a frekvence nižší. Při běhu naboso došlo ke zkrácení kroku a ke zvýšení frekvence.



Obrázek 16 Grafické zobrazení hodnot délky kroku

Průměrný rozdíl délky kroku je **5,7 cm**. Výběrová směrodatná odchylka je **1,1 cm**. Rozmezí intervalu spolehlivosti je **(5,2; 6,29)**.

Průměrný rozdíl frekvence kroku je **-8 kroku za min.** Výběrová směrodatná odchylka je **3**. Rozmezí intervalu spolehlivosti je **(-10; -5)**.

Hodnoty **p < 0.001** při použití dvouvýběrového t–testu u všech sledovaných parametrů, potvrzují hypotézu H5A: Klasická obuv má statisticky významný vliv na sledované kinematické parametry běžeckého kroku (progresivní úhel nohy, inklinční úhel nohy, kadenci kroku, délku kroku).

5.6 Odpovědi na výzkumné otázky

Z výsledků statistického zpracování dat lze odpovědět na následující výzkumné otázky.

Výzkumná otázka 1 Pomocí kterých kinematických parametrů lze ovlivnit everzi paty (hyperpronace)?

Výsledky potvrzující hypotézy H1, H4 a H5 potvrzují statistickou významnost několika parametrů, na které se lze zaměřit při snaze o snížení everze paty v momentě vertikály běžeckého kroku. Parametry, které jsou prokazatelně významné, jsou: prodloužení doby kontaktu (v % stejné fáze) přednoží a středonoží, na úkor zkrácení doby kontaktu zánoží, zmenšení progresivního i inklinálního úhlu nohy, zkrácení kroku a zvýšení frekvence kroku.

Výzkumná otázka 2 Je modifikovaná Trendelenburgova zkouška vhodná pro zhodnocení míry everze paty (hyperpronace) v momentě vertikály běžeckého kroku?

Touto výzkumnou otázkou se zabývala hypotéza H2. Výsledky potvrzující H2 udávají, že MTZ není dostatečně přesným testem pro zhodnocení míry everze paty v momentě vertikály běžeckého kroku. Přestože vyšší hodnota p (0.003) byla zjištěna při porovnávání běhu v obuvi a MTZ, než při porovnání běhu naboso a MTZ (<0.001), ani v jednom případě nedosahuje shody, tedy $p > 0.05$.

6 DISKUZE

Hyperpronace, či hyperpronační syndrom patří mezi funkční poruchy nohy, jejíž četnost v populaci dosahuje více než 20 %, a to i v běžecké komunitě (Vařeka, 2009, Nielsen, 2014). Právě kvůli její vysoké četnosti jsme se rozhodli se na ni v práci podrobněji zaměřit. Jednou z hlavních příčin poruch funkce je asymetrická zátěž, která z dlouhodobého hlediska způsobuje zvýšené nároky na anatomické struktury nohy. Další příčinou je porucha aferentace z kůže, kloubů a svalů nohy, kde hraje roli i špatně zvolená obuv. V důsledku zmíněných příčin se mění schopnost nohy optimálně reagovat na vnější i vnitřní podněty, a tak dochází k poruše funkce. Toto přetížení vyvolává subkortikální nociceptivní dráždění, které ve snaze zabránit poškození, často podvědomě, způsobuje odchylky v pohybovém vzoru (McKeon, 2015, Koura, 2017). V případě hyperpronace dochází k poruše převážně funkce horního a dolního ST kloubu, která se při běhu projeví právě v momentě vertikály běžecského kroku, kdy se noha dostává do pronačního postavení v největší míře (Horwood, 2017, Libardoni dos Santos, 2019). Hyperpronace je také spojována se zvýšeným rizikem zranění (Mei, 2019). Koura et al. (2017) pak přisuzuje nadměrné pronaci účast na vzniku 60–90 % všech patologií spojených s přetížením dolních končetin. Funkční aspekt byl jedním z důvodů, proč jsme předpokládali možnost změny, v případě závažných strukturálních změn by ke změně mohlo dojít jen minimálně či vůbec.

Obuv jako důležitý aspekt v rámci měření, byla vybrána v reakci na trend minimalistické obuvi posledního desetiletí. Soubor probandů tvořilo 13 rekreačních běžců. Cílem práce bylo zhodnocení vlivu klasické obuvi na míru hyperpronace a vybrané kinetické a kinematické parametry, které s mírou hyperpronace mohou přímo souviset. Cílem práce tak nebylo „odepsání“ klasické obuvi, ale zamyšlení se nad biomechanikou nohy běžce v širším kontextu. Zutím obuvi jsme chtěli docílit přirozené změny biomechaniky nohy zvýšením aferentace z plosky a kloubů nohy, aniž bychom běžce jakkoli instruovali. Probandi byli také záměrně vybráni tak, aby jejich běžecskou obuví byla obuv klasická (nikoli minimalistická, tj. barefoot). Tato myšlenka vycházela z prací porovnávajících GRF a strategii došlapu u běžců běhajících naboso a v obuvi (Lieberman, 2010, Shih, 2013, Lieberman, 2015).

Strategii došlapu a její vliv na neuromechanické funkce svalů nohy zpracoval Kelly et al. (2018), který udává vyšší aktivitu krátkých svalů nohy při FFS spolu s udržení nohy v centrovaném postavení v momentu vertikály. Vyšší aktivitu svalů přisuzuje hlavně změně momentu sil svalů nohy a odlišnému timingu svalů, který souvisí s plantární flexi nohy při došlapu.

Ze statistického zpracování vyplývá, že klasická obuv má významný vliv na biomechaniku došlapu u sledovaných rekreačních běžců, a to jak na vybrané kinematické, tak na kinetické parametry. Hlavní sledovanou proměnou byla, již zmíněná, míra hyperpronace funkčních oddílů nohy, která byla objektivizovaná pomocí videozáznamu everze paty ze zadního pohledu, progresivního úhlu a zatížení jednotlivých funkčních oddílů nohy. Snímky z videozáznamu byly následně vyhodnoceny pomocí speciální funkce programu Kinovea. Progresivní úhel a zatížení funkčních oddílů nohy byly změřeny pomocí tenzometrické plošiny dynamického chodníku Zebris FDM-T System. Dalšími sledovanými parametry, u kterých se předpokládá souvislost s hyperpronačním syndromem, byly inklinální úhel nohy při došlapu, posteriorněanteriorní pozice COP spolu s dobou kontaktu funkčních oddílů nohy (v % stojné fáze), délka a frekvence kroku (Horwood, 2017, Libardoni dos Santos, 2019, Yazdani, 2020).

