

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

POROVNÁNÍ CHŮZE U OSOB PRAVIDELNĚ CHODÍCÍCH V BAREFOOT A BĚŽNÉ
OBUVI

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Marie Čiháčková, Tělesná výchova a sport – Rekreatologie

Vedoucí práce: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2022

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Marie Čiháčková

Název diplomové práce: Porovnání chůze u osob pravidelně chodících v barefoot a běžné obuvi

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2022

Abstrakt: Diplomová práce se zabývá analýzou rozdílů v chůzi u skupiny 11 osob zvyklých pravidelně chodit v běžné obuvi a skupiny 9 osob zvyklých pravidelně chodit v barefoot obuvi. K hodnocení rozdílů v chůzi bylo analyzováno 12 časově-prostorových parametrů bosé chůze obou skupin naměřených pomocí systému pedogait firmy DIERS. Na základě získaných výsledků byl vyvozen závěr, že mezi chůzí těchto dvou skupin existují významné rozdíly. Skupina osob chodících v barefoot obuvi měla v průměru větší dobu trvání kroku, menší úhel chodidla a nižší kadenci.

Klíčová slova: chůze, analýza chůze, bosá chůze, obuv, barefoot obuv

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Marie Čiháčková

Title of the master thesis: Comparison of gait in people regularly walking in minimalist and common footwear

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2022

Abstract: The diploma thesis deals with the analysis of gait differences in 11 people used to regularly walk in common footwear and 9 people used to regularly walk in minimalist footwear. To evaluate the gait differences, 12 spatio-temporal parameters of barefoot walk of both groups were measured using the DIERS pedogait system. Based on the results, it was concluded that there are significant differences in gait performance between observed groups. The group of people regularly walking in barefoot shoes had on average a longer step time, a smaller foot angle and a lower cadence.

Keywords: gait, gait analysis, barefoot walk, footwear, minimalist footwear

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením doc. Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 29. dubna 2022

.....

Děkuji doc. Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. a Ing. Petru Hanákovi za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování diplomové práce. Dále za to, že měření k diplomové práci mohlo proběhnout v laboratoři CESA VUT v Brně za využití jejího vybavení.

Obsah

1.	Úvod	7
2.	Přehled poznatků	8
2.1.	Chůze	8
2.2.	Chůzový cyklus	8
2.2.1.	Fáze chůzového cyklu	10
2.3.	Časově-prostorové parametry chůze	12
2.4.	Kinematika dolních končetin při chůzi	13
2.4.1.	Hlezenní kloub	13
2.4.2.	Kolenní kloub	14
2.4.3.	Kyčelní kloub	14
2.4.4.	Pánev	14
2.5.	Analýza chůze	15
2.5.1.	Analýza časově-prostorových parametrů chůze	16
2.5.2.	Kinematická analýza chůze	16
2.6.	Bosá chůze	21
2.7.	Vliv obuvi na chůzi a chodidlo	21
2.8.	Barefoot/minimalistická obuv	24
2.8.1.	Vliv barefoot obuvi na chůzi a chodidlo	26
3.	Cíle a hypotézy	29
3.1.	Cíle diplomové práce	29
3.2.	Hypotézy	29
4.	Metodika	30
4.1.	Výzkumný soubor	30
4.2.	Metody sběru dat	31
4.2.1.	Přístrojové vybavení	31
4.2.2.	Průběh měření	31
4.2.3.	Sledované parametry	33
4.3.	Statistické zpracování dat	35
5.	Výsledky	36
6.	Diskuse	45
7.	Závěry	48
8.	Souhrn	49
9.	Summary	50
10.	Referenční seznam	51

11. Seznam obrázků.....	54
12. Seznam tabulek.....	55
13. Přílohy	56

1. Úvod

Nošení barefoot obuvi se v posledních letech rozšířilo z menší skupiny nadšenců mezi širokou veřejnost.

Barefoot obuv se svými vlastnostmi snaží u uživatelů dosáhnout chůze co nejvíce podobné chůzi bosé. Tento koncept se odkazuje na historickou přirozenost chůze bez obuvi a na vlivy běžné obuvi vytvořené moderním člověkem.

Mnoho autorů, zabývajících se tematikou barefoot obuvi, hovoří o obecných charakteristikách chůze v běžné obuvi ve srovnání s chůzí bosou a jejích vlivech na chodidlo (Hoffmann, 1905; Franklin et al., 2015; Broscheid & Zech, 2016; Morio, 2009; Rossi, 1999). Další hovoří o okamžitých rozdílech v chůzi v barefoot obuvi ve srovnání s chůzí v běžné obuvi (Broscheid & Zech, 2016; Cudejko, Gardiner, Akpan & D'Août, 2020), jiní ve srovnání s chůzí bosou (Petersen, Zech, & Hamacher, 2020; Broscheid & Zech, 2016).

Většina studií, které se problematikou dlouhodobého nošení barefoot obuvi zabývají však mluví o jejích vlivech na běh, nikoliv chůzi (Fuller et al., 2015; Fuller et al., 2017; Fuller et al., 2019). Ty, které se dlouhodobými vlivy barefoot obuvi zabývaly, byly zaměřeny na sílu prstů a rovnováhu, a to u osob bez zkušeností s touto obuví, která jim byla zpřístupněna na dobu 6 (Curtis, Willems, Paoletti & D'Août, 2021) a 9 (Quinlan, Sinclair, Hunt & Yan, 2022) měsíců. Dle našich znalostí dosud nebyla provedena studie zabývající se vlivem dlouhodobého nošení barefoot obuvi na chůzový cyklus a jeho časově-prostorové parametry. Na základě tohoto faktu jsme si pro tuto diplomovou práci stanovili jako hlavní cíl porovnání chůze u osob pravidelně chodících v běžné obuvi a pravidelně chodících v barefoot obuvi právě z hlediska časově-prostorových parametrů.

2. Přehled poznatků

2.1. Chůze

Člověk se podobně jako ostatní živočichové vyznačuje typickým znakem, a to schopností lokomoce. V případě člověka pak jde konkrétně o pohyb bipedální, tedy po dvou končetinách. Takového pohybu jsou kromě něj schopni jen některé z druhů primátů (Pytlová, 2020).

Jedním z druhů bipedální lokomoce je chůze. Lze ji jednoduše popsat jako způsob lokomoce, při kterém je pohybující se tělo střídavě podepíráno jednou a druhou dolní končetinou (Neumannová et al., 2015). Při chůzi se snažíme o zachování rovnováhy těla vzhledem k působení tíhové síly, zejména pak když je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina.

V průběhu evoluce se chůze člověka k dnešní podobě vyvinula tak, aby byla energeticky co nejméně náročná. Oproti chůzi výše zmíněných primátů se ta lidská odlišuje napřímením celého těla. To člověku umožňuje jiné nastavení segmentů těla (menší flexe v kloubech), které se vyznačuje menší spotřebou energie. Vývoj vzpřímené chůze umožnil také uvolnění rukou, a tím celý následující vývoj člověka – komunikace pomocí gest, manipulace s nástroji (Earls, 2021).

Kromě gravitace se tělo při chůzi musí potýkat také se silami způsobenými nárazem – tedy kontaktem chodidla s podložkou. V případě těchto sil se jedná o síly akce a reakce dle třetího Newtonova zákona. Jednou z této dvojice je svalová síla působící prostřednictvím chodidla na povrch země, tou druhou pak reakční síla podložky působící na chodidlo v opačném směru. Tuto sílu působící na tělo pak musíme využít pro pohyb těla vpřed, avšak také zabránit nepříznivým otřesům v horní polovině těla (absorpce síly). Toho lze dosáhnout pohybem v kloubech a díky elasticitě měkkých tkání, především šlach (Earls, 2021).

2.2. Chůzový cyklus

Chůze je pohyb charakteristický střídáním opory těla na jedné a druhé končetině. Střídání končetin se při chůzi stále opakuje, a proto chůzi můžeme označit jako pohyb cyklický. Pro podrobnější popis pohybů a změn, ke kterým při chůzi dochází pak používáme jeden chůzový cyklus. Chůzovým cyklem nazýváme spojení dvou kroků – dvojkrok – který obsahuje jeden krok každé končetiny (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Začátkem jednoho chůzového cyklu je počáteční kontakt jedné z končetin s podložkou. V průběhu cyklu dojde k několika dílčím fázím pohybu. Chůzový cyklus je pak ukončen dalším počátečním kontaktem chodidla s podložkou té samé končetiny jako na začátku (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020). Chůzový cyklus je pro obě končetiny stejný, ovšem s časovým posunem jejich začátků o polovinu cyklu (Whittle, 2007).

Chůzový cyklus je základní jednotkou chůze. Při popisu některých parametrů chůze se potom často setkáme s jejich vyjádřením v procentech doby trvání chůzového cyklu. Zde tedy 0 % představuje první počáteční kontakt s podložkou a 100 % následující počáteční kontakt té stejné končetiny (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

U každé z končetin můžeme chůzový cyklus dělit na dvě základní fáze – stojnou a švihovou. Při stojné fázi je chodidlo v kontaktu s podložkou a při fázi švihové naopak v kontaktu není. Podle toho také fáze jinak nazýváme oporová a bezoporová. Stojná fáze při průměrné rychlosti chůze u zdravého jedince zaujímá asi 60 % chůzového cyklu. Švihová potom tedy zbylých 40 % (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020). V průběhu cyklu pak dvakrát nastane fáze dvojí opory (dvouoporová), kdy se hmotnost těla rozkládá mezi obě dvě dolní končetiny. Každá tato fáze zaujímá zhruba 10 % doby chůzového cyklu (Neumannová et al., 2015).

Se zvyšující se rychlostí chůze se ovšem doba trvání švihové fáze prodlužuje a stojné fáze zkracuje (Neumannová et al., 2015). Zároveň také dochází ke zkrácení dvouoporových fází a prodloužení těch jednooporových (Perry, 1992). Při běhu pak fáze dvojí opory vymizí úplně (Kirtley, 2006).

Pro možnosti podrobnější analýzy však musíme chůzový cyklus dále rozdělit na menší úseky. Perry (1992) dělí chůzový cyklus na osm dílčích fází, z nichž pět dělí fázi stojnou a další tři fázi švihovou. U každé z těchto fází zároveň určuje dobu jejich trvání v procentech chůzového cyklu, a to následujícím způsobem:

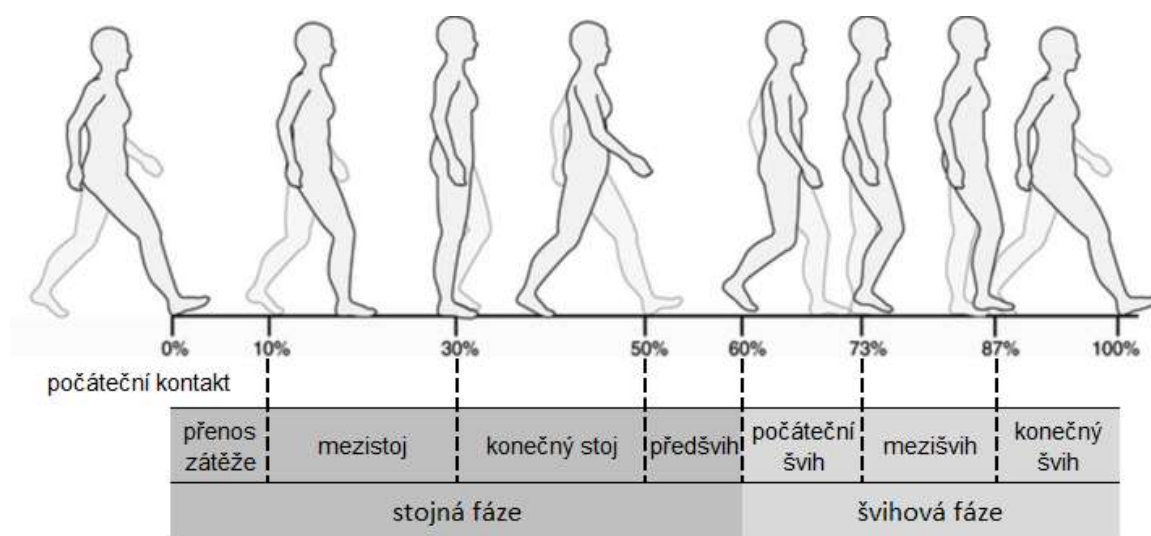
Stojná fáze:

1. Počáteční kontakt (initial contact): 0-2 %
2. Přenos zátěže (loading response): 0-10 %
3. Mezistoj (mid stance): 10-30 %
4. Konečný stoj (terminal stance): 30-50 %
5. Předšvih (pre-swing): 50-60 %

Švihová fáze:

6. Počáteční švih (initial swing): 60-73 %

7. Mezišvih (midswing): 73-87 %
8. Konečný švih (terminal swing): 87-100 %



Obrázek 1. Fáze chůzového cyklu (upraveno podle Haddas & Ju, 2019)

2.2.1. Fáze chůzového cyklu

Počáteční kontakt

Počáteční kontakt je okamžikem, kdy se chodidlo dotkne země na začátku celého chůzového cyklu. Hlezenní kloub je v neutrálním postavení a koleno v mírné flexi, čímž se připravuje na tlumení zátěže (Neumannová et al., 2015).

Přenos zátěže

Přenos zátěže je první dvouoporovou fází. V této fázi nejprve dochází k položení celého chodidla na podložku pomocí plantární flexe hlezenního kloubu. Navazuje postupné zatížení daného chodidla díky dorsální flexi hlezenního kloubu a flexi kolene. Pohyb je v tuto chvíli zpomalen a je absorbován ráz dopadu chodidla na podložku (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020). Tato fáze trvá až do doby zvednutí protějšího chodidla z podložky (Perry, 1992).

Mezistoj

Mezistoj je první částí jednooporové fáze, tedy té, kdy je oporou těla pouze jedna končetina. V této fázi je v kontaktu s podložkou celé chodidlo (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020). Začátkem fáze je odraz palce protější končetiny a jejím koncem pak zdvih

paty sledované končetiny. Pro udržení těžiště nad opěrnou bází končetiny dochází v této fázi k tzv. „zhoupnutí v hlezenním kloubu“. To umožňuje přesun končetiny přes zafixované chodidlo, kdy středem otáčení je hlezenní kloub (Neumannová et al., 2015).

Konečný stoj

Tak jako fáze mezistoj končí, konečný stoj začíná zvednutím paty dané končetiny. Fáze končí kontaktem protější paty s podložkou. V hlezenním kloubu dochází k dorzální flexi, těžiště se přesouvá na přední část nohy (metatarsy), a tím i střed otáčení (Neumannová et al., 2015).

Předšvih

Předšvih je druhou dvouoporovou fází chůzového cyklu. Jako předšvih je označováno odlehčení stojné končetiny rychlým přenosem hmotnosti na protější končetinu. Začíná tedy počátečním kontaktem protější končetiny s podložkou a končí odrazem palce stojné končetiny (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Počáteční švih

Počáteční švih je fáze začínající odrazem palce od podložky a trvající do maximální flexe v koleni (Neumannová et al., 2015). K tomu dochází v momentě, kdy švihová končetina mívá protější stojnou končetinu (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020). Při odrazu palce od podložky dochází k maximální plantární flexi v hlezenním kloubu, který se ve švihové fázi vrací do neutrální pozice (Neumannová et al., 2015).