Zároveň bylo potvrzeno, že Véleho test, ani modifikovaný Trendelenburgův test, nejsou dostatečně přesnými diagnostickými testy pro objektivizaci dynamické stability nohy a míry everze paty v momentě vertikály běžeckého kroku. Modifikovaný Véleho test (se zavřenými očima) hodnotící míru celkové stability, byl použit z důvodu vysoké dostupnosti a rychlosti provedení. Stejně tak modifikovaná Trendelenburgova zkouška (5 na sebe navazujících poskoků na jedné DK) byla zvolena pro svou dostupnost a v klinické praxi často využívaný test, na rozdíl od 2D či 3D kinematické analýzy na běžeckém páse, která je pro pacienty i terapeuty zatím málo dostupná. Zatímco Véleho test hodnotil převážně statickou posturální stabilitu ztíženou zavřením očí, MTZ měla navodit zvýšené zatížení nohy při dopadu, tak jak je tomu v momentu vertikály běžeckého kroku (Véle, 2006). Myšlenka vycházela z výsledků výzkumu potvrzujícího vliv hyperpronace na statickou i dynamickou stabilitu nohy (Cote, 2005).

Potvrzením hypotézy 1, dvouvýběrovým t-testem, byl prokázán vliv obuvi na míru everze paty v momentě vertikály běžeckého kroku. Průměrný rozdíl hodnot everze paty mezi během v obuvi a naboso byl $6,3^\circ$. Ověření pomocí jednovýběrového t-testu dále umožnilo porovnat naměřené hodnoty s fyziologickou hodnotou 10° , od které dle Libardoni dos Santos (2019) dochází se zvýšenému riziku vzniku zranění u běžců. Výsledné hodnoty, $p < 0.001$ pro běh v obuvi a $p 0.32$ pro běh naboso, potvrzují předpoklad, že zvýšená everze paty, která byla v případě této práce potvrzena při běhu v obuvi, může mít souvislost s vyšší četností zranění. Přesto, že se práce přímo nezabývala četností zranění u sledované skupiny, se zraněním z přetížení se setkala 8 z 11 sledovaných běžců.

Z přijaté hypotézy 2 vyplývá, že MTZ není vhodným diagnostickým testem pro objektivizaci míry everze paty v momentě vertikály běžeckého kroku. Rozdíl průměrných hodnot běhu v obuvi a MTZ $2,5^\circ$ ukazuje na podhodnocení hyperpronace při MTZ, naopak rozdíl hodnot běhu naboso a MTZ $-3,8^\circ$ ukazuje nadhodnocení hyperpronace při MTZ. Rozdíly v naměřených hodnotách by tak mohly být způsobeny odlišnou strategií došlapu, kdy při běhu v obuvi využívalo RFS 11 běžců (inklinační úhel dopadu $< 0^\circ$), zatímco při MTZ výhradně FFS (inklinační úhel dopadu $> 0^\circ$). Při běhu naboso pak RFS využívali pouze 3 běžci. Zároveň při MTZ chybí pohybu horizontální složka, a tak na nohu působí podstatně větší síla, než je tomu při běhu. Véleho test, který využívá k hodnocení čtyřstupňovou škálu, se i při využití modifikace (zavřené oči) ukázal jako nedostatečný. Při jeho testování tak většina (11) probandů z testu získala hodnotu 1 (dobrá posturální stabilita), přestože při dynamickém testování (MTZ a běh) tomu tak nebylo. Blíže se vlivem hyperpronace na posturální stabilitu zabýval Cote (2005), který potvrdil souvislost při srovnání s kontrolní skupinou. Námi zvolený Véleho test nebyl dostatečně citlivý. V případě MTZ se sice hyperpronace u probandů projevila, její míra však neodpovídala hodnotám měřeným při běhu v obuvi ani naboso.

Statisticky významného výsledku bylo dosaženo rovněž u hypotézy 3, která uvažovala o vlivu obuvi na míru everze paty spolu s mírou sešikmení pánve v horizontální rovině v momentu vertikály běžeckého kroku. Při porovnání jednotlivých proměnných dvouvýběrovým t-testem byl rozdíl hodnot statisticky významný. Při ověření hodnot pomocí Pearsonova korelačního koeficientu výsledná hodnota $R 0.325$ nebyla dostatečně průkazná, pro stanovení korelace mezi hodnotami. Pro stanovení korelace by tak bylo

nezbytné využít přesnější měření pomocí 3D analýzy spolu s rozšířením souboru. Předpoklad vycházel u tvrzení Yazdiniho (2019), který pozoroval *timing* a aktivitu svalů pánevního pletence v momentě vertikály u pacientů s hyperpronací při chůzi. Vlivem hyperpronace na posturální stabilitu se zabývali Koura et al. (2017), kteří popisují změnu aferentace z kloubů, kůže a svalů, změnu momentů sil svalů nohy a s nimi i odlišnou strategii svalů při udržení stability kloubů při došlapu i odrazu.

Potvrzením hypotézy 4 bylo prokázáno, že obuv má přímý vliv na dobu kontaktu funkčních oddílů nohy (v % stejné fáze) v rámci běžeckého kroku. Výsledný průměrný rozdíl mezi během v obuvi a naboso je pro přednoží -7,2 %, středonoží -10,4 % a pro zánoží 7,8 %. U všech probandů tak při zutí obuvi došlo k prodloužení doby kontaktu středonoží a přednoží, na úkor doby kontaktu zánoží. Parametr potvrzující tento trend je také posteriorněanteriorní lokalizace COP, která se při zutí obuvi posunula u všech probandů průměrně o 39 mm anteriorně. Tyto hodnoty tak vykazují stejný směr posunu jako u výsledků Deschamps et al. (2019), ten však uvádí posun COP anteriorně při MFS o 40 % a při FFS o 70 %, což je podstatně větší posun, než v případě této práce. Kelly et al. (2018) zase uvádí vyšší využití potenciálu krátkých svalů nohy a plantární aponeurózy. Zároveň udává vyšší stabilizaci středonoží pomocí svalů, při jehož hypermobilitě dochází k hyperpronaci.

Statisticky významných výsledků bylo dosaženo rovněž u hypotézy 5, která se zabývala vybranými kinematickými parametry (výše zmíněným progresivním úhlem nohy, inklinacním úhlem nohy, délkou a frekvencí kroku). V případě progresivního úhlu došlo k průměrnému zmenšení o 3,4° při běhu naboso, tento rozdíl tak může hrát důležitou roli při míře pronace u hyperpronačního syndromu, a to díky zacentrování zánoží a vyšší aktivitě krátkých svalů nohy (Kelly, 2018). Průměrná změna inklinacního úhlu o 14,9° ukazuje na změnu došlapu z RFS na FFS u 8 z 11 běžců, další 2 přešli na MFS a jeden zůstal u RFS, i přes nižší inklinacní úhel. Mezi výhody spojené se změnou došlapu, zvláště při přechodu z RFS na MFS či FFS, se řadí zejména snížení rizika vzniku běžeckých zranění (Dierks, 2011, Daoud, 2012). Kladných výsledků bylo docíleno u patelofemorálního syndromu, únavového syndromu holenní okostice (medial tibial stress syndrome) a plantární fascitidy. Tato tvrzení byla též potvrzena meta-analýzou zahrnující 53 studií (Anderson, 2020). Naopak s FFS souvisí zvýšené riziko vzniku achillotendinitidy, a to ve spojitosti s absencí kontaktu paty se zemí v momentě vertikály

běžecského kroku. Tato technika došlapu je vhodná při běhu na krátké vzdálenosti a při vyšší rychlosti běhu. Vytrvalostní běh touto technikou tak není příliš vhodný a způsobuje přetížení m. triceps surae (Almeida, 2015).

V případě délky kroku došlo ke zkrácení kroku průměrně o 6 cm. Frekvence kroku pak vzrostla 8 kroků za minutu. Tyto parametry nepochybně souvisí s posunem COP a prodloužením délky kontaktu přednoží a středonoží na úkor zánoží. Tyto parametry jsou zároveň snadno ovlivnitelné a nabízejí tak možnost pro terapeutický zásah do biomechaniky nohy v rámci běžecského kroku (Heiderscheit, 2011). Souvislostí délky a frekvence běžecského kroku s rizikem zranění a ekonomikou běhu se zabýval například Schubert et al. (2014) a Moore et al. (2016). Přičemž vyšší frekvence a kratší délka kroku se ukazuje jako výhodnější, jak pro snížení rizika zranění, tak pro snížení energetické náročnosti. Dochází zde zároveň ke změně, již zmíněného momentu sil svalů nohy, čímž je docíleno vyšší stabilizace funkčních oddílů nohy (Nishida, 2017, Kelly, 2018).

Metodika výzkumu byla navržena tak, aby byl minimalizován rozdíl ovlivnitelných vnějších faktorů (stálá teplota, posloupnost měření, rychlost běhu, délka měření, hodnotící osoba). Z tohoto důvodu byl k měření využit dynamický chodník FDM-T System Zebris se za budovanou tenzometrickou plošinou. Běžecský pás byl zvolen i přes skutečnost, že většina běžců (11) ho v době měření k tréninku téměř nevyužívala. Metodika práce tak vychází z výsledků Firminger (2018), který sledává biomechaniku běhu v laboratorních podmínkách dostatečně reprezentující biomechaniku běhu v terénu. K potvrzení tohoto předpokladu by však bylo nezbytné výzkum provést v terénních podmínkách, a to za cenu ztráty důležitých dat získaných z tenzometrické plošiny. Ta mimo jiné slouží ke kontrole míry everze paty (hyperpronace) pomocí progresivního úhlu nohy (abdukce nohy). Tato myšlenka vychází z definice pronace nohy (abdukce + everze paty + dorzální flexe nohy) (Vařeka, 2009, Horwood, 2017).

Limitem práce, který plyne ze zvolené metodiky, je možnost zkrácení snímaných hodnot z důvodu 2D záznamu či posunu kůže či obuvi s markery. I z tohoto důvodu bylo zvoleno současné sledování více parametrů pomocí videozáznamu a tenzometrické plošiny. Limitní je také délka měření, kde se nestihne projevit unavitelnost svalů, touto problematikou se zabývá Mei et al. (2019), který popisuje zvýšení pronace u rekreačních běžců po 5 km běhu měřeném též na běžeckém páse. Omezen byl i výběr probandů vzhledem k epidemické situaci, kdy byli pro potřeby této práce vybráni probandi z kategorie rekreačních běžců, u kterých je hyperpronace častější (stejně jako RFS, delší délka kroku a nižší frekvence)(Schubert, 2014, Mei, 2019).

Práce nabízí mnoho možností, jak ve výzkumu pokračovat, a to zejména aplikací poznatků v terapii běžeckých zranění, nejen skrze cvičení „nasucho“ v ordinaci (které je také důležité), ale zejména jejich převedením do běžné běžecké praxe. Kde, díky vysokému počtu opakování v počtu tisíců kroků v rámci každého běhu, může být efekt významný. Uplatnitelnými parametry by tak mohlo být zvýšení aferentace z plosky (například využitím minimalistické obuvi pro osvojení zmíněných parametrů), zkrácení kroku a zvýšení frekvence kroku spolu se snížením inklinčního úhlu nohy. Cílem dalšího výzkumu by tak mohlo být sledování aplikace parametrů do běžecké práce a zhodnocení vlivu na incidenci běžeckých zranění.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo zhodnocení vlivu klasické běžecké obuvi na biomechaniku došlapu u rekreačních běžců. Hlavní sledovaná proměnná byla míra hyperpronace, pro jejíž objektivizaci byly zvolené hodnoty míry everze paty, progresivního úhlu nohy a zatížení funkčních oddílů nohy v rámci běžeckého kroku. Spolu s mírou hyperpronace byly sledovány i další parametry, u kterých je předpokládán vliv na hyperpronační syndrom. Těmito parametry byly inklinací úhel nohy, délka a frekvence kroku. Dílčím cílem práce bylo porovnání hyperpronace při klinickém testování modifikované Trendelenburgovy zkoušky a Véleho testu a posouzení vlivu hyperpronace na míru sešikmení pánve v momentě vertikály běžeckého kroku.

První kapitola práce se zabývala kineziologií nohy spolu s funkčními poruchami nohy. Podrobněji pak byla rozebrána problematika hyperpronačního syndromu, která je jednou z nejčastějších poruch vyskytující se až u 20 % rekreačních běžců. Druhá kapitola se zabývala problematikou běžeckého krokového cyklu, u kterého byla podrobně rozebrána kinetika a kinematika běžeckého kroku, strategie došlapu a nejčastějších zranění související s běháním.

Třetí kapitola obsahuje hlavní a dílčí cíle práce, stanovené hypotézy a výzkumné otázky důležité pro statistické ověření získaných dat. Čtvrtá kapitola se zabývala kompletní metodikou práce, tedy charakteristikou souboru, průběhem měření a zpracováním dat. Pátá a šestá kapitola obsahuje výsledky práce, statistické ověření jednotlivých hypotéz a odpovědi na výzkumné otázky. Vstupní hodnoty hypotéz jsou pro lepší přehlednost znázorněny graficky. Poslední částí práce je diskuze, ve které jsou získané výsledky popsány a porovnány s výsledky a myšlenkami dalších autorů.

Na základě výsledků statistického zpracování byl potvrzen vliv obuvi jak na míru hyperpronace (everze paty), tak i na další sledované parametry (progresivní úhel nohy, zatížení funkčních oddílů nohy, lokalizace COP, inklinací úhel nohy, délka a frekvenci kroku).

Při porovnání hodnot everze paty při běhu s hodnotami získanými při vybraných klinických testech (MTZ a modifikovaný Veleho test), nebyla potvrzena dostatečná shoda. Při testování zvolenými testy se tak nelze spoléhat na naměřené hodnoty míry hyperpronace u běžců a je nutno využít i další dynamické testy, případně analyzovat samotný běh.