Mezišvih

Mezišvih navazuje na počáteční švih v momentě maximální flexe kolene, od kterého dochází k jeho postupné extenzi. V kyčelním kloubu dochází k flexi a fáze mezišvihu končí okamžikem, kdy je bérce švihové končetiny v rovnoběžné poloze s vertikálou (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Konečný švih

Konečný švih je závěrečnou fází celého chůzového cyklu. V jeho průběhu se končetina připravuje na následující kontakt s podložkou. Hlezenní kloub se nachází v

neutrálním postavení a koleno se dostává do maximální extenze (Neumannová et al., 2015).

2.3. Časově-prostorové parametry chůze

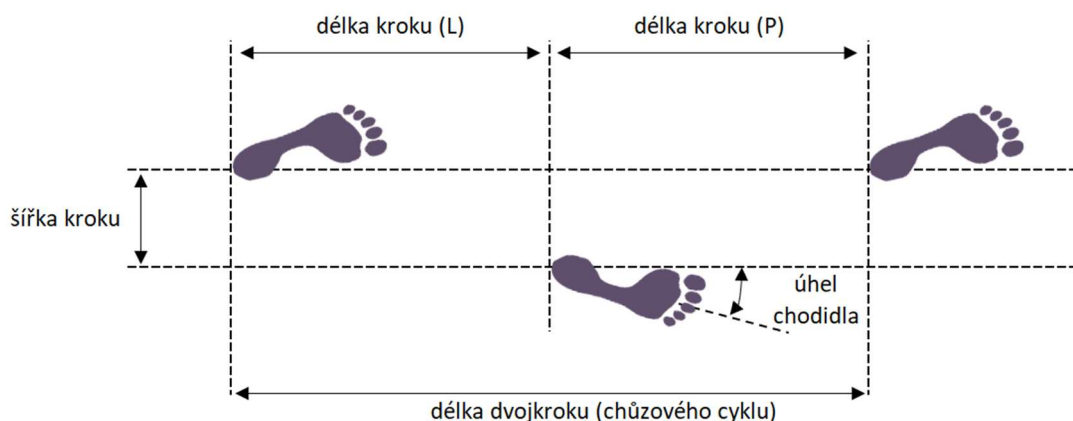
K časovým parametrům chůze můžeme zařadit dobu trvání chůzového cyklu (dvojkroku), dobu trvání kroku nebo také švihové či stojné fáze cyklu.

Blanc, Balmer, Landis & Vingerhoets (1999) uvádí průměrnou dobu trvání chůzového cyklu pro věk ≤ 30 let 1098 ms u mužů a 1031,7 ms u žen.

Doba trvání jednotlivých fází chůzového cyklu se odvíjí od celkové doby jeho trvání. Tato délka trvání je však samozřejmě závislá na rychlosti chůze a na chůzi každého jedince. Proto dobu trvání jednotlivých fází většinou uvádíme pouze relativně, a to v % doby trvání chůzového cyklu (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Do časových parametrů bychom mohli zařadit také kadenci. Kadence je počet kroků, který jedinec ujde za určitý časový úsek. Běžně se uvádí v krocích za minutu. Jako základní jednotku chůze pro její detailnější popis jsme si určili jeden chůzový cyklus – dvojkrok. V případě kadence jsou však počítány jednotlivé kroky končetin (Perry, 1992). Průměrnou kadenci u dospělé populace uvádí Perry (1992) 113 kroků za minutu.

Mezi prostorové parametry dále řadíme parametry délkové. K těm základním z nich patří délka kroku a délka dvojkroku. Délka dvojkroku odpovídá vzdálenosti, kterou urazíme při jednom chůzovém cyklu. Délka kroku pak odpovídá více méně její polovině. Délka kroku pravé a levé končetiny se však může lišit. Za jeden krok považujeme vzdálenost od počátečního kontaktu jedné končetiny k počátečnímu kontaktu končetiny druhé (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).



Obrázek 2. Základní prostorové parametry chůze (upraveno podle Whittle, 2007)

Jedním ze zkoumaných prostorových parametrů chůze je také šířka kroku. Tato vzdálenost je vzhledem k možnému vytočení chodidel měřena mezi středy pat (Neumannová et al., 2015).

Důležitým časově-prostorovým parametrem je také rychlost chůze. Ta je závislá jak na délce chůzového cyklu (dvojkroku), tak na době jeho trvání. Průměrnou rychlost chůze uvádí Perry (1992) 1,10-1,82 m/s u mužů a 0,94-1,66 m/s u žen.

K prostorovým parametrům pak můžeme zařadit také úhlový parametr "úhel chodidla", který udává vytočení osy chodidla od směru pohybu. Perry (1992) uvádí běžnou hodnotu vytočení chodidla 7°. Ten se může lišit nejen s každým jedincem, rozdíly nastávají také mezi pravou a levou končetinou téže osoby.

2.4. Kinematika dolních končetin při chůzi

K nejčastěji měřeným úhlovým parametrům jsou úhly hlavních kloubů dolních končetin, a to kyčelního, kolenního a hlezenního. Pohybem končetin v těchto kloubech a jejich rozsahem se zabývá kinematika.

Změny velikostí úhlů v hlavních kloubech dolních končetin při chůzi jsou ovlivněny rychlostí chůze, ale také třeba věkem a pohlavím jedince (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Změna úhlů v kloubech nastává ve více směrech, největší změny však můžeme sledovat v sagitální rovině. U jednotlivých kloubů se proto v následujících podkapitolách zabýváme zejména změnami úhlů v sagitální rovině.

2.4.1. Hlezenní kloub

Celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu se pohybuje průměrně okolo 30°. S rychlejší chůzí se pak zvětšují i rozsah pohybu v kloubech (Perry, 1992). Za neutrální postavení hlezenního kloubu považujeme situaci, kdy bérce a chodidlo svírají úhel 90°. V průběhu chůzového cyklu v kloubu dochází dvakrát k plantární a dvakrát k dorzální flexi (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Při počátečním kontaktu s podložkou se hlezenní kloub nachází v neutrálním postavení. S přenosem hmotnosti dochází k plantární flexi, dokud se celé chodidlo nedostane do kontaktu s podložkou. V ten moment s pokračováním ve fázi mezistoje pak dochází k výrazné dorzální flexi. Ve fázi konečného stoje pak dochází k výrazné plantární flexi (až 25°) až do doby odrazu prstů od podložky. Ve švihové fázi se pak

pomocí dorzální flexe kloub dostává opět do neutrálního postavení (Neumannová et al., 2015).

2.4.2. Kolenní kloub

Celkový rozsah pohybu v koleni při chůzi je až 70°, což se opět může měnit v závislosti na rychlosti chůze (Perry, 1992). Za neutrální polohu je v případě kolene považována plná extenze kolene při napnuté končetině, tedy situace, kdy bérce a stehno svírají úhel 180° (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020). V kolenním kloubu během cyklu dochází dvakrát k flexi a dvakrát k extenzi.

V počátku cyklu, při prvním kontaktu chodidla s podložkou se koleno nachází v téměř plné extenzi. Po přenosu zátěže dojde k první flexi okolo 20° nutné pro absorpci nárazu. V následující stojné fázi končetiny dochází opět k extenzi kolene až do doby zvednutí paty z podložky. Od této chvíle flexe v koleni narůstá, maximálních hodnot pak dosahuje ve švihové fázi, kdy končetina mívá protější stojnou končetinu. Od této fáze pak do konce chůzového cyklu dochází k opětovné extenzi kolene až do maxima těsně před dalším kontaktem s podložkou (Neumannová et al., 2015).

2.4.3. Kyčelní kloub

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu při průměrné rychlosti chůze je kolem 40° (Perry, 1992). V tomto případě je posuzován úhel, který svírá stehno s vertikálou a za neutrální je považováno postavení, kdy jsou spolu rovnoběžné. Od této polohy pak můžeme získávat kladné hodnoty při flexi a záporné při extenzi (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Na začátku chůzového cyklu, při počátečním kontaktu chodidla s podložkou je kyčelní kloub ve výrazné flexi – okolo 30° a tato hodnota se udržuje až do konce přenosu zátěže. Poté kloub postupně přechází do extenze, ve které dosahuje maximálních hodnot na konci fáze konečného stoje. Do flexe pak opět přechází ve fázi předšvihu a maxima dosahuje v mezišvihu okolo 35°. V koncovém švihu pak dojde ke zmírnění flexe na 30°, ve které kloub začíná nový chůzový cyklus (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

2.4.4. Pánev

Mimo hlavní klouby dolních končetin je u chůze také velmi často sledovaným pohyb pánve. U pánve sledujeme pohyb ve třech základních anatomických rovinách.

V sagitální rovině sledujeme náklon pánve (pelvic tilt), ve frontální rovině úklon pánve (pelvic obliquity) a v rovině transversální rotaci pánve (pelvic rotation) (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

V sagitální rovině je pánev po celou dobu chůze v antevertzi (náklon směrem dopředu). K největšímu náklonu dochází v konečném stoji a konečném švihu (Neumannová et al., 2015).

Úklon pánve ve frontální rovině je mechanismem, který napomáhá absorpci nárazu chodidla a zmenšuje vertikální pohyb trupu. Úklon pánve se pohybuje okolo 5° na obě strany (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Výrazný pohyb můžeme sledovat také v rovině transversální, a to rotací pánve. Největší rotace dosahuje pánev ve fázi počátečního kontaktu chodidla s podložkou, a to okolo 5°. Tuto rotaci nazýváme dopředná. Její velikost je však zcela logicky srovnatelná s rotací směrem vzad druhé strany pánve. Ve fázi mezistoje se pánev dostává do neutrální polohy a do maxima (srovnatelná hodnota s počátečním kontaktem) se opět dostává ve fázi konečného stoje (Neumannová et al., 2015).

2.5. Analýza chůze

Potřeba analýzy chůze může nastat ze dvou hlavních důvodů. Prvním z nich jsou potřeba léčby pacientů, kdy jsou zjišťovány odchylky chůze od vzorce chůze běžné populace u konkrétních jedinců. Druhým je pak výzkum za účelem bližšího porozumění chůzového cyklu člověka obecně (Whittle, 2007).

Vzhledem k širokému spektru sledovaných parametrů, jak bylo nastíněno v předchozích kapitolách, neexistuje jedna univerzální metoda analýzy, kterou můžeme použít pro všechny parametry. Z toho důvodu bylo postupem času vyvinuto množství metod, kde každá sleduje jiné parametry chůze (Whittle, 2007).

Analýzu chůze můžeme provádět různými způsoby v závislosti na zkušenostech pracovníků a také na vybavení laboratoře. V průběhu běžného vyšetření u lékaře nebo fyzioterapeuta většinou dochází k měření základních časově-prostorových parametrů chůze, jako např. délka kroku, kadence a šířka kroku, dále pak koordinace pohybů nebo postavení dolních končetin při chůzi (Neumannová et al., 2015). Tato analýza často probíhá pouhou aspekcí, tedy sledováním pacienta vyšetřující osobou, a je tedy vysoce závislá na zkušenostech dané vyšetřující osoby. Taková analýza může být velmi nepřesná a odhalí pouze nejzávažnější odchylky od normálu (Whittle, 2007). Naměřené/zjištěné parametry také není možné přesně kvantifikovat (Neumannová et al.,

2015). Z toho důvodu pro vědecké účely potřebujeme přesnější metody, při kterých je možné data kvantifikovat.

Pro podrobnější vědeckou analýzu chůze jsou tedy používány jednotlivé biomechanické laboratorní metody analýzy chůze. Jejich rozdělení provedeme na základě výstupních veličin na časově-prostorové, kinematické a kinetické (dynamické).

2.5.1. Analýza časově-prostorových parametrů chůze

V této analýze pro hodnocení chůze používáme základní časově-prostorové parametry chůze, které jsme si popsali v kapitole 2.3. Tyto parametry jsou zjišťovány při kontaktu chodidla s podložkou (Neumannová et al., 2015) a k jejich měření jsou zpravidla používány tlakové plošiny.

2.5.2. Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza je při analýze chůze využívána k zaznamenávání polohy a orientace jednotlivých segmentů těla v prostoru. Dále zjišťuje úhly mezi těmito segmenty v průběhu pohybu a s nimi související rychlosti pohybu a zrychlení (Whittle, 2007).

Kinematická analýza je založena na záznamu a následném vyhodnocení pohybu (Neumannová et al., 2015). První kinematickou metodou používanou po dobu okolo sto let, byla fotografie, dokud ji nenahradily moderní elektronické systémy (Whittle, 2007). V dnešní době se tedy většinou využívá vidokamer nebo modernějších optoelektronických systémů (Neumannová et al., 2015).

Takovýto záznam pohybu může být prováděn ve dvou nebo také třech dimenzích prostoru. Ke dvojrozměrnému záznamu postačí využití jedné kamery, k trojrozměrnému záznamu je pak zapotřebí dvou a více kamer (Whittle, 2007).

Pro přesný záznam pohybu jednotlivých segmentů těla využíváme vybrané anatomické body. Na tyto body jsou zpravidla umísťovány značky – markery. Přesněji tedy nejde o dané anatomické body, ale jejich projekci na kůži (Neumannová et al., 2015).

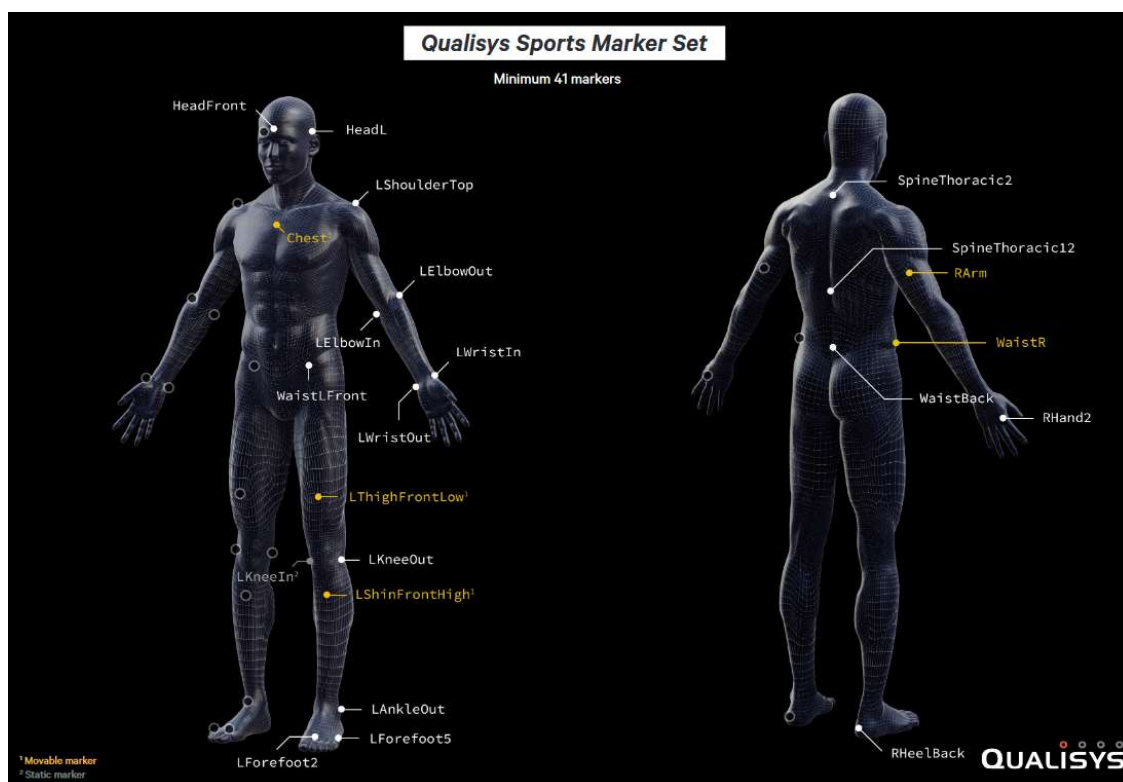
Umístění a typy značek

Anatomické body pro umístění markerů pro dvojrozměrné i trojrozměrné zobrazení uvádí ve své publikaci např. Robertson et al. (2004). Dalším příkladem je pak *sport marker set* od firmy Qualisys, který uvádím na obrázku 3.