Přínosem práce je komplexní zhodnocení vlivu obuvi na biomechaniku došlapu se zaměřením na hyperpronační syndrom u rekreačních běžců. Získané poznatky tak lze využít při vyšetření i terapeutické intervenci, a to vhodným zásahem do sledovaných parametrů běžeckého kroku. Bakalářská práce se však zabývá jen několika parametry dolních končetin, které jsou zároveň jejími limity. Předmětem zájmu dalšího výzkumu by mohlo být rozšíření sledovaných parametrů spolu s vyšším počtem probandů v terénních podmínkách či aplikace poznatků do běžecké praxe a její sledování v čase.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ALMEIDA, M. O., I. S. DAVIS a A. D. LOPES, 2015b. Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. s. 738-755 [cit. 2020-09-03]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2015.6019
- ANDERSON, L.M., D.R. BONANNO, H.F. HART a C.J. BARTON, 2020. What are the Benefits and Risks Associated with Changing Foot Strike Pattern During Running? A Systematic Review and Meta-analysis of Injury, Running Economy, and Biomechanics. *Sports Medicine* [online]. **50**(5), 885-917 [cit. 2020-05-21]. ISSN 11792035. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-019-01238-y
- CAVANAGH, P. R., 1990. *Biomechanics of distance running*. 1. Champaign, IL: Human Kinetics Books. ISBN 0-87322-268-7.
- COTE, K.P., M.E. BRUNET, B.M. GANSNEDER a S.J. SHULTZ, 2005. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training* [online]. s. 41 - 46 [cit. 2020-08-24]. ISSN 10626050. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?authtype=shib&custid=s1240919&direct=true&db=edselc&AN=edselc.2-52.0-16344362280&site=eds-live&scope=site&lang=cs>
- DAOUD, A. I., G. J. GEISLER, F. WANG, J. SARETSKY, Y. A. DAOUD a D. E. LIEBERMAN, 2012. Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **44**(7), 1325-1334 [cit. 2020-09-22]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e3182465115
- DESCHAMPS, K., G.MATRICALI, M. EERDEKENS, S. WUITE, A. LEARDINI a F. STAES, 2019. The Receptive and Propulsive Behavior of Human Foot Joints During Running With Different Striking Strategies. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. s. 336-343 [cit. 2020-09-10]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2018-0442
- DIERKS, T. A., K. T. MANAL, J. HAMILL a I. DAVIS, 2011. Lower Extremity Kinematics in Runners with Patellofemoral Pain during a Prolonged Run. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **43**(4), 693-700 [cit. 2021-03-15]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e3181f744f5
- DYLEVSKÝ, I., 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.
- ÉRICA Q. SILVA, A. N. M., 2020. The Association Between Rearfoot Motion While Barefoot and Shod in Different Types of Running Shoes in Recreational Runners. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. **19**(2), 383-389 [cit. 2021-03-23]. ISSN 13032968. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?authtype=shib&custid=s1240919&direct=true&db=edsdoj&AN=edsdoj.91f42f5bbfe47f0b98bf20db8ad78da&site=eds-live&scope=site&lang=cs>

- FIRMINER, C. R., G. VERNILLO, A. SAVOLDELLI, D. J. STEFANYSHYN, G. Y. MILLET a W. B. EDWARDS, 2018. Joint kinematics and ground reaction forces in overground versus treadmill graded running. *Gait* [online]. **63**, 109-113 [cit. 2021-04-08]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.04.042
- FRASER, J. J., M. A. FEGER a J. HERTEL, 2016. Midfoot and forefoot involvement in lateral ankle sprains and chronic ankle instability. part 1: anatomy and biomechanics. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. **11**(6), 992-1005 [cit. 2021-03-20]. ISSN 21592896. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?authtype=shib&custid=s1240919&direct=true&db=edo&AN=120019715&site=eds-live&scope=site&lang=cs>
- HEIDERSCHEIT, B., E. CHUMANOV, M. MICHALSKI, C. WILLE a M. RYAN, 2011. Effects of Step Rate Manipulation on Joint Mechanics during Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. s. 296-302 [cit. 2020-09-22]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4
- HETSRONI, I., A. FINESTONE, C. MILGROM, D. BEN-SIRA, Meir NYSKA, Gideon MANN, Sivan ALMOSNINO a Moshe AYALON, 2008. The Role of Foot Pronation in the Development of Femoral and Tibial Stress Fractures: A Prospective Biomechanical Study. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. s. 18-23 [cit. 2020-08-14]. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/JSM.0b013e31815ed6bf
- HORWOOD, A a N. CHOCKALINGAM, 2017. Defining excessive, over, or hyperpronation: A quandary. *The Foot* [online]. s. 49-55 [cit. 2020-08-14]. ISSN 09582592. Dostupné z: doi:10.1016/j.foot.2017.03.001
- CHAN, C. a RUDINS, A. 1994. [obrázek] Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clinic Proceedings* [online]. s. 448-461 [cit. 2020-11-03]. ISSN 00256196. Dostupné z: doi:10.1016/S0025-6196(12)61642-5
- KAPANDJI, I. A., 1987. *The physiology of the joints: Volume Two Lower Limb*. 5. New York: Churchill Livingstone. ISBN 0443036187.
- KELLY, L., D. FARRIS, G. LICHTWARK a A. CRESSWELL, 2018. The Influence of Foot-Strike Technique on the Neuromechanical Function of the Foot. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. s. 98-108 [cit. 2020-08-15]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000001420
- KLUITENBERG, B, S. W. BREDEWEG, S. ZIJLSTRA, W. ZIJLSTRA a I. BUIST. [obrázek] Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2012, **13**(1), 235-242 [cit. 2021-4-26]. ISSN 14712474. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2474-13-235

- KOURA, G. M., D. A. ELIMY, H. A. HAMADA, H. E. FAWAZ, M. H. ELGENDY a I. M. SAAB, 2017. Impact of foot pronation on postural stability: An observational study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. **30**(6), 1327-1332 [cit. 2021-03-16]. ISSN 18786324. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-170886
- LEWIT, K., 1990. *Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace*. Praha: NADAS. ISBN 80-7030-096-5.
- LEWIT, K., 2000. Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. s. 99-101. ISSN 1211-2658.
- LIBARDONI DOS SANTOS, João Otacílio, André Luiz Ribeiro GOMES, Ahlan Benezar LIMA, Ericles DE PAIVA VIEIRA, Ewertton de Souza BEZERRA a Mateus ROSSATO, 2019. Effect of linear running velocity on the increase on foot pronation. *The Foot* [online]. **41**, 74-78 [cit. 2021-03-25]. ISSN 09582592. Dostupné z: doi:10.1016/j.foot.2019.09.004
- LIEBERMAN, D., E. CASTILLO, E. OTAROLA-CASTILLO et al., 2015. Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *PLOS ONE* [online]. s. 1-17 [cit. 2021-02-10]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0131354
- LIEBERMAN, D., M. VENKADESAN, W. WERBEL, A. DAOUD, S. D'ANDREA, I.DAVIS, R.MANG'ENI a Y. PITSILADIS, 2010. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* [online]. s. 531-535 [cit. 2020-09-10]. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/nature08723
- LOPES, A., L.HESPAHOL, S. YEUNG a L.o COSTA, 2012. What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries?. *Sports Medicine* [online]. s. 891-905 [cit. 2020-09-06]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/BF03262301
- LUNDBERG, A., I. GOLDIE, B. KALIN a G. SELVIK, 2016b. Kinematics of the Ankle/Foot Complex: Plantarflexion and Dorsiflexion. *Foot & Ankle* [online]. s. 194-200 [cit. 2020-08-13]. ISSN 0198-0211. Dostupné z: doi:10.1177/107110078900900409
- MCKEON, P. O, J. HERTEL, D. BRAMBLE a I. DAVIS, 2015. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **49**(5), 290-290 [cit. 2021-03-17]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092690
- MEI, Q., Y. GU, L. XIANG aj. FERNANDEZ, 2019. Foot Pronation Contributes to Altered Lower Extremity Loading After Long Distance Running. *Frontiers in Physiology* [online]. **10**(573), 1-12 [cit. 2021-04-08]. ISSN 1664042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2019.00573

- MOON, D., K. KIM a S. LEE, 2014. Immediate Effect of Short-foot Exercise on Dynamic Balance of Subjects with Excessively Pronated Feet. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **26**(1), 117-119 [cit. 2021-03-22]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.26.117
- MOORE, I. S., 2016. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine* [online]. **46**(6), 793-807 [cit. 2021-03-23]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-016-0474-4
- NIELSEN, R. O., I. BUIST, E. T.d PARNER, E. NOHR, H. SØRENSEN, M. LIND a S.RASMUSSEN, 2014. Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe: a 1-year prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **48**(6), 440-447 [cit. 2021-03-25]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092202
- NISHIDA, K., S. HAGIO, B.KIBUSHI, T.MORITANI, M. KOUZAKI a S.ALWAY, 2017. Comparison of muscle synergies for running between different foot strike patterns. *PLOS ONE* [online]. s. 1-19 [cit. 2021-02-11]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0171535
- NOVACHECK, T. F, 1998. The biomechanics of running. *Gait and Posture* [online]. s. 77-95 [cit. 2020-07-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(97)00038-6
- PERL, D., A. DAOUD a D. LIEBERMAN, 2012. Effects of Footwear and Strike Type on Running Economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. s. 1335-1343 [cit. 2020-08-15]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e318247989e
- PONTZER, H., J.H. HOLLOWAY III, D.A. RAICHLIN a D.E. LIEBERMAN, 2009. Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology* [online]. s. 523 - 534 [cit. 2020-07-14]. ISSN 00220949. Dostupné z: doi:10.1242/jeb.024927
- PULEO, J., 2019. *Running anatomy / Joe Puleo, Patrick Milroy ; [ilustrátor Jennifer Gibas]* [online]. 2. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 9781492548294.
- RYCHLÍKOVÁ, E., 2019. *Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba. 2.* Praha: Grada. ISBN 978-80-271-2096-3.
- SHIH, Yo, K. LIN a T. SHIANG, 2013. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running?. *Gait & Posture* [online]. s. 490-494 [cit. 2021-02-10]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.01.030
- SCHUBERT, A., J. KEMPF a B. HEIDERSCHEIT, 2014. Influence of Stride Frequency and Length on Running Mechanics. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. s. 210-217 [cit. 2020-09-01]. ISSN 1941-7381. Dostupné z: doi:10.1177/1941738113508544

- Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu* [online], 2009-2012. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci [cit. 2021-04-13]. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>
- SOUZA, R. B., 2016. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. s. 217-236 [cit. 2020-11-02]. ISSN 10479651. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmr.2015.08.006
- STEARNE, S., J. A. ALDERSON, B. GREEN, C. DONEELY a J. RUBENSON, 2014. Joint Kinetics in Rearfoot versus Forefoot Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. s. 1578-1587 [cit. 2020-08-15]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000000254
- TENG, H. a C. POWERS, 2015. Influence of Trunk Posture on Lower Extremity Energetics during Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. s. 625-630 [cit. 2020-11-02]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000000436
- VAN GENT, R. N., D. SIEM, M. VAN MIDDELKOOP, A. G. VAN OS, S. M. A. BIERMA-ZEINSTRÁ, B. W. KOES a J. E. TAUNTON, 2007. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review comentary. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **41**(8), 469-480 [cit. 2020-09-06]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.2006.033548
- VAŘEKA, I. a R. DVOŘÁK, 2001. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. s. 33-37. ISSN 1211-2658.
- VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ, 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. Monografie. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšíř. a přeprac. vyd. Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.
- VIDEBÆK, Solvej, Andreas Moeballe BUENO, Rasmus Oestergaard NIELSEN a Sten RASMUSSEN. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine* [online]. 2015, **45**(7), 1017-1026 [cit. 2021-04-19]. ISSN 01121642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-015-0333-8
- VOTAVA, J., 2002. Chodidlo a jeho vztahy: Pohled kineziologický, rehabilitační, myoskeletální a jiné. *Pohybové ústrojí*. s. 45-49. ISSN 1212-4575.
- WILLE, C. M., R. L. LENHART, S. WANG, D. G. THELEN a B. C. HEIDERSCHEIT, 2014. Ability of Sagittal Kinematic Variables to Estimate Ground Reaction Forces and Joint Kinetics in Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online].

44(10), 825-830 [cit. 2021-03-15]. ISSN 0190-6011. Dostupné z:
doi:10.2519/jospt.2014.5367

YAZDANI, F., M. RAZEGHI, M. KARIMI a H. BAHREINIZAD, 2019. Foot hyperpronation alters lumbopelvic muscle function during the stance phase of gait. *Gait* [online]. 74(10), 102-107 [cit. 2020-07-15]. ISSN 18792219. Dostupné z:
doi:10.1016/j.gaitpost.2019.08.022

YAZDANI, F, M. RAZEGHI a S. EBRAHIMI, 2020. A comparison of the free moment pattern between normal and hyper-pronated aligned feet in female subjects during the stance phase of gait. *Journal of Biomedical Physics and Engineering* [online]. 10(1), 93-102 [cit. 2021-04-08]. ISSN 22517200. Dostupné z: doi:10.31661/jbpe.v0i0.639

Zebris Medical GmbH, FDM-T Software User Manual, 2015. Isny im Allgäu (Germany)