Pro dvojrozměrné zobrazení jsou k označení segmentu potřeba dva body, pro trojrozměrné potom tři, neležící na jedné přímce (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Kamery snímající měřenou osobu ve třech dimenzích, pak musí být umístěny tak, aby každý bod/marker byl zaznamenán v alespoň dvou z nich. Pokud by byl některý z markerů viditelný pouze v jedné z kamer, nebude možné vypočítat jeho polohu v prostoru (Whittle, 2007).

Vzhledem k použitému záznamovému systému pak rozlišujeme dva typy značek – aktivní a pasivní. Aktivní značky samy vysílají světelný signál, který je následně snímán kamerami. Jejich velkou nevýhodou je však nutnost vlastního zdroje energie (Neumannová et al., 2015). Druhý, pasivní, typ značek (obrázek 4) pak nevysílá žádný signál, pouze jej odráží. Systémy využívající tento typ značek většinou vysílají infračervené světlo a snímají jeho odraz z markerů s reflexním povrchem (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020). Příkladem takových systémů jsou například VICON nebo Qualisys.



Obrázek 3. Qualisys Sport Marker Set (Qualisys Track Manager 2021.2, n. d.)



Obrázek 4. Ukázka pasivních markerů firmy Qualisys (Super-spherical markers, n. d.)

Záznam pohybu

Kromě počtu značek u dvojrozměrného a trojrozměrného záznamu pohybu také najdeme rozdíly v umístění kamer. U dvojrozměrného záznamu musí optická osa kamery směřovat kolmo ke směru pohybu. U trojrozměrného záznamu na poloze a úhlu kamer výrazně nezáleží. Jediné, co musí být splněno je výše zmíněná podmínka viditelnosti každého bodu na minimálně dvou kamerách (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

V klinické praxi je nejčastěji využívána dvojrozměrná analýza z důvodu menší časové i finanční nákladnosti. Naopak k vědecké analýze bývá využíváno spíše analýzy trojrozměrné (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

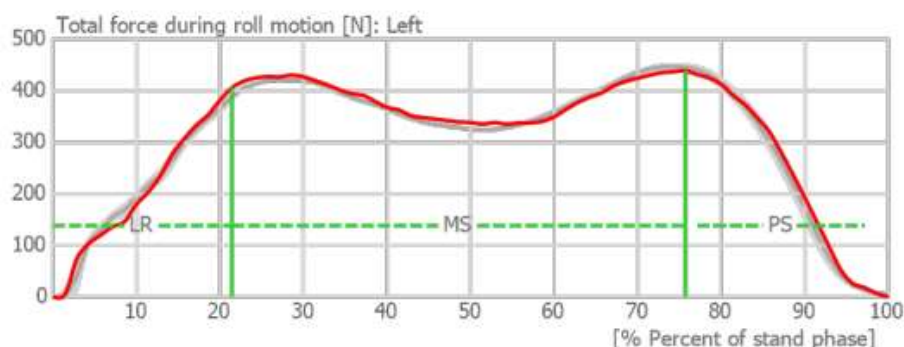
Reakční síla podložky

Reakční síla podložky je podle třetího Newtonova zákona reakce na akční sílu svalovou. Tato síla působí na končetinu pouze ve stejné fázi chůzového cyklu. K jejímu měření jsou využívány silové plošiny.

Jelikož síla působí v trojrozměrném prostoru, výsledný vektor reakční síly má tři složky – vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální (Neumannová et al., 2015). Nejvyšších hodnot a změn však dosahuje složka vertikální, a proto je jí věnována největší pozornost.

Vertikální složka síly v průběhu stejné fáze chůzového cyklu dosahuje dvou maxim, a tedy její křivka má dvouvrcholový tvar (obrázek 5). V těchto maximech jsou hodnoty dokonce vyšší, než je tíhová síla odpovídající hmotnosti měřené osoby. Prvního maxima dosahuje síla na konci stádia zatěžování nebo začátku mezistoje, tedy kolem 20 % stejné fáze. Zde se hodnota může pohybovat až okolo 120 % tíhové síly měřené osoby. Po této fázi dojde k mírnému poklesu síly, kdy se může hodnota snížit na 90 % tíhové síly jedince (Neumannová et al., 2015), Perry (1992) dokonce uvádí 80 %. Propad je způsoben setrvačnými silami souvisejícími s pohybem protější švihové končetiny (Perry,

1992). Ke druhému maximu dochází ve fázi koncového stoje (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020) nebo ve fázi předšvihů (Neumannová et al., 2015). V tomto druhém maximu se síla opět dostává až k hodnotám 115 % tíhové síly měřené osoby (Neumannová et al., 2015). Každá změna velikosti síly, ať už tedy pokles či stoupání, je způsobena změnou rychlosti pohybu (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).



Obrázek 5. Reakční síla podložky v průběhu chůzového cyklu

Působíště reakční síly podložky, čili počátek jejího vektoru, se odborně v angličtině nazývá centre of pressure (COP). Tento bod se v průběhu stejné fáze nenachází na jednom místě, ovšem pohybuje se v závislosti na přenosu zátěže na kontakt chodidla s podložkou. COP se tedy v souladu s odvalem chodidla při počátečním kontaktu nachází na patě chodidla. V průběhu přenášení zátěže se COP přesouvá na laterální stranu chodidla až k úrovni metatarsů. Zde se ve fázi konečného stoje přesouvá na mediální stranu chodidla a ke konci stejné fáze na palec, který zakončuje kontakt s podložkou (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Přestože je COP definován jako jeden bod, ve skutečnosti je finální vektor, který v něm má působíště, tvořen nespočtem malých silových vektorů rozprostřených na celé aktuální ploše kontaktu chodidla s podložkou (Whittle, 2007).

K měření reakční síly podložky se běžně používají silové plošiny. K měření změn polohy COP však mohou být použity také tlakové plošiny.

Rozložení tlaku na kontaktu chodidla s podložkou

Další z dynamických metod analýzy chůze, důležitou pro určení charakteru došlapu chodidla na podložku, je hodnocení rozložení tlaku na jeho kontaktu s podložkou.

Jak už bylo řečeno výše, působíště reakční síly podložky bývá definováno jako jeden bod. Rozložení tlaku pak upřesňuje, na kterou oblast chodidla v průběhu určité fáze chůzového cyklu působí tlak a o jaké velikosti.

K měření tlaku na kontaktu chodidla s podložkou se využívají tlakové plošiny. Tlakové plošiny bývají tvořeny několika vrstvami. První vrstva, na které dochází ke kontaktu s chodidlem odolnější. Pod touto vrstvou se pak nachází měřící plocha se senzory. Tlakové senzory můžeme mít dvojího typu: kapacitní a vodivostní. Kapacitní senzor se skládá ze dvou vodivých plátů, které jsou od sebe odděleny nevodivým materiálem. U vodivostních jsou všechny tyto tři vrstvy z materiálu vodivostního, ovšem prostřední vrstva se vykazuje jinými elektrickými vlastnostmi než vrstvy vnější (Svoboda, Rosický, & Janura, 2020).

Při došlapu na plošinu se vlivem působící síly zmenší vzdálenost mezi vnějšími vrstvami senzorů. U kapacitních plošin je pak ve chvíli stlačení snímána změna velikosti elektrického napětí mezi vnějšími pláty. U plošin vodivostních pak změna odporu. Hustota těchto senzorů v měřící vrstvě může být různá, například u plošiny emed-x jsou to 4 senzory na cm^2 (Vařeka et al., 2012).

Na obrázku 6 uvádíme průměry nejvyšší hodnoty tlaku na jednotlivých částech chodidla dospělé osoby při chůzi podle Henniga a Rosenbauma (1991). Tito autoři dělí chodidlo na 7 částí, a to konkrétně mediální část paty (medial heel), laterální část paty (lateral heel), středonoží (midfoot), první metatarz (first metatarsus), třetí metatarz (third metatarsus), pátý metatarz (fifth metatarsus) a palec (hallux). V rozporu s touto tabulkou je však názor Svobody, Rosického a Janury (2020), kteří tvrdí, že největší maximum tlaku je u běžné populace na druhém nebo třetím metatarsu. U Henniga a Rosenbauma (1991) toto maximum připadá na palec.

Peak Pressures (kPa) under Selected Foot Regions during Walking (Mean, SD)		
Foot region	Adults (N = 111)	Children (N = 15)
	Mean (SD)	Mean (SD)
Medial heel	312 (101)	119 (61) ^a
Lateral heel	277 (79)	99 (39) ^a
Midfoot	59 (77)	41 (20)
First metatarsus	314 (185)	95 (38) ^a
Third metatarsus	380 (170)	99 (32) ^a
Fifth metatarsus	215 (126)	87 (45) ^a
Hallux	416 (187)	141 (72) ^a
Sum	1973	681

^a $P < 0.01$.

Obrázek 6. Maximální hodnoty tlaku na jednotlivých částech chodidla při chůzi (Hennig & Rosenbaum, 1991)

2.6. Bosá chůze

Tak jako dolní končetina každého jiného tvora na planetě, byla i lidská noha vyvinuta k chůzi naboso. Obuv je výtvoem člověka jako reakce na nepohodlný došlap na některých površích, případně na zimu. Předpokládaný začátek výroby obuvi se dle vědců datuje někam do období před zhruba 45 000 lety. Z této doby však nebyly nalezeny žádné důkazy potvrzující tento předpoklad, usuzování tedy vyplývá především z faktu, že v tomto období lidé začali využívat kůži k výrobě oblečení, začali vyrábět látky a provázky. První důkazy o existenci obuvi se pak datují do období před 30 000 let, které ovšem nebyly dostupné všem (Pytllová, 2020).

V dnešní době se však obouváme všichni a bosá chůze téměř vymizela. Přes den se pohybujeme v pevné obuvi venku, a i když se z v domácnosti vyzujeme, automaticky nasazujeme papuče či jinou domácí obuv a chodidlo je opět podloženou tlustou vrstvou materiálu.

Lidská chůze se velmi liší od té zvířecí nejen tím, že je bipedální, ale především je napřímená. To způsobuje také rozdíl v nášlapu. Zvířecí končetiny došlapují na zem především přední částí chodidla. Člověk začíná svůj došlap patou, poté přenáší zatížení na střední část chodidla a nakonec na tu přední a prsty. Přestože je došlap na patu tedy samozřejmostí, dříve v dobách, kdy lidé chodili bez bot, nebyl tak tvrdý (Pytllová, 2020). Nášlap začínal sice patou, ale docházelo k rychlejšímu přenosu zatížení směrem na přední část chodidla, která umožňuje lépe tlumit náraz (Pytllová, 2020).

2.7. Vliv obuvi na chůzi a chodidlo

S moderní vyměkčenou obuví se však tento styl nášlapu mění. Dopad nohy při chůzi po měkkém podkladu se z přední části nohy přesouvá více na patu. Vyměkčená bota pro nohu znamená stejné podmínky jako měkký povrch. Při chůzi v obuvi tedy dochází k většímu nárazu na patu, než je tomu u chůze naboso (Pytllová, 2020).

Způsob došlapu ovšem není jediný, co se s použitím obuvi mění. Společnost se zjevně shoduje na tom, že lidské chodidlo, jak je utvářeno přírodou, je nevhledné a jeho šířka, zejména u prstů, příliš velká (Hoffmann, 1905). Výrobní společnosti si samy určily vzhled obuvi, který ovšem mění vzhled i samotné nohy. Tuto skutečnost dokazuje fotografie z počátku 20. století (obrázek 7), která porovnává chodidla, které celý život nenosilo obuv (B), a chodidlo uzpůsobené pravidelné chůzi v obuvi (A). Jak lze z fotografie jednoduše vyčíst, chodidlo, které nikdy nenosilo obuv, je v přední části širší, prsty jsou větší a dál od sebe, osa palce odpovídá mediální ose chodidla. Rozdíly tedy

můžeme vidět především v přední části chodidla, kde běžná obuv nedává dostatek prostoru pro přirozenou funkci nohy.



Obrázek 7. Rozdílná stavba chodidla zvyklého nosit obuv (A) a zvyklého chodit bosé (B) (Hoffmann, 1905)

K podobným zjištěním došli také D'Aout, Pataky, Clercq, & Aerts (2009). V jejich výzkumu vlivů obuvi na chodidlo taktéž zkoumali skupinu osob, které běžně chodí pouze bosky a osob, které pravidelně chodí v obuvi. Skupina osob běžně chodící v obuvi měla kratší a užší chodidla. Zároveň byly také u této „obuté“ skupiny zjištěny vyšší maximální tlaky na chodidle při kontaktu s podložkou v oblasti paty, metatarsů a palce. „Bosá“ skupina se naopak vykazovala lepším rozložením tlaku na chodidlo, a tedy nižšími maximálními hodnotami.

Pytllová (2020) ve své publikaci shrnuje okamžité i dlouhodobé vlivy bosé chůze na chodidlo oproti chůzi v obuvi. Do krátkodobých vlivů řadí následující fakta:

- chodidlo dopadá na zem více naplocho,
- větší pohyblivost chodidla,
- nižší maxima tlaku při kontaktu chodidla s podložkou,
- kratší krok,
- vyšší frekvence kroků (kadence),
- větší flexe kolene při dopadu chodidla na zem,

- COP se více vychyluje do stran,
- aktivnější svaly v oblasti zad a krku.

K dlouhodobým vlivům pak přidává následující:

- dobrá funkčnost klenby nohy,
- vyšší klenba nohy,
- širší přední část chodidla,
- výraznější rozšíření přední části nohy po došlapu.

Podobné shrnutí také nabízí Franklin et al. (2015), ze kterého čerpala také Pytlová (2015), který ještě dodává nižší maxima vertikální reakční síly země při počátečním kontaktu.