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Kosti a klouby nohy	13
Obrázek 2 Pohyby nohy (Chan, 1994).....	14
Obrázek 3 Reakční síla podložky (při RFS a MFS/FFS). Bas Kluitenberg	32
Obrázek 4 Výstup z plantografie Zebris	33
Obrázek 5 Anteriposterioní pozice COP Zebris	34
Obrázek 6 Umístění markerů a vyšetření MTZ	45
Obrázek 7 Hodnocení sešikmení pánve.....	46
Obrázek 8 Hodnocení everze paty při běhu.....	47
Obrázek 9 Hodnocení inklinálního úhlu nohy	48
Obrázek 10 Grafické zobrazení hodnot everze paty	52
Obrázek 11 Grafické zobrazení hodnot everze paty při běhu a MTZ	53
Obrázek 12 Grafické zobrazení rozdílů hodnot everze paty a sešikmení pánve	54
Obrázek 13 Grafické zobrazení rozdílů zatížení funkčních oddílů nohy	55
Obrázek 14 Grafické zobrazení hodnot progresivního úhlu nohy	56
Obrázek 15 Grafické zobrazení hodnot inklinálního úhlu	56
Obrázek 16 Grafické zobrazení hodnot délky kroku	57

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Výchozí hodnoty statistiky (průměrné hodnoty a jejich rozdíly)	49
Tabulka 2 Výchozí hodnoty statistiky (průměrné hodnoty a jejich rozdíly)	50
Tabulka 3 Výchozí hodnoty statistiky (průměrné hodnoty)	51

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Informovaný souhlas

Příloha č. 2: Report z přístroje Zebris FDM-T

Příloha č. 3: Statistické zpracování výsledků

Příloha č. 4: Snímky běžecského kroku z videozáznamu a reporty z přístroje Zebris FDM-T System (přiložené CD)

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Informovaný souhlas

Bakalářská práce: Vliv obuvi na biomechaniku došlapu u rekreačních běžců

Autor bakalářské práce: Klára Pekárková

Vedoucí práce: MUDr. Jan Pokorný

2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy, obor Fyzioterapie

Cíl výzkumu:

Bakalářská práce se zabývá změnou biomechaniky bérce a nohy v závislosti na změně vnějších podmínek při běhu. Cílem práce je sledovat změny v kinematice běhu se zaměřením na hyperpronační syndrom při různém došlapu v souvislosti se změnou propriocepce a exterocepce z kloubů a plosky nohy v obuvi a naboso.

V průběhu výzkumu provedeme u každého účastníka test náklonu (dle Véleho), 2D kinematickou analýzu poskoku na obou končetinách a běhu na přístroji Zebris Rehawalk (v obuvi, bez obuvi), který zároveň zaznamená dynamickou plantografii krokového cyklu. Videozáznam bude pořizován ze zadního pohledu. Každému účastníkovi budou vyznačeny středy Achillovy šlachy (AŠ) mezi vnitřním a vnějším kotníkem, středy lýtky 15 cm nad body AŠ a středy patní kosti na obou končetinách křížky na kůži. Zhodnotíme odchylku jejich spojnice při doskoku a při došlapu a odečteme odchylku fyziologickou.

Z důvodu získání dostatečných dat pro výzkum bude záznam pořizován ze zadního a bočního pohledu s odhalenou kůží bederní krajiny, dolních končetin a nohou (v obuvi a naboso).

Osobní údaje nebudou v práci zveřejněny a budou uchovány v anonymizované podobě. Na videozáznamu nebude zobrazena tvář ani přední pohled účastníka, snímky ze záznamu mohou být v práci publikovány. Pořízené záznamy i získaná data budou sloužit pouze pro účely této bakalářské práce.

- a) Potvrzuji, že jsem si přečetl/a tento informovaný souhlas týkající se výše uvedeného výzkumu a porozuměl/a jsem mu.
- b) Prohlašuji, že jsem byl/a poučena o možnosti klást otázky. Rovněž prohlašuji, že výše uvedeným skutečností a poskytnutým informacím rozumím a beru na vědomí. Nemám žádné další otázky ani nejasnosti a vyslovuji svůj svobodný souhlas s účastí na výzkumném projektu.
- c) Prohlašuji, že jsem způsobilý/á k právním úkonům a jako takový/á prohlašuji, že jsem informován/a o skutečnosti, že má účast v projektu je dobrovolná a jsem oprávněn/a kdykoliv z výzkumného projektu odstoupit.
- d) Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním mých osobních a citlivých údajů v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Účastník výzkumu:

.....
.....

Místo, datum, Jméno a Příjmení (tiskacím) Podpis

Výzkumník:

KLÁRA PEKÁRKOVÁ

.....