Broscheid & Zech (2016) zkoumali rozdíly v chůzi v obuvi a bosky u starších dospělých z hlediska časově-prostorových parametrů. Zjistili, že při bosé chůzi, v porovnání s chůzí v běžné obuvi, měli účastníci v průměru kratší krok (o 2,2 cm) i dobu trvání kroku (o 26 ms). Kratší, a tedy procentuálním zastoupením menší, byla i stojná fáze (o 1,4 %). Naopak vyšší hodnoty byly zjištěny u kadence (o 4,9 kroků/min).

Studie Lythga, Wilsona & Galea (2009) porovnávala bosou chůzi s chůzí v obuvi u dětí školního věku a mladých dospělých. Bylo zjištěno, že boty zvýšily rychlost chůze o 8 cm/s. Dále také zvýšily délku kroku (o 5,5 cm), délku chůzového cyklu (o 11,1 cm) a základnu opory (o 0,5 cm). Naproti tomu byl naměřen menší úhel chodidla (o 0,18°) a nižší kadence (o 3,9 kroků/min). Boty také prodloužily jak fázi dvojí opory (o 1,6 %), tak celkovou dobu stojné fáze (o 0,8 %), zatímco jednooporová fáze se zkrátila (o 0,8 %).

Studie Moria et al. (2009) potvrzuje vyšší pohyblivost nohy bez obuvi. Porovnávala pohyblivost chodidla (respektive hlezenního kloubu) bosky a v obuvi ve frontální a transversální rovině. Ve frontální rovině dochází při bosé chůzi k větší everzi (náklon chodidla laterálním směrem), a v rovině transversální k větší addukci (zevní rotaci). Tyto pohyby však obuv a její podrážka omezují.

Výsledky systematické přehledové studie od Hollandera, Zwaard, Heldta & Braumanna (2016) ukazují, že při bosé chůzi je menší dorzální flexe hlezenního kloubu při počátečním kontaktu. Dále také menší úhel palce v transversální rovině (v obuvi tedy vybočený palec).

Rossi (1999) ve svém článku mimo výše zmíněné vlivy obuvi na chodidlo mluví také například o vlivu zvýšeného podpatku. Při chůzi na podpatku jakékoliv výšky

dochází ke změně úhlu v hlezenním kloubu směrem k plantární flexi. Na tuto změnu pro udržení rovnováhy reaguje celé tělo změnou svého postavení. Jsou více zapojeny lýtkové svaly, v pánvi dochází k větší antevertzi (náklon dopředu). To může mít při dlouhodobém nošení podpatků za následky bolesti nohou a zad, nebo také ramen. Při takovémto náklonu také dochází ke změně rozložení zatížení na chodidlo při stoji. Při bosém stoji je normální rozložení zatížení na přední a zadní část chodidla 50 % a 50 % (Rossi, 1999). Modernější studie (Batra et al., 2014) toto rozdělení uvádí spíše jako 57 % pata a 43 % klenba a přední část nohy, nebo 60 % zadní část nohy a 40 % klenba, přední část nohy a prsty. Při stoji na podpatku se toto rozložení změní a zatížení se přesouvá více do přední části chodidla. Konkrétní procentuální rozložení pak závisí na výšce podpatku. Rossi (1999) uvádí příklad, kdy se u podpatku o výšce 3 palců (asi 7,6 cm) rozložení změní až na 10 % pata a 90 % přední část nohy. Dalším parametrem chůze, který může zvýšená pata/podpatek ovlivnit je místo počátečního kontaktu chodidla s podložkou. Zatímco u přirozené bosé chůze k němu dochází ve střední části paty, v obuvi se tento kontakt přesouvá na laterální okraj paty (Rossi, 1999).

Vliv obuvi na chodidlo zkoumali také Rao & Joseph (1992), a to z pohledu plochosti nohy. V jejich výzkumu, prováděného u dětí (n=2300) ve věkovém rozmezí 4–13 let, se plochá noha objevila u 8,6 % účastníků chodících v obuvi. Oproti tomu u skupiny běžně chodící bosky bylo toto číslo pouze 2,8 %. Studie tedy naznačuje, že by nošení obuvi mohlo mít vliv na vznik ploché nohy. K datům ještě doplňují zjištění, že se plochá noha objevovala častěji u dětí zvyklých chodit v pevné obuvi ve srovnání s těmi, které většinou nosily otevřenou obuv.

2.8. Barefoot/minimalistická obuv

Jak jsme si v předchozí kapitole vysvětlili, jakákoliv obuv pozměňuje pohybové chování nohy. Chůze v obuvi tedy nikdy nebude vypadat jako ta bosá. Ideální zdravá obuv je tedy kompromisem mezi ochranou nohy a zachováním její přirozené funkce (Pytlová, 2020).

Hlavní vlastnosti takové ideální obuvi jsou tedy podle Pytlové (2020) následující:

- široká špička s ohledem na tvar nohy, poskytující dostatečný prostor pro prsty,
- plochá podrážka bez zvýšeného podpatku či zvednuté špičky,
- plochá vnitřní vložka (bez podpory klenby),
- ohebná podrážka (podélně i příčně),
- podrážka není tlustá,

- bota na noze dobře sedí,
- nízká hmotnost boty.

Barefoot obuv, jak už z jejího názvu vyplývá, je tedy taková obuv, která se pokud možno nejvíce snaží napodobit bosou chůzi. Někdy se jí také říká minimalistická z již zmíněných důvodů lehké hmotnosti a tenké, nevyztužené podrážky.

Curtis, Williams, Paoletti & D'Août (2021) uvádějí popis barefoot obuvi jako obuv poskytující minimální zásah do přirozeného pohybu nohy díky své vysoké flexibilitě, nízkému sklonu podrážky, nízké hmotnosti a absenci podpory při pohybu.



Obrázek 8. Ukázka ohebnosti podrážky obuvi firmy Vivobarefoot (Vivobarefoot Geo racer knit womens obsidian, n. d.)



Obrázek 9. Ukázka stavby boty firmy Vivobarefoot (Vivobarefoot Geo racer knit womens obsidian, n. d.)

Britská značka Vivobarefoot, vyrábějící barefoot obuv (ukázka na obrázku 8 a 9), tuto obuv popisuje následujícím způsobem:

Barefoot obuv se svou konstrukcí blíží nejvíce chůzi naboso. Aby tomu tak bylo je barefoot obuv opatřena ultratenkou podrážkou s tloušťkou od 3 do 6 mm, pro maximální propriocepci tzn. polohocit - kontakt s povrchem a jeho vnímání skrz receptory umístěné v chodidlech (...) Barefoot boty mají nulový drop neboli nulový sklon podrážky mezi špičkou a patou boty, to znamená že při chůzi a běhu máte přirozený postoj (...) Špička bot je anatomicky rozšířená, tak aby se

v ní mohly prsty rozprostřít a pracovat přirozeně tak jako u bosého chodidla (...) barefoot obuv nemá žádnou podporu nožní klenby (Vivobarefoot, n. d.).

2.8.1. Vliv barefoot obuvi na chůzi a chodidlo

Výše zmíněný fakt, že jakákoliv obuv pozměňuje chování nohy, potvrzují svým výzkumem také Petersen, Zech & Hamacher (2020). Ti došli ke zjištění, že v barefoot obuvi měření jedinci (n=64) předvedli lepší provedení chůze z hlediska její stability než při chůzi bosky. Jak autoři uvádí, výsledky jejich studie naznačují, že chůze v minimalistických botách je spojena s lepší stabilitou a variabilitou chůze, což u starších dospělých může znamenat nižší riziko pádu. Stabilitu chůze určovali na základě úhlového zrychlení označených bodů na přední části chodidla. Studie tedy naznačuje, že nošení minimalistických bot může poskytnout výhody chůze naboso z hlediska prevence pádů a zároveň nabídnout nohám určitou ochranu a podporu (Petersen, Zech, & Hamacher, 2020).

Lepší stabilitu v barefoot obuvi potvrzuje také Smith et al. (2015). Tato studie prokázala lepší stabilitu v barefoot obuvi v porovnání s bosým stojem na silové plošině. Tento fakt byl prokázán pro anteroposteriorní (předozaďní) rovnováhu. Pro mediolaterální nebylo prokázáno zlepšení rovnováhy u žádného z obutí (běžná obuv/barefoot obuv/bosý stoj) (Smith et al., 2015). Barefoot část měření proběhla v obuvi Vibram FiveFingers™ (obrázek 10), která poskytuje oddělený prostor pro každý prst zvlášť, a tedy každý z nich má možnost zachování přirozené funkce.



Obrázek 10. Ukázka prstové obuvi Vibram FiveFingers™ (KSO EVO Men's, n. d.)

V kontrastu s předchozími studiemi je však studie Cudejka, Gardinera, Akpana & D'Aoûta (2020). Ti porovnávali stabilitu chůze v barefoot a běžné obuvi pomocí hodnocení pohybu COP. Byla posuzována jak statická, tak dynamická rovnováha při chůzi v několika modelech barefoot obuvi, v konvenční obuvi a bosky. Vše za využití tlakové plošiny. Autoři došli k závěru, že neexistují významné rozdíly mezi statickou ani dynamickou rovnováhou v barefoot obuvi a bosky. Na druhou stranu byly zjištěny rozdíly mezi chůzí v konvenční obuvi a barefoot obuvi. Účastníci byli více stabilní při stoji ve všech modelech barefoot obuvi ve srovnání s tou konvenční. (Cudejko, Gardiner, Akpan & D'Août, 2020).

Další studie zabývající se vlivem barefoot obuvi reagovala na fakt, že noha v konvenční obuvi slábne. Autoři Curtis, Willems, Paoletti & D'Août (2021) dali skupině osob bez zkušenosti s nošením barefoot obuvi tuto obuv na 6 měsíců k pravidelnému nošení. Před a po intervenci provedli měření síly flexorů prstů u nohou na dynamometru. Výsledky studie ukázaly, že se síla flexorů po 6 měsících zvýšila o průměrných 57,4 % (Curtis, Willems, Paoletti & D'Août, 2021). Výsledky naměřené po intervenci pak byly porovnány s výsledky kontrolní skupiny osob zvyklých se pohybovat v barefoot obuvi dlouhodobě, a to v průměru 2,5 let. Výsledky těchto dvou skupin byly velmi podobné, a proto autoři usuzují, že plné síly je chodidlo schopno dosáhnout již po zmiňovaných 6 měsících nošení barefoot obuvi.

Větší sílu chodidla a lepší rovnováhu zjistili také Quinlan, Sinclair, Hunt & Yan (2022) u dětí ve věku 9-12 let, u kterých byly tyto parametry měřeny před a po 9 měsících nošení barefoot obuvi ve škole.

Barefoot obuv také ovlivňuje chůzi, co se týče časově-prostorových či silových parametrů. Z dat studie Broscheid & Zech (2016) lze vyčíst rozdíly jak mezi chůzí v běžné a barefoot obuvi, tak mezi chůzí v barefoot obuvi a bosky. Při chůzi v barefoot obuvi se oproti té běžné statisticky významně zkrátila průměrná doba trvání kroku (o 16 ms) a stojné fáze (o 0,9 %). Zvýšena byla naopak kadence (o 4,9 kroků/min). Mezi chůzí v barefoot obuvi a bosky byly zjištěny významné rozdíly pouze u reakční síly podložky, a to v závětu fáze konečného stoje. Z této studie tedy vyplívá, že chůze v barefoot obuvi se spíše podobá bosé chůzi, než té v běžné obuvi.

Barefoot obuv má tedy mnoho pozitivních vlivů na lidské chodidlo. Česká fyzioterapeutka Pytlová (2020) ovšem upozorňuje i na některá rizika, která s jejím nošením mohou být spojena. Lidské chodidlo bývá z běžné obuvi, kterou je zvyklé od mala nosit, většinou oslabené. Chodidlo nemá tolik podnětů, ani nemusí zapojovat svaly tolik jako při bosé chůzi. Při přechodu na barefoot obuv, která se, jak jsme si výše

vysvětlili, bosé chůzi velmi podobá, může tedy snadno dojít k přetížení chodidla z důvodu zvýšené aktivity svalů a klenby (Pytlová, 2020). Toto riziko je pak ještě vyšší v případě, že se pohybujeme převážně po tvrdém městském povrchu.

Jako další velké riziko pak Pytlová (2020) zmiňuje poškození chodidla či kloubů nohy v důsledku nárazu na zem. Barefoot obuv totiž, na rozdíl od vystlané běžné obuvi, nárazy tolik netlumí a musí se o to postarat zbytek těla – tedy převážně klouby (Pytlová, 2020). Autorka tedy zdůrazňuje nutné postupné zvykání si na obuv v kombinaci s obuví běžnou a doporučuje začínat na měkčím a méně náročném přírodním terénu.

3. Cíle a hypotézy

3.1. Cíle diplomové práce

Hlavním cílem diplomové práce je porovnat bosou chůzi osob pravidelně chodících v běžné obuvi s bosou chůzí osob pravidelně chodících v barefoot obuvi.

Porovnání chůze těchto dvou skupin může přinést odpovědi na otázky, zda pravidelné nošení barefoot obuvi ovlivňuje charakteristiky chůze.

3.2. Hypotézy

H0: Bosá chůze u osob pravidelně chodících v běžné obuvi a osob pravidelně chodících v barefoot obuvi se významně neliší.

4. Metodika

Měření dat pro diplomovou práci probíhalo v rámci projektu Stabilita chůze ve vnitřním a vnějším prostředí. Vyjádření etické komise fakulty k tomuto projektu je uvedeno v přílohách diplomové práce (příloha 1).

4.1. Výzkumný soubor

Výzkumu se zúčastnilo 20 osob ve věku 18–30 let. V souboru bylo 7 mužů a 13 žen. Průměrný věk účastníků byl 25 let, průměrná výška žen 166,5 cm a průměrná výška mužů 180,6. Průměrná hmotnost u žen byla 63,4 kg a u mužů 73,7 kg.

Oslovení účastníků proběhlo za využití sociální sítě pomocí příspěvku informujícím o budoucím měření. Pro oslovení osob chodících v barefoot obuvi byl příspěvek sdílen do vybraných skupin, věnujících se problematice barefoot obuvi. Výsledný výzkumný soubor byl sestaven z dobrovolníků, kteří sami na příspěvek zareagovali.

Soubor byl rozdělen do dvou skupin, a to do skupiny pravidelně chodící v běžné obuvi a skupiny pravidelně chodící v barefoot obuvi. Ve skupině běžné obuvi bylo 11 účastníků, v barefoot skupině pak 9. Kritériem výběru účastníka do barefoot skupiny bylo pravidelné nošení barefoot obuvi minimálně 3 dny v týdnu, a to již po dobu minimálně jednoho roku.

Před samotným měřením byl účastníkům zaslán krátký dotazník, který upřesnil jejich zvyklosti v chůzi. V tomto dotazníku 50 % účastníků odhadlo, že denně ujde 5 km, 45 % pak uvedlo 2-5 km. 55 % účastníků uvedlo, že v minulosti neprodělalo vážnější zranění nohy, jako zlomenina či vyvrtnutý kotník. Ve skupině běžné obuvi 9 účastníků uvedlo, že nejčastěji nosí obuv se zvýšenou patou, a to buď sportovní, turistickou nebo běžeckou. Z tohoto počtu 3 účastníci uvedli, že často nosí také nízkou obuv (bez rozdílu výšky podrážky mezi patou a špičkou). Užívání pouze nízké obuvi pak uvedli 2 účastníci.

Pro barefoot skupinu se pak doplňující otázky zabývaly četností nošení barefoot obuvi, prostředím, ve kterém je nosí a obuví, kterou nosí po zbytek času.

Zde 4 účastníci uvedli, že barefoot obuv nosí denně, 2 účastníci uvedli 5-6 dní v týdnu a 3 uvedli 3-4 dny v týdnu. Většina účastníků (6) uvedla, že barefoot obuv nejčastěji nosí v městském prostředí, zbylí 3 pak stejnou mírou v městském a přírodním prostředí. V případě, že zrovna nenosí barefoot obuv, pak většina účastníků nejčastěji nosí sportovní nebo turistickou obuv.

Všichni účastníci měření byli dopředu seznámeni s průběhem a metodou měření a souhlasili s využitím dat ke zpracování v diplomové práci.

4.2. Metody sběru dat

4.2.1. Přístrojové vybavení

Analýza časově-prostorových parametrů chůze proběhla v laboratoři Centra sportovních aktivit Vysokého učení technického v Brně (CESA VUT). K měření bylo využito pohyblivého pásu se zabudovanou tlakovou plošinou, která snímá chodidlo při jeho kontaktu s podložkou. Konkrétně byl využit pás DIERS pedogait (obrázek 11), kde je integrovaná 1 m dlouhá tlaková plošina s 5 376 senzory pro přesné zachycení hodnot tlaku (Foot & Gait Analysis, n. d.). Frekvence snímání byla 100 Hz.

Pás byl propojen s počítačem disponujícím softwarem DICAM firmy DIERS, který zprostředkovává komunikaci s pásem pedogait, a tedy zajišťuje záznam měření a ukládání výsledků.



Obrázek 11. Pohyblivý pás DIERS s tlakovou plošinou

Toto přístrojové vybavení umožňuje získat informace o časově-prostorových, silových a tlakových parametrech chůze.

4.2.2. Průběh měření

Měření probíhalo v laboratoři CESA VUT v lednu a únoru 2022 (obrázek 12). Účastníci se na měření dostavovali samostatně v časovém intervalu zhruba 30 minut, aby byl zajištěn dostatek času na provedení měření, kontrolu a úpravu výsledků.

Každý účastník byl nejprve seznámen s přístrojovým vybavením a způsobem měření. Následně si účastník vyzkoušel bosou chůzi na pohyblivém pásu před spuštěním měření. Jelikož chůze na pásu je od chůze po pevném povrchu rozdílná, účastníkovi byl dán prostor několika minut na to, aby si na tuto chůzi zvykl a bylo dosaženo co nejpřirozenějšího pohybu. V tomto časovém intervalu byla také zjišťována vhodná rychlost pohybu pásu, při které se účastník cítil co nejvíce pohodlně a přirozeně.



Obrázek 12. Laboratoř CESA VUT

Ve chvíli, kdy si účastník zvykl na pohyb na pásu a byla nalezena vhodná rychlost pohybu, přes software DICAM byl spuštěn záznam pohybu. Doba záznamu byla stanovena softwarem na 18 chůzových cyklů, po jejichž uskutečnění se pás i měření automaticky zastavili. Doba záznamu byla průměrně 20,5 s.

Po dokončení měření každého účastníka byly v softwaru DICAM provedeny úpravy záznamu, pro získání přesnějších výsledků. Jelikož bylo měření spuštěno manuálně, nebyla vždy začátkem měření celá stojná fáze chůzového cyklu (záznam kontaktu celého chodidla). Software počítal 18 chůzových cyklů od momentu spuštění, a tedy záznam kontaktu chodidla prvního a posledního kroku byly v některých případech neúplné. Tyto kroky bylo nutné odstranit před uložením dat.

Dále bylo individuálně upraveno rozdělení chodidla (otisku) na jednotlivé části, a to patu, střední a přední část. Zaznačena byla také osa chodidla – spojnice středu paty a středu druhého prstu.

Po dokončení úprav byly veškeré záznamy účastníka uloženy ve výstupním dokumentu ve formátu pdf pro pozdější zpracování.

4.2.3. Sledované parametry

Ze zmíněných druhů parametrů, které nám systém umožňuje sledovat, byly pro tuto práci zvoleny parametry časově-prostorové.

Software DICAM tyto parametry ve výstupních dokumentech rozděluje do tří oblastí. První z nich je oblast týkající se chůzového cyklu z hlediska doby trvání jeho jednotlivých fází (Gait cycle parameter). Tyto parametry jsou vyjádřeny relativně, v % chůzového cyklu.

Druhou oblastí jsou parametry chůzového cyklu a kroku vypovídající o jejich délce, době trvání (absolutní, v ms) a rychlosti (Step parameter). Dále tato oblast zahrnuje kadenci, úhel chodidla a šířku kroku.

Třetí oblast pak sleduje relativní (opět v %) dobu kontaktu jednotlivých částí chodidla s podložkou (Contact – time parameter).

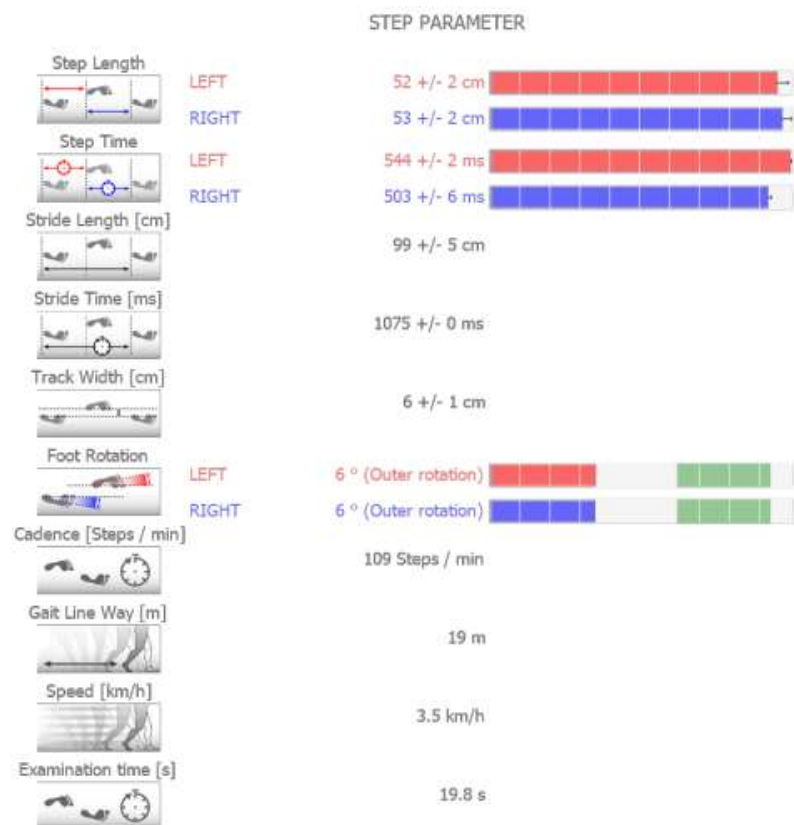
Z těchto parametrů byl dále proveden užší výběr.

K testování hypotézy bylo nakonec zvoleno 12 následujících parametrů:

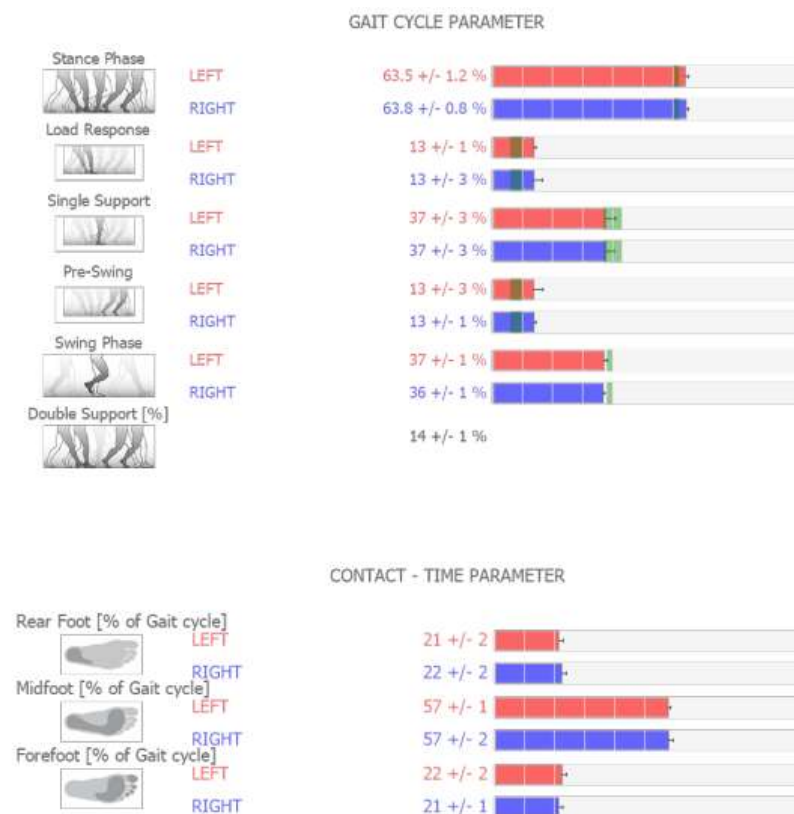
- doba trvání stojné fáze (stance phase) [% chůzového cyklu],
- doba trvání jednooporové fáze (single support) [% chůzového cyklu],
- doba trvání dvouoporové fáze (double support) [% chůzového cyklu],
- délka kroku (step length) [cm]
- doba trvání kroku (step time) [ms]
- šířka kroku (track width) [cm]
- úhel chodidla (foot rotation) [°]
- kadence (cadence) [kroky/min]
- rychlost chůze (speed) [km/h]
- doba kontaktu zadní části chodidla s podložkou (rear foot) [% stojné fáze]
- doba kontaktu střední části chodidla s podložkou (midfoot) [% stojné fáze]
- doba kontaktu přední části chodidla s podložkou (forefoot) [% stojné fáze]

Většina sledovaných parametrů měla rozdílné hodnoty u pravé a levé končetiny každého jedince. Pro účely diplomové práce jsme však neprováděli analýzu rozdílů v parametrech u jednotlivých končetin. Statistická analýza proběhla souhrnně ze všech hodnot každé skupiny.

Ukázku z výstupního dokumentu s výše zmíněnými oblastmi a jednotlivými parametry uvádíme na obrázcích 13 a 14. Kompletní stranu dokumentu, ze které byla



Obrázek 13. Ukázka z výstupního dokumentu – Step parameter



Obrázek 14. Ukázka z výstupního dokumentu – Gait cycle parameter, contact – time parameter

data přepisována pro účel zpracování, připojujeme k diplomové práci v přílohách (příloha 2).

Jako kritérium pro zamítnutí hypotézy jsme si stanovili statisticky významný rozdíl mezi sledovanými skupinami u alespoň tří ze zmíněných dvanácti parametrů.

4.3. Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl využit program Statistica (verze 13, Tibco Software, Palo Alto, CA, USA). Nejprve byla ověřena normalita rozložení dat pomocí Shapiro-Wilk tesu. Jelikož některé z parametrů neměly normální rozložení dat, pro porovnání skupin byl použit neparametrický test, Mann Whitney U test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $p < 0,05$. Statisticky významné rozdíly jsou v tabulkách vyznačeny červenou barvou.

Dále byla posouzena také věcná významnost pomocí koeficientu $r = Z / \sqrt{n}$. Zde je Z výsledkem Mann Whitney U testu a n je počet vzorků. Interpretace věcné významnosti byla následující:

$0,1 \leq r < 0,3$ malý efekt;

$0,3 \leq r < 0,5$ střední efekt;

$r \geq 0,5$ velký efekt.

Parametry, u kterých byl zjištěn velký efekt skupiny jsou v tabulkách zaznamenány opět červeně, ty které mají střední efekt pak modře.

Pro jednotlivé sledované parametry byla také pro každou skupinu zpracována deskriptivní statistika výpočtem aritmetického průměru hodnot a míry variability hodnot – směrodatná odchylka.

5. Výsledky

Při hodnocení charakteristik výzkumného souboru, tedy parametrů věk, tělesná výška a hmotnost, nebyly mezi skupinami zjištěny statisticky významné rozdíly. Dá se tedy říci, že tyto proměnné by neměly významně ovlivnit zkoumané proměnné.

Tabulka 1. Porovnání základní charakteristik sledovaných skupin

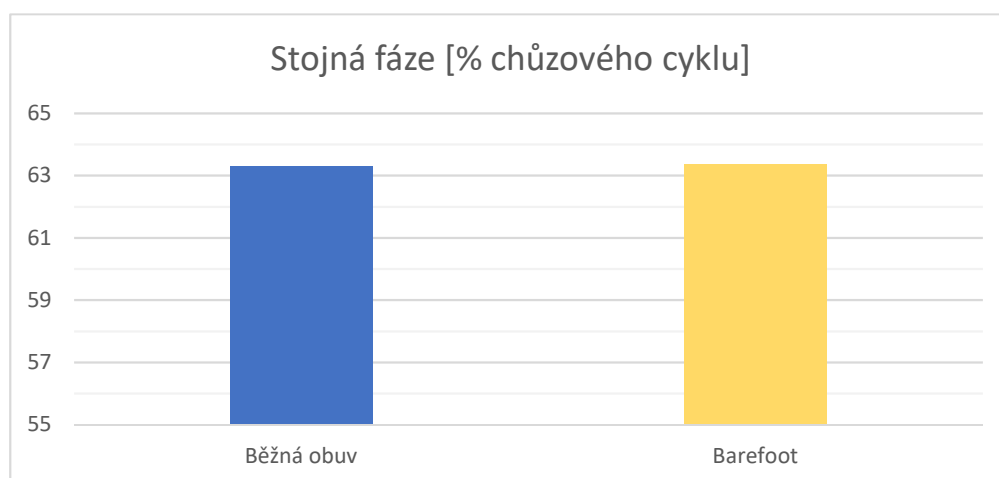
Parametr	Normal		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Věk	23,9	3,3	25,9	3,1	0,295	0,240
Výška	172,8	8,1	169,7	11,0	0,331	0,213
Hmotnost	68,9	14,0	63,6	12,3	0,412	0,187

Doba trvání stojné fáze

Doba trvání stojné fáze byla u barefoot skupiny v průměru delší o 0,1 % chůzového cyklu (tabulka 2, obrázek 15). Rozdíl nebyl statisticky významný. Z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny zanedbatelný.