Příloha č. 2 Report z přístroje Zebris FDM-T

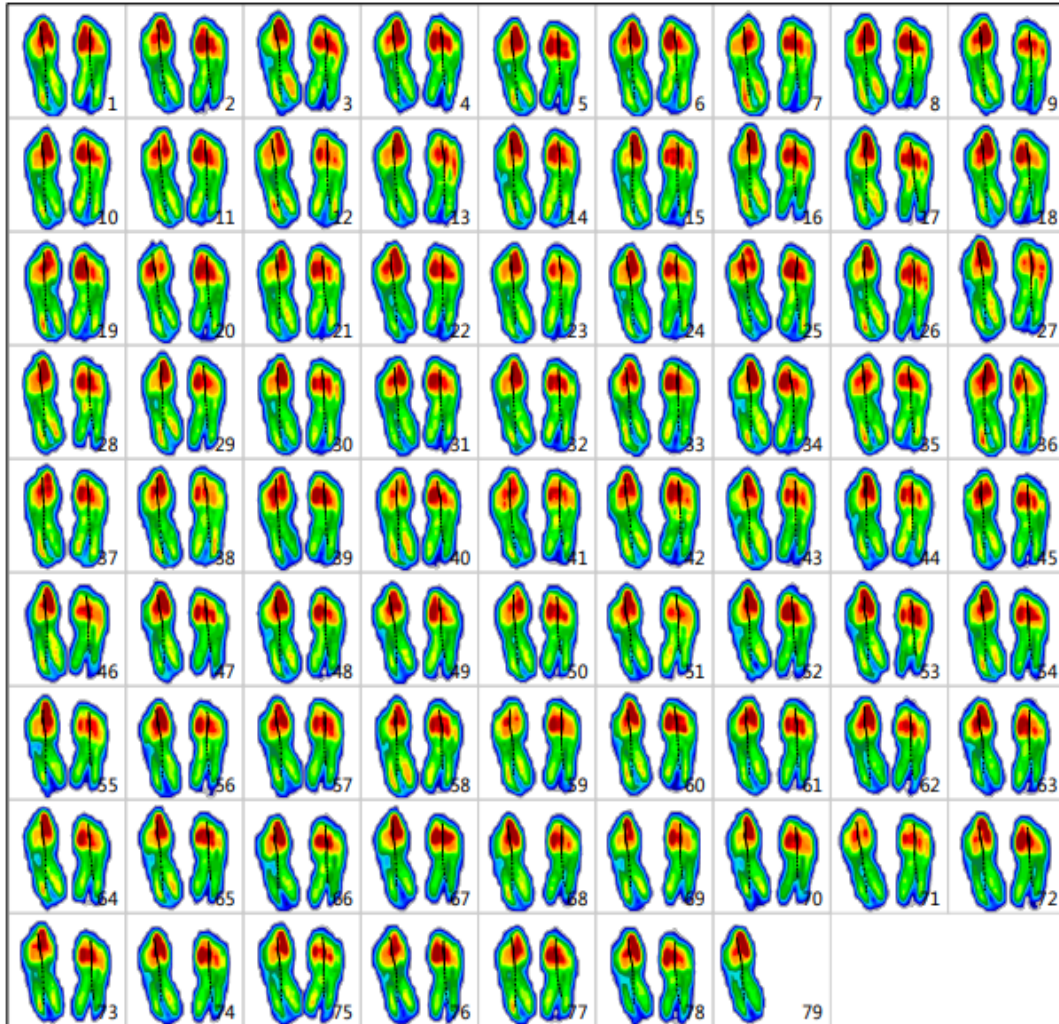
zebris Gait Report

Person:
Record: 18. 03. 2021 07:38, Gait Analysis FDM-T

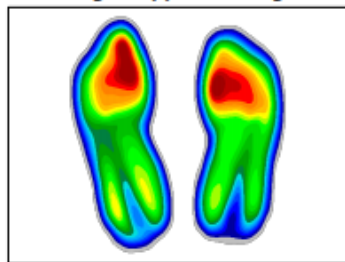


Pressure plots

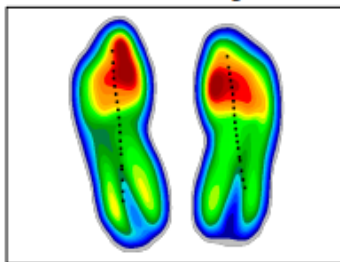
Separate footprints



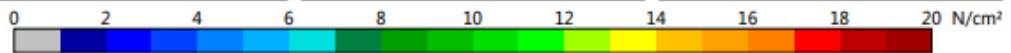
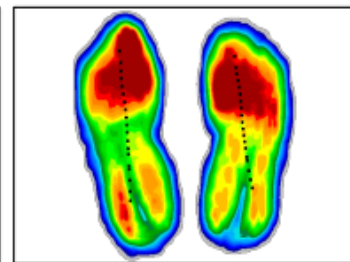
Single support, average



Stance, average



Stance, maximum



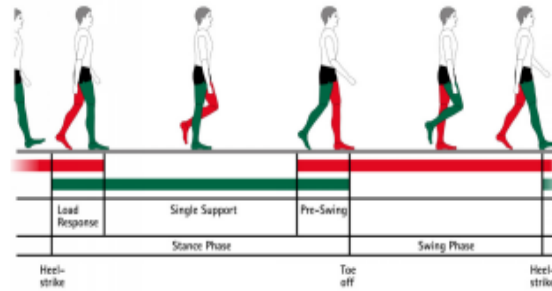
zebris Gait Report

Person:

Record: 18. 03. 2021 07:38, Gait Analysis FDM-T



Gait parameters



Geometry

Foot rotation, degree	L	11,5±1,8	-16°	16°
	R	7,2±1,5		
Step length, cm	L	109±2		300 cm
	R	107±2		
Stride length, cm		216±3		
Step width, cm		8±2		

Phases

Stance phase, %	L	38,6±0,8		100 %
	R	37,5±1,0		
Load response, %	L	0,0±0,0		
	R	0,0±0,0		
Mid stance, %	L	38,6±0,9		
	R	37,5±1,0		
Pre-Swing, %	L	0,0±0,0		
	R	0,0±0,0		
Swing phase, %	L	61,4±0,8		
	R	62,5±1,0		
Double stance phase, %		0,0±0,0		

Timing

Step time, sec	L	0,38±0,...		1 sec
	R	0,39±0,...		
Stride time, sec		0,76±0,...		
Cadence, steps/min		157±2		100 steps/min
Velocity, km/h		10,2±0,1		13 km/h

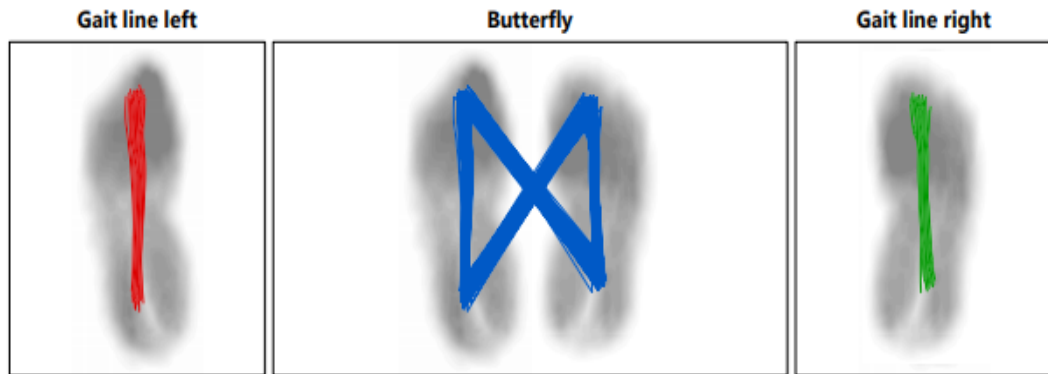
zebris Gait Report

Person:

Record: 18. 03. 2021 07:38, Gait Analysis FDM-T



COP analysis

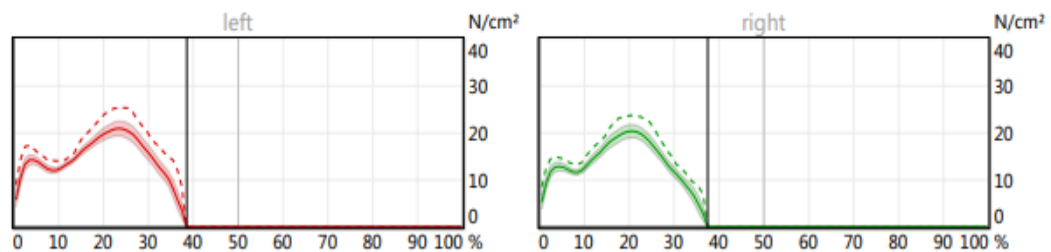


Butterfly parameters

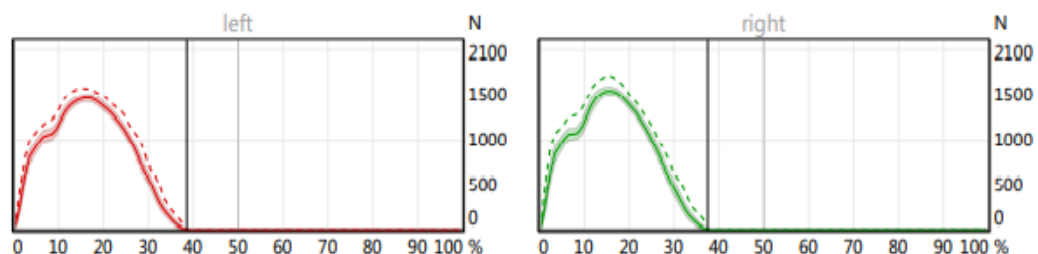
Length of gait line, mm	L	199,8±...		400 mm
	R	176,7±...		
Single support line, mm	L	200,5±...		
	R	176,6±...		
Ant/post position, mm		184,5±...		
Lateral symmetry, mm		-51,7±4...		200 mm