Tabulka 2. Doba trvání stojné fáze

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Stojná fáze [% chůzového cyklu]	63,3	1,1	63,4	1,3	0,766	0,06



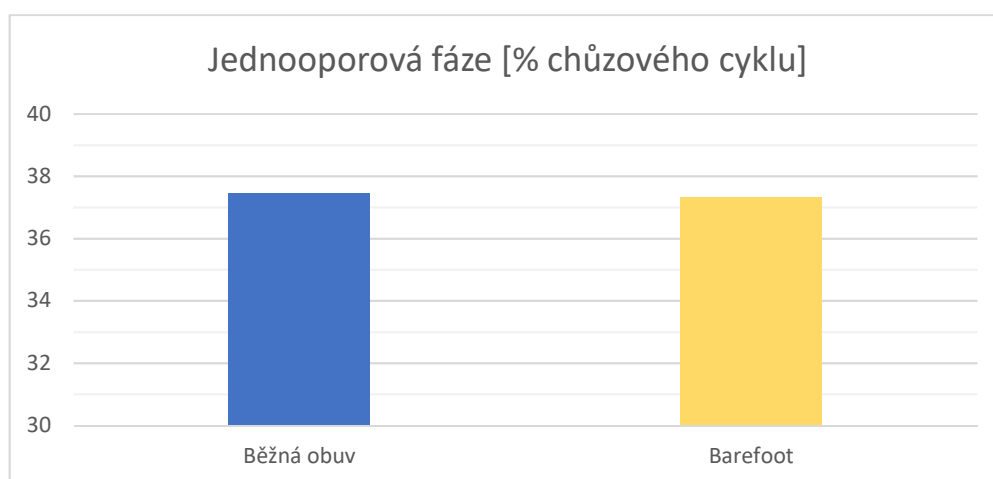
Obrázek 15. Průměry doby trvání stojné fáze

Doba trvání jednooporové fáze

U jednooporové fáze byl rozdíl v průměrných hodnotách skupin 0,2 % chůzového cyklu, kdy vyšší hodnotu měla opět skupina běžné obuvi (tabulka 3, obrázek 16). Opět se však jedná o velmi malý rozdíl, který není statisticky ani věcně významný.

Tabulka 3. Doba trvání jednooporové fáze

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Jednooporová fáze [% chůzového cyklu]	37,5	1,2	37,3	1,3	0,603	0,11



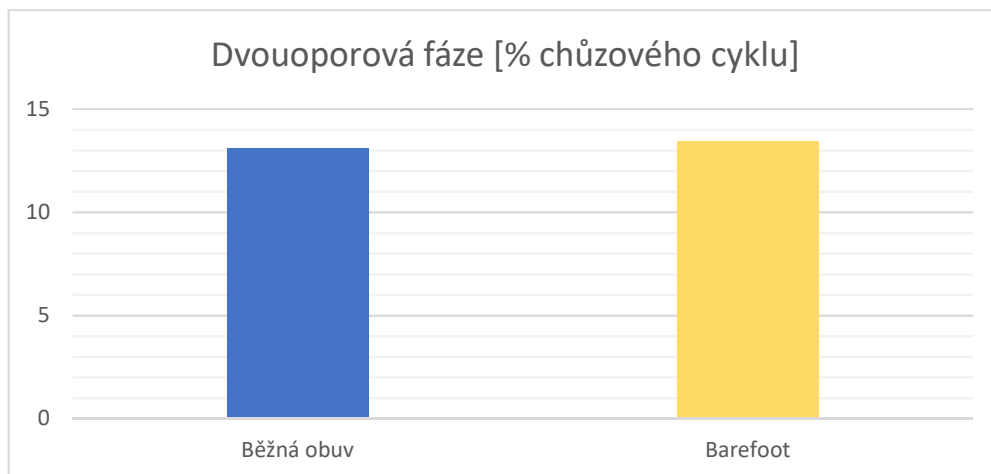
Obrázek 16. Průměry doby trvání jednooporové fáze

Doba trvání dvouoporové fáze

Trvání dvouoporové fáze bylo mírně delší u barefoot skupiny (0,3 % chůzového cyklu) (tabulka 4, obrázek 17), avšak rozdíl byl malý a podobně jako u dalších časových parametrů nebyl statisticky významný. Z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny malý.

Tabulka 4. Doba trvání dvouoporové fáze

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Dvouoporová fáze [% chůzového cyklu]	13,1	1,2	13,4	1,3	0,503	0,16



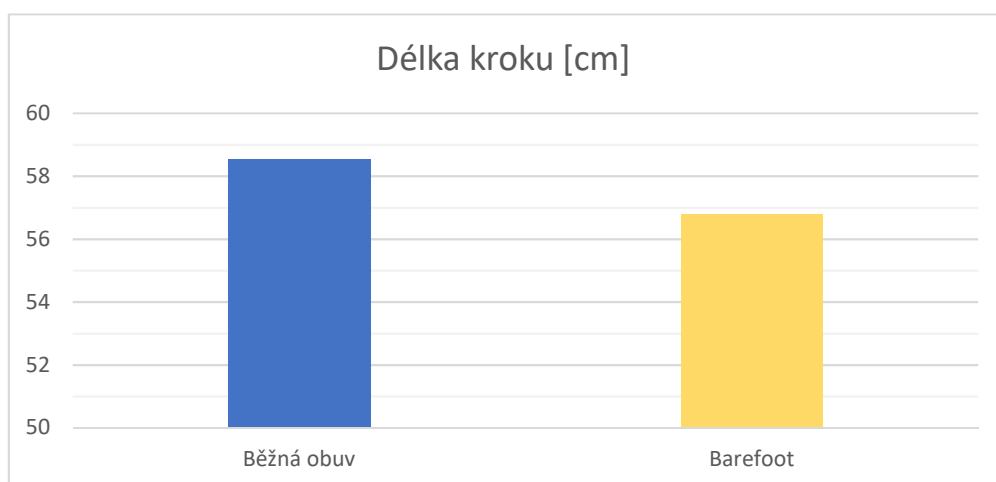
Obrázek 17. Průměry doby trvání dvouporové fáze

Délka kroku

Délka kroku byla v průměru o 1,7 cm větší u barefoot skupiny ve srovnání se skupinou chodící v běžné obuvi (tabulka 5, obrázek 18). Rozdíl však také nebyl statisticky významný. Z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny malý.

Tabulka 5. Délka kroku

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Délka kroku [cm]	58,5	6,5	56,8	6,4	0,603	0,12



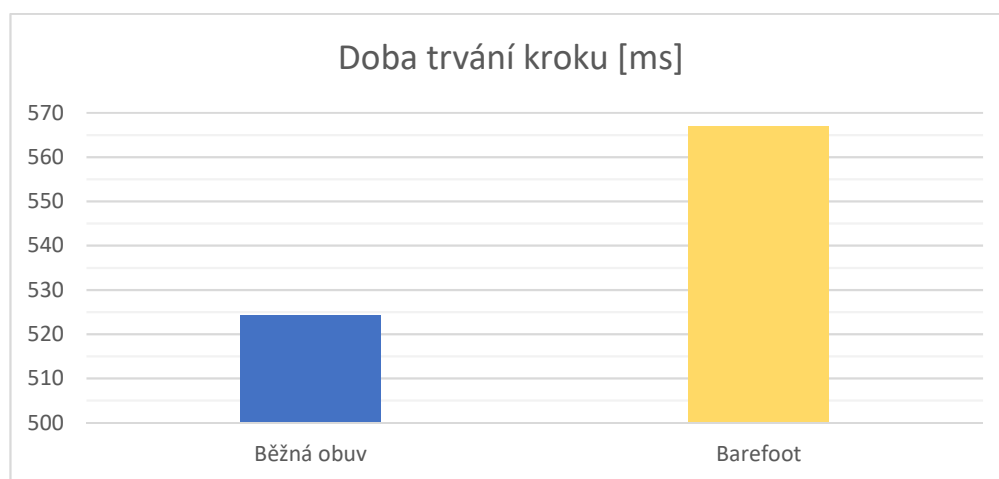
Obrázek 18. Průměry délky kroku

Doba trvání kroku

Rozdíl mezi trváním jednoho kroku byl 42,7 ms (tabulka 6, obrázek 19). V průměru delší krok, co se doby trvání týče, měla barefoot skupina. Tento rozdíl byl statisticky významný, z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny velký.

Tabulka 6. Doba trvání kroku

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Doba trvání kroku [ms]	524,3	27,7	567,0	36,7	0,012	0,54



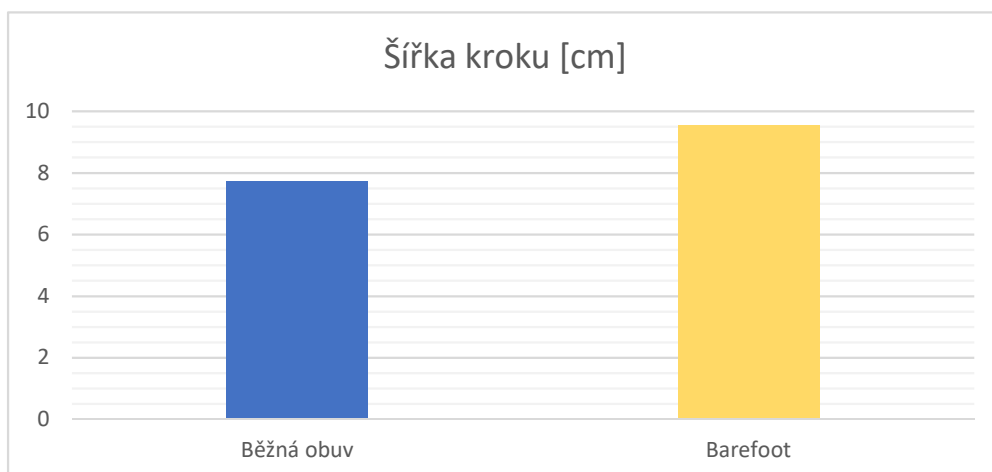
Obrázek 19. Průměry doby trvání kroku

Šířka kroku

Širší krok v průměru o 1,9 cm byl zjištěn u barefoot skupiny ve srovnání se skupinou chodící v běžné obuvi (tabulka 7, obrázek 20). Rozdíl nebyl statisticky významný, avšak z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny střední.

Tabulka 7. Šířka kroku

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Šířka kroku [cm]	7,7	2,6	9,6	2,2	0,112	0,36



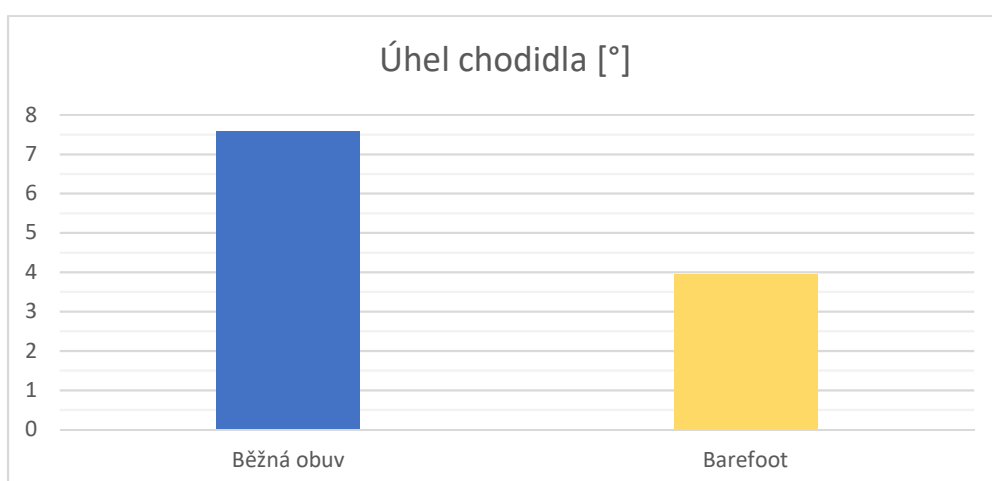
Obrázek 20. Průměry šířky kroku

Úhel chodidla

Mezi průměrnými hodnotami skupin u úhlu chodidla byl zjištěn rozdíl 3,7° (tabulka 8, obrázek 21). Vyšších hodnot dosahoval skupina chodící v běžné obuvi. Rozdíl byl statisticky významný, z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny velký.

Tabulka 8. Úhel chodidla

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Úhel chodidla [°]	7,6	3,1	3,9	1,5	0,010	0,55



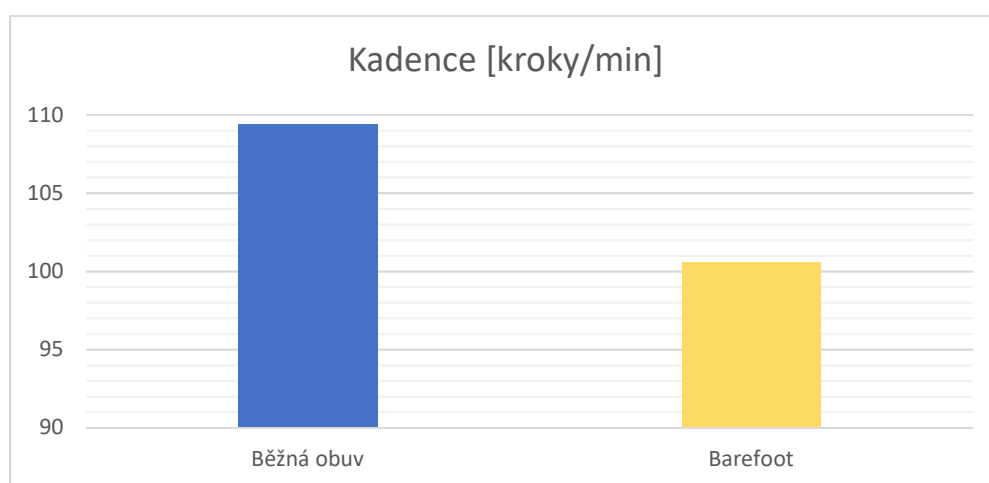
Obrázek 21. Průměry úhlu chodidla

Kadence

Kadence byla v průměru o 8,8 kroků/min vyšší u skupiny běžné obuvi (tabulka 9, obrázek 22). Rozdíl byl statisticky významný, z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny velký.

Tabulka 9. Kadence

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Kadence [kroky/min]	109,4	5,7	100,6	6,8	0,010	0,55



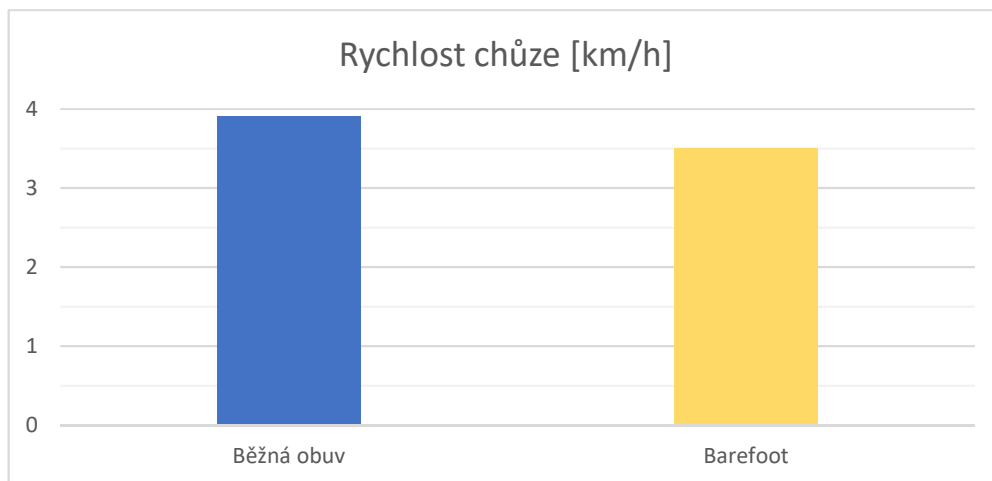
Obrázek 22. Průměry kadence

Rychlost chůze

Rychlost chůze byla v průměru vyšší u skupiny běžné obuvi, a to o 0,4 km/h (tabulka 10, obrázek 23). Tento rozdíl nebyl statisticky významný. Hodnocení věcné významnosti ukázalo střední efekt.

Tabulka 10. Rychlost chůze

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Rychlost chůze [km/h]	3,9	0,5	3,5	0,5	0,112	0,38



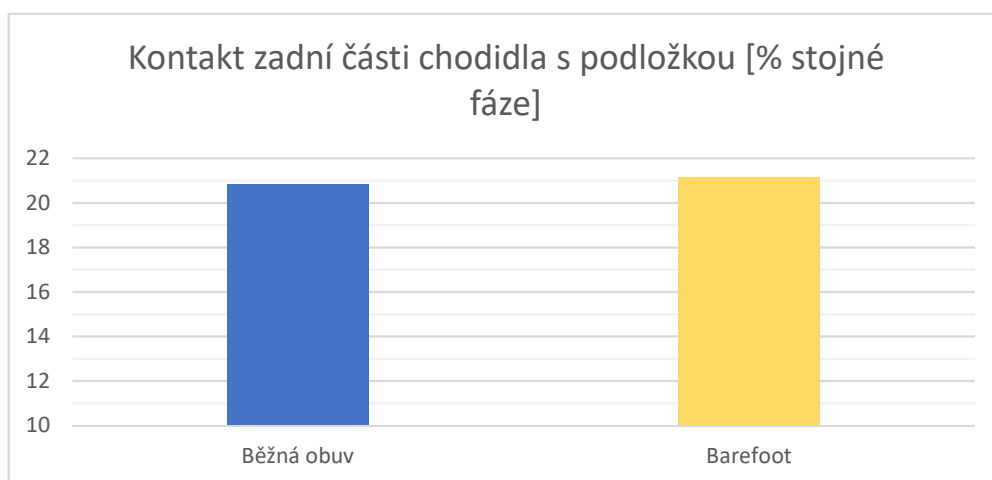
Obrázek 23. Průměry rychlosti chůze

Doba kontaktu zadní části chodidla s podložkou

Doba kontaktu zadní části chodidla s podložkou byla mírně vyšší u barefoot skupiny (o 0,4 % stejné fáze) (tabulka 11, obrázek 24). Rozdíl nebyl statisticky významný, z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny malý.

Tabulka 11. Doba kontaktu zadní části chodidla s podložkou

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Kontakt zadní části nohy s podložkou [% stejné fáze]	20,8	1,5	21,2	1,8	0,503	0,15



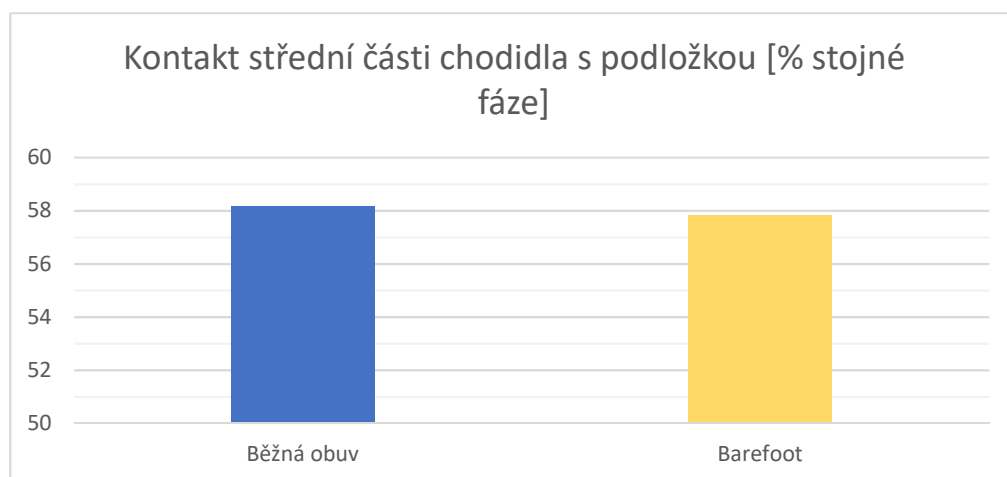
Obrázek 24. Průměry doby kontaktu zadní části chodidla s podložkou

Doba kontaktu střední části chodidla s podložkou

U kontaktu střední části chodidla byla průměrná doba větší o 0,4 % stojné fáze u skupiny chodící v běžné obuvi (tabulka 12, obrázek 25). Rozdíl opět nebyl statisticky významný rozdíl. Z hlediska věcné významnosti byl efekt skupiny malý.

Tabulka 12. Doba kontaktu střední části chodidla s podložkou

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Kontakt střední části nohy s podložkou [% stojné fáze]	58,2	2,8	57,8	3,3	0,552	0,13



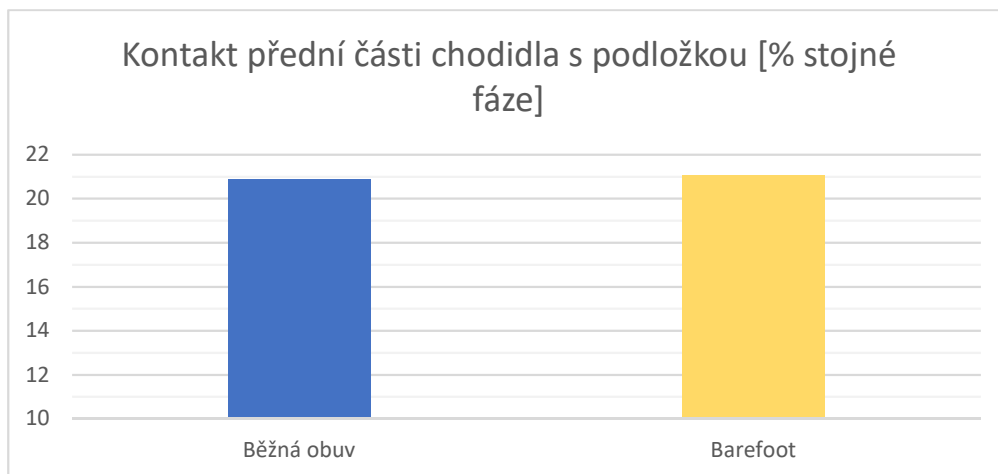
Obrázek 25. Průměry doby kontaktu střední části chodidla s podložkou

Doba kontaktu přední části chodidla s podložkou

U přední části chodidla byl rozdíl mezi skupinami pouze 0,2 % stojné fáze (tabulka 13, obrázek 26). Mírně delší bylo trvání této fáze u barefoot skupiny. Rozdíl nebyl statisticky ani věcně významný.

Tabulka 13. Doba kontaktu střední části chodidla s podložkou

Parametr	Běžná		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Kontakt přední části nohy s podložkou [% stojné fáze]	20,9	1,4	21,1	1,6	0,656	0,09



Obrázek 26. Průměry doby kontaktu přední části chodidla s podložkou

Tabulka 14. Souhrnná tabulka naměřených hodnot

Parametr	Normal		Barefoot		Významnost	
	Průměr	SD	Průměr	SD	p	r
Stance [%cycle]	63,3	1,1	63,4	1,3	0,766	0,06
Single sup. [%cycle]	37,5	1,2	37,3	1,3	0,603	0,11
Double sup. [%cycle]	13,1	1,2	13,4	1,3	0,503	0,16
Step length [cm]	58,5	6,5	56,8	6,4	0,603	0,12
Step time [ms]	524,3	27,7	567,0	36,7	0,012	0,54
Track width [cm]	7,7	2,6	9,6	2,2	0,112	0,36
Foot rotation[°]	7,6	3,1	3,9	1,5	0,010	0,55
Cadence [steps/min]	109,4	5,7	100,6	6,8	0,010	0,55
Speed [km/h]	3,9	0,5	3,5	0,5	0,112	0,38
Rear foot [%stance]	20,8	1,5	21,2	1,8	0,503	0,15
Midfoot [%stance]	58,2	2,8	57,8	3,3	0,552	0,13
Forefoot [%stance]	20,9	1,4	21,1	1,6	0,656	0,09

Statisticky významné rozdíly a velký efekt skupiny byly zjištěny u tří z dvanácti parametrů. U rozdílů dvou dalších parametrů byl zjištěn střední efekt skupiny, rozdíly skupin u zbylých parametrů se neukázaly být statisticky ani věcně významné.

6. Diskuse

V rámci výzkumu jsme si stanovili jednu hypotézu ve znění: bosá chůze u osob pravidelně chodících v běžné obuvi a osob pravidelně chodících v barefoot obuvi se významně neliší. Pro testování této hypotézy bylo zvoleno 12 parametrů a kritériem pro její zamítnutí byl výskyt významných statistických rozdílů mezi skupinami u alespoň tří z nich.

Podmínka nejméně tří parametrů se statisticky významnými rozdíly byla splněna, proto nulovou hypotézu zamítáme/ potvrzujeme hypotézu alternativní ve znění: bosá chůze u osob pravidelně chodících v běžné obuvi a osob pravidelně chodících v barefoot obuvi se významně liší.

Pro skupinu osob chodících v barefoot obuvi byla naměřena v průměru větší doba trvání kroku, menší úhel chodidla a nižší kadence.

U doby trvání kroku byly průměry skupin 567 ms ($\pm 36,7$) barefoot a 524,3 ms ($\pm 27,7$) běžná obuv. U barefoot skupiny byla tedy doba trvání kroku delší. Data můžeme srovnat například se studií autorů Broscheid & Zech (2016), kde byla doba trvání kroku u bosé chůze 559 ms (± 55). Studie Blanca, Balmera, Landise & Vingerhoetse (1999) pak uvádí pouze průměrnou dobu trvání celého chůzového cyklu, dobu trvání kroku si však můžeme alespoň odvodit vydělením tohoto času dvěma. Hodnoty by pak byly průměrně 549 ms u mužů a 515,9 u žen. Hodnoty z obou studií u osob zvyklých chodit v běžné obuvi jsou všechny nižší než průměr naměřený pro barefoot skupinu.

Druhým z parametrů, kde jsme našli významný rozdíl byl úhel chodidla. Ten vyšel $7,6^\circ$ ($\pm 3,1$) u osob chodících dlouhodobě v běžné obuvi a $3,9^\circ$ ($\pm 1,5$) u barefoot skupiny. Úhel byl tedy v průměru menší u skupiny chodící v barefoot obuvi. Výsledky v běžné obuvi jsou velmi podobné dalším studiím, jako například Voss et al. (2020), který u věkové skupiny 22-30 let uvádí průměr 6.24° (± 5.28). Perry (1992) uvádí 7° . Hodnoty naměřené u barefoot skupiny jsou nižší ve srovnání s oběma těmito studiemi.

Třetím parametrem, kde jsme našli významný rozdíl mezi skupinami byla kadence. Hodnoty pro běžnou obuv byly 109,4 kroků/min ($\pm 5,7$), pro barefoot skupinu pak 100,6 kroků/min ($\pm 6,8$). Voss et al. (2020) uvádí průměrnou kadenci u věkové skupiny 22-30 let 114.84 kroků/min (± 9.78). Broscheid & Zech (2016) uvádí 108.5 kroků/min (± 10.7). Blanc, Balmer, Landis & Vingerhoets (1999) uvádí kadenci v chůzových cyklech za minutu, počty kroků však můžeme získat vynásobením dvěma. V tom případě by to bylo pro věk ≤ 30 let 109,6 kroků/min u mužů a 116,8 kroků/min u žen. Data skupiny chodící v běžné obuvi jsou tedy opět podobná datům z jiných studií.

Zároveň je také stále zachován rozdíl mezi daty těchto studií a barefoot skupinou, kdy kadence barefoot skupiny je v porovnání s nimi nižší.

Mezi trváním kroku a kadencí je zřejmá určitá souvislost. Čím déle bude trvat provedení jednoho kroku, tím méně jich stihneme udělat za jednu minutu, tedy budeme mít menší kadenci.

Dle našich znalostí nebyly dosud provedeny studie zabývající se dlouhodobým vlivem barefoot obuvi na chůzový cyklus při běžné chůzi. Data tedy nemáme s čím přesně srovnat. Většina studií se zabývá dlouhodobým vlivem barefoot obuvi na běh (Fuller et al., 2015; Fuller et al., 2017; Fuller et al., 2019). Studie, které se zabývaly dlouhodobým vlivem na chůzi (Curtis, Willems, Paoletti & D'Août, 2021; Quinlan, Sinclair, Hunt & Yan, 2022) byly zaměřeny na sílu prstů a rovnováhu. V obou případech však studie nebyly zaměřeny na osoby zvyklé chodit dlouhodobě v barefoot obuvi, ale jednalo se o intervenční studie, kdy byla obuv testovaným zapůjčena na 6 (Curtis, Willems, Paoletti & D'Août, 2021) a 9 (Quinlan, Sinclair, Hunt & Yan, 2022) měsíců.

Nutno však také zmínit, že měření pro tuto práci mohlo ovlivnit několik faktorů. Při měření nebyla stanovena jednotná rychlost chůze pro všechny účastníky. Každému účastníkovi byla dána možnost nastavení rychlosti dle jeho vlastních preferencí, na základě pocitu přirozenosti pohybu. Rozdíl se pak objevil i mezi skupinami, i když ne statisticky významný. Průměrná rychlost chůze byla u skupiny chodící v běžné obuvi vyšší o 0,4 km/h. Rozdílná rychlost chůze může ovlivnit některé parametry, jako například dobu trvání kroku nebo kadenci. Dalším faktorem, který mohl mít vliv na výsledky, jsou charakteristiky výzkumných skupin, jako věk, tělesná výška a hmotnost. Pro získání co nejvíce přesných výsledků bychom museli ve výzkumném souboru mít osoby stejné výšky (ovlivňující délku končetiny), hmotnosti i pohlaví. Avšak mezi skupinami účastníků tohoto výzkumu nebyly v těchto parametrech zjištěny statisticky významné rozdíly. Faktorem, který mohl mít vliv na provedení chůze u všech účastníků je využití pohyblivého pásu. Chůze na takovém páse, ve spojení s nervozitou z nezvyklého prostředí laboratoře, není člověku přirozené a může vypadat jinak než chůze na pevném povrchu. Tento faktor nemusel mít vliv na výsledky získané porovnáním jednotlivých parametrů, jelikož měli všichni účastníci stejné podmínky. Mohl však mít vliv na samotná data, a tedy výsledky studie nemusí plně odpovídat reálné chůzi v přirozeném prostředí. Pro dosažení spolehlivější analýzy rozdílů by bylo také zapotřebí většího počtu účastníků, především ve skupině pravidelně chodící v barefoot obuvi.