Force and pressure

Pressure curves



Force curves



zebris Gait Report

Person:

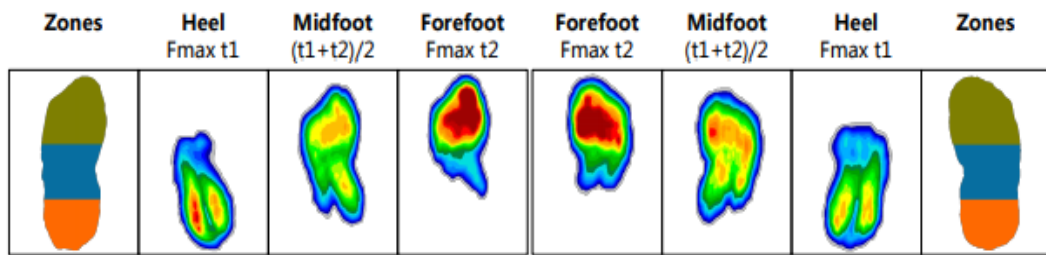
Record: 18. 03. 2021 07:38, Gait Analysis FDM-T



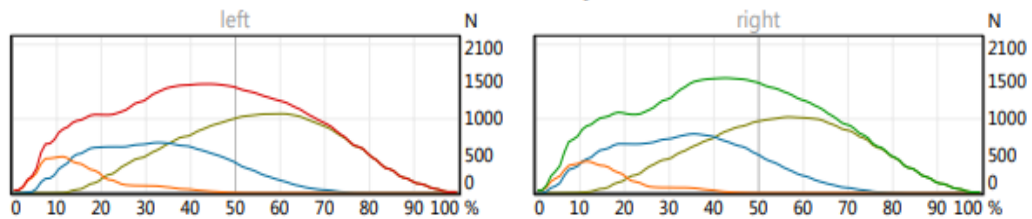
Force parameters

Maximum force1, N	L	1468,8		2100 N
	R	1545,7		
Time maximum force1, %	L	16		100%
	R	15		
Maximum force2, N	L	-		2100 N
	R	-		
Time maximum force2, %	L	-		100%
	R	-		

Three foot zone analysis



Force overlay



Load change

Time change heel to forefoot, sec	L	0,1±0,0		0,08 sec
	R	0,1±0,0		
Time change heel to forefoot, %	L	19,5±1,6		100%
	R	19,5±1,8		

Maximum force, N

Forefoot	L	1103,7±...		2100 N
	R	1071,8±...		
Midfoot	L	697,3±4...		
	R	816,5±5...		
Heel	L	510,6±6...		
	R	438,6±5...		

zebris Gait Report

Person:

Record: 18. 03. 2021 07:38, Gait Analysis FDM-T



Maximum pressure, N/cm²

				40 N/cm ²
Forefoot	L	21,6±1,7		
	R	21,0±1,5		
Midfoot	L	14,8±0,8		
	R	16,5±1,4		
Heel	L	15,0±1,3		
	R	13,4±1,0		

Time maximum force, % of stance time

				100%
Forefoot	L	57,3±3,8		
	R	56,3±4,4		
Midfoot	L	30,6±4,9		
	R	34,0±3,7		
Heel	L	8,9±1,6		
	R	9,8±2,0		

Contact time, % of stance time

				100%
Forefoot	L	84,2±2,0		
	R	87,7±2,4		
Midfoot	L	69,1±3,8		
	R	72,6±3,5		
Heel	L	46,8±3,1		
	R	43,0±3,1		

Příloha č. 3 Statistické zpracování výsledků

Hypotéza-1

Paired Samples T-Test

				statistic	df	p	Mean difference	SE difference	95% Confidence Interval	
									Lower	Upper
obuv	naboso	Student's t	12.6	25.0	< .001	6.31	0.501	5.28	7.34	

One Sample T-Test

		Statistic	df	p	Mean difference	95% Confidence Interval	
						Lower	Upper
obuv	Student's t	9.703	25.0	< .001	6.538	5.387	Inf
naboso	Student's t	0.481	25.0	0.317	0.231	-0.589	Inf

Note. H_a population mean > 10

Hypotéza-2

Paired Samples T-Test

				statistic	df	p	Mean difference	SE difference	95% Confidence Interval	
									Lower	Upper
obuv	jedna dk	Student's t	3.34	25.0	0.003	2.50	0.749	0.958	4.04	
naboso		Student's t	-5.65	25.0	< .001	-3.81	0.674	-5.195	-2.42	

Hypotéza-3

Paired Samples T-Test

				statistic	df	p	Mean difference	SE difference	95% Confidence Interval	
									Lower	Upper
everze paty obuv	everze paty naboso	Student's t	13.50	25.0	< .001	6.41	0.475	5.43	7.39	
sesikmení párve obuv	sesikmení párve naboso	Student's t	5.59	25.0	< .001	2.10	0.377	1.33	2.88	

Hypotéza-4

Paired Samples T-Test

				statistic	df	p	Mean difference	SE difference	95% Confidence Interval	
									Lower	Upper
FF boty	FF naboso	Student's t	-9.69	25.0	< .001	-7.20	0.743	-8.73	-5.67	
MF boty	MF naboso	Student's t	-8.53	25.0	< .001	-10.43	1.223	-12.95	-7.92	
RF boty	RF naboso	Student's t	5.59	25.0	< .001	7.84	1.403	4.95	10.73	

Hypotéza-5

Paired Samples T-Test

				statistic	df	p	Mean difference	SE difference	95% Confidence Interval	
									Lower	Upper
fpa obuv	fpanaboso	Student's t	9.31	25.0	< .001	3.04	0.326	2.37	3.71	
fia obuv	fia naboso	Student's t	6.83	12.0	< .001	14.92	2.183	10.16	19.67	
delka kroku obuv	delka kroku naboso	Student's t	18.32	25.0	< .001	5.65	0.309	5.02	6.29	
kadence obuv	kadence naboso	Student's t	-6.98	12.0	< .001	-7.31	1.046	-9.59	-5.03	