Pro získání ucelenější představy o rozdílech v bosé chůzi osob pravidelně chodících v barefoot a běžné obuvi by bylo vhodné analyzovat také další parametry chůze, kterými se diplomová práce nezabývá. Přínosná by byla analýza kinematická (změny úhlů v hlavních kloubech dolní končetiny) i dynamická (reakční síla podložky a rozložení tlaku na kontaktu chodidla s podložkou).

7. Závěry

Na základě výsledků naší studie jsme stanovili následující závěry. Chůze osob dlouhodobě chodících v barefoot obuvi se významně liší od chůze osob dlouhodobě chodících v běžné obuvi.

Hlavní rozdíl mezi skupinami je charakterizován nižší kadencí a delším trváním kroku u osob chodících v barefoot obuvi. Další významný rozdíl mezi skupinami byl zjištěn v úhlu chodidla. Osoby chodící v barefoot obuvi mají osu chodidla více rovnoběžnou se směrem pohybu.

Stanovená nulová hypotéza ve znění „Bosá chůze u osob pravidelně chodících v běžné obuvi a osob pravidelně chodících v barefoot obuvi se významně neliší.“ byla tedy na základě získaných výsledků zamítnuta.

Pro získání ucelenější představy o rozdílech v bosé chůzi osob pravidelně chodících v barefoot a běžné obuvi by bylo vhodné analyzovat také další parametry chůze, kterými se diplomová práce nezabývá. Přínosná by byla analýza kinematická (změny úhlů v hlavních kloubech dolní končetiny) i dynamická (reakční síla podložky a rozložení tlaku na kontaktu chodidla s podložkou).

8. Souhrn

Diplomová práce se zabývala porovnáním chůze osob pravidelně chodících v barefoot a běžné obuvi. Porovnávána byla bosá chůze obou skupin.

V teoretické části práce jsme se zaměřili na objasnění pojmu chůze a její základní jednotky – chůzový cyklus. Popsali jsme kinematiku dolních končetin při chůzi a způsoby analýzy chůze. Dále jsme rozebrali specifika bosé chůze, vliv obuvi na chůzi a chodidlo a nakonec jsme charakterizovali barefoot obuv a také její vliv na chůzi a chodidlo.

V praktické části jsme se zabývali popisem metodiky výzkumu pro tuto diplomovou práci, konkrétně tedy výzkumným souborem, metodou sběru a analýzy dat a také přístrojovým vybavením. Následně jsme popsali dosažené výsledky a interpretovali především jejich vliv ve vztahu k hypotéze. Pro vyvrácení hypotézy byla stanovena podmínka existence statisticky významných rozdílů u alespoň tří z dvanácti měřených parametrů chůze. Na základě získaných výsledků jsme zamítli nulovou hypotézu, a tím tedy potvrdili skutečnost, že bosá chůze u osob dlouhodobě zvyklých chodit v běžné obuvi se liší od chůze osob zvyklých chodit v barefoot obuvi.

Práci považujeme za přínosnou pro oblast zkoumání vlivu nošení barefoot obuvi na chůzi člověka, kde zatím nebylo publikováno dostatek vědeckých studií.

9. Summary

The diploma thesis dealt with the comparison of walking in people regularly walking in minimalist and common footwear. The comparison of gait of both groups while barefoot was carried out.

In the theoretical part of the thesis we focused on clarification of the term gait, its basic unit – gait cycle. We provided a description of the kinematics of the lower limbs during walking and methods of gait analysis. We also discussed the specifics of barefoot walk, the effects of footwear on gait and foot and last we characterized minimalist footwear and its effects on gait and foot.

In the practical part, we described the research of this diploma thesis, specifically the research file, the method of data collection and analysis, as well as the used equipment. Later on we described the results and interpreted their impact in relation to the hypothesis. To disprove the hypothesis, the condition of the existence of statistically significant differences in at least three of the twelve measured gait parameters was determined. Based on the acquired results, we disproved the hypothesis, and thus confirmed the existence of differences in barefoot walk in people regularly walking in minimalist and common footwear.

We consider the thesis to be a contribution to the field of gait research in minimalist footwear, which does not have many scientific results yet.

10. Referenční seznam

- Batra, V., Batra, M., Pandey, R. M., Sharma, V., Agarwal, G. G., & Sharma, V. P. (2014). Normal plantar weight distribution pattern and its variations with change of functional position and its comparison with patients of knee osteoarthritis. *Internet Journal of Medical Update*, 9(2).
- Blanc, Y., Balmer, C., Landis, T., & Vingerhoets, F. (1999). Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults. *Gait and Posture*, 10, 97–108.
- Broscheid, K.-C., & Zech, A. (2016). Influence of Barefoot, Minimalist, and Standard Footwear Conditions on Gait and Balance in Healthy Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 64(2), 435–437.
- Cudejko, T., Gardiner, J., Akpan, A., & D'Août, K. (2020). Minimal footwear improves stability and physical function in middle-aged and older people compared to conventional shoes. *Clinical Biomechanics*, 71, 139–145.
- Curtis, R., Willems, C., Paoletti, P., & D'Août, K. (2021). Daily activity in minimal footwear increases foot strength. *Scientific Reports*, 2021.
- D'Août, K., Pataky, T. C., de Clercq, D., & Aerts, P. (2009). The effects of habitual footwear use: Foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*, 1(2), 81–94.
- Earls, J. (2021). *Zrození k chůzi: proč a jak chodíme po dvou*. Praha: Grada Publishing, a.s.
- Foot & Gait Analysis: DIERS pedogait (n. d.). Retrieved 20. 4. 2022 from the World Wide Web: <https://diers.eu/en/products/foot-analysis/diers-pedogait/>
- Franklin, S., Grey, M. J., Heneghan, N., Bowen, L., & Li, F. X. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait and Posture*, 42(3), 230–239.
- Fuller, J. T., Thewlis, D., Tsiros, M. D., Brown, N. A. T., & Buckley, J. D. (2015). The long-term effect of minimalist shoes on running performance and injury: Design of a randomised controlled trial. *BMJ Open*, 5(8).
- Fuller, J. T., Thewlis, D., Tsiros, M. D., Brown, N. A. T., & Buckley, J. D. (2017). Six-week transition to minimalist shoes improves running economy and time-trial performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(12).
- Fuller, J. T., Thewlis, D., Tsiros, M. D., Brown, N. A. T., Hamill, J., & Buckley, J. D. (2019). Longer-term effects of minimalist shoes on running performance, strength and bone density: A 20-week follow-up study. *European Journal of Sport Science*, 19(3), 402–412.
- Haddas, R., & Ju, K. L. (2019). Gait Alteration in Cervical Spondylotic Myelopathy Elucidated by Ground Reaction Forces. *Spine*, 44(1), 25–31.
- Hennig, E. M., & Rosenbaum, D. (1991). Pressure Distribution Patterns under the Feet of Children in Comparison with Adults. *Foot & Ankle*, 11(5), 306–310.

- Hoffmann, P. (1905). Conclusions Drawn from a Comparative Study of the Feet of Barefooted and Shoe-wearing Peoples. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2(3).
- Hollander, K., van der Zwaard, B. C., Heldt, C., & Braumann, K.-M. (2016). Benefits of habitual barefoot locomotion-a systematic review. In Baca et al. (Eds.). *21st Annual Congress of the European College of Sport Science: Book of Abstracts*. (p. 210). Vienna: University of Vienna.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Elsevier.
- KSO EVO Men's (n. d.). Retrieved 3. 4. 2022 from the World Wide Web: https://us.vibram.com/shop/shop-all-products/mens-fivefingers/training-fitness/kso-evo-mens-M07.html?dwvar_M07_color=Black%20%2F%20Red
- Lythgo, N., Wilson, C., & Galea, M. (2009). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait and Posture*, 30(4), 502–506.
- Morio, C., Lake, M. J., Gueguen, N., Rao, G., & Baly, L. (2009). The influence of footwear on foot motion during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 42(13), 2081–2088.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. SLACK Incorporated.
- Petersen, E., Zech, A., & Hamacher, D. (2020). Walking barefoot vs. With minimalist footwear - Influence on gait in younger and older adults. *BMC Geriatrics*, 20(1).
- Pytlová, L. (2020). *Barefoot: žij naboso!: vše o chůzi naboso a v barefoot obuvi*. Praha: Alfreia.
- Qualisys Track Manager 2021.2 (n. d.). Retrieved 3. 4. 2022 from the World Wide Web: <https://www.qualisys.com/my/download/qualisys-track-manager-2021-2/>
- Quinlan, S., Sinclair, P., Hunt, A., & Yan, A. F. (2022). The long-term effects of wearing moderate minimalist shoes on a child's foot strength, muscle structure and balance: A randomised controlled trial. *Gait and Posture*, 92, 371–377.
- Rao, U. B., & Joseph, B. (1992). The influence of footwear on the prevalence of flat foot: A survey of 2300 children. *The journal of bone and joint surgery*, 74(4).
- Rossi, W. A. (1999). Why Shoes Make “Normal” Gait Impossible: How flaws in footwear affect this complex human function. *Podiatry management*.
- Smith, B. S., Burton, B., Johnson, D., Kendrick, S., Meyer, E., & Yuan, W. (2015). Effects of wearing athletic shoes, five-toed shoes, and standing barefoot on balance performance in young adults. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(1).
- Super-spherical markers (n. d.). Retrieved 3. 4. 2022 from the World Wide Web: <https://www.qualisys.com/accessories/markers/super-spherical-markers/>

- Svoboda, Z., Rosický, J., & Janura, M. (2020). *Chůze osob s trastibiální amputací*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Vařeka, I., Janura, M., Lehnert, M., & Vařeková, R. (2012). *Dynamická plantografie. Sofistikovaná Biomechanická Diagnostika Lidského Pohybu*. Retrieved 3. 4. 2022 from the World Wide Web: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>
- Vivobarefoot (n. d.). *Barefoot obuv*. Retrieved 3. 4. 2022 from the World Wide Web: <https://www.vivobarefoot.cz/vivobarefoot/barefoot-obuv-vs-minimalisticka-obuv>
- Vivobarefoot Geo racer knit womens obsidian (n. d.). Retrieved 3. 4. 2022 from the World Wide Web: <https://www.vivobarefoot.cz/produkty/damske/vivobarefoot-geo-racer-knit-womens-obsidian>
- Voss, S., Joyce, J., Biskis, A., Parulekar, M., Armijo, N., Zampieri, C., Tracy, R., Palmer, A. S., Fefferman, M., Ouyang, B., Liu, Y., Berry-Kravis, E., & O'Keefe, J. A. (2020). Normative database of spatiotemporal gait parameters using inertial sensors in typically developing children and young adults. *Gait and Posture*, 80, 206–213.
- Whittle, W. M. (2007). *Gait analysis: an introduction* (4th ed.). Elsevier Ltd.

11. Seznam obrázků

Obrázek 1. Fáze chůzového cyklu (upraveno podle Haddas & Ju, 2019)	10
Obrázek 2. Základní prostorové parametry chůze (upraveno podle Whittle, 2007)	12
Obrázek 3. Qualisys Sport Marker Set (Qualisys Track Manager 2021.2, n. d.)	17
Obrázek 4. Ukázka pasivních markerů firmy Qualisys (Super-spherical markers, n. d.)	18
Obrázek 5. Reakční síla podložky v průběhu chůzového cyklu	19
Obrázek 6. Maximální hodnoty tlaku na jednotlivých částech chodidla při chůzi (Hennig & Rosenbaum, 1991)	20
Obrázek 7. Rozdílná stavba chodidla zvyklého nosit obuv (A) a zvyklého chodit bosé (B) (Hoffmann, 1905)	22
Obrázek 8. Ukázka ohebnosti podrážky obuvi firmy Vivobarefoot (Vivobarefoot Geo racer knit womens obsidian, n. d.)	25
Obrázek 9. Ukázka stavby boty firmy Vivobarefoot (Vivobarefoot Geo racer knit womens obsidian, n. d.)	25
Obrázek 10. Ukázka prstové obuvi Vibram FiveFingers™ (KSO EVO Men's, n. d.)	26
Obrázek 11. Pohyblivý pás DIERS s tlakovou plošinou	31
Obrázek 12. Laboratoř CESA VUT	32
Obrázek 13. Ukázka z výstupního dokumentu – Step parameter	34
Obrázek 14. Ukázka z výstupního dokumentu – Gait cycle parameter, contact – time parameter	34
Obrázek 15. Průměry doby trvání stojné fáze	36
Obrázek 16. Průměry doby trvání jednooporové fáze	37
Obrázek 17. Průměry doby trvání dvouoporové fáze	38
Obrázek 18. Průměry délky kroku	38
Obrázek 19. Průměry doby trvání kroku	39
Obrázek 20. Průměry šířky kroku	40
Obrázek 21. Průměry úhlu chodidla	40
Obrázek 22. Průměry kadence	41
Obrázek 23. Průměry rychlosti chůze	42
Obrázek 24. Průměry doby kontaktu zadní části chodidla s podložkou	42
Obrázek 25. Průměry doby kontaktu střední části chodidla s podložkou	43
Obrázek 26. Průměry doby kontaktu přední části chodidla s podložkou	44

12. Seznam tabulek

Tabulka 1. Porovnání základní charakteristik sledovaných skupin.....	36
Tabulka 2. Doba trvání stojné fáze	36
Tabulka 3. Doba trvání jednooporové fáze	37
Tabulka 4. Doba trvání dvouoporové fáze	37
Tabulka 5. Délka kroku.....	38
Tabulka 6. Doba trvání kroku	39
Tabulka 7. Šířka kroku	39
Tabulka 8. Úhel chodidla	40
Tabulka 9. Kadence	41
Tabulka 10. Rychlost chůze	41
Tabulka 11. Doba kontaktu zadní části chodidla s podložkou	42
Tabulka 12. Doba kontaktu střední části chodidla s podložkou.....	43
Tabulka 13. Doba kontaktu střední části chodidla s podložkou.....	43
Tabulka 14. Souhrnná tabulka naměřených hodnot.....	44

13. Přílohy

Příloha 1: Vyjádření etické komise FTK k projektu Stabilita chůze ve vnějším a vnitřním prostředí.



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 20. 3. 2018 byl projekt výzkumné práce /základního výzkumu

hlavní řešitel: **Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.**
a spoluřešitelé: **Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Assoc. Prof. Nicolas Vuillerme, Ph.D., Mgr. Lucia Bizovská, Mgr. Tomáš Klein**

s názvem **Stabilita chůze ve vnitřním a vnějším prostředí**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **29 / 2018**
dne: **27. 3. 2018.**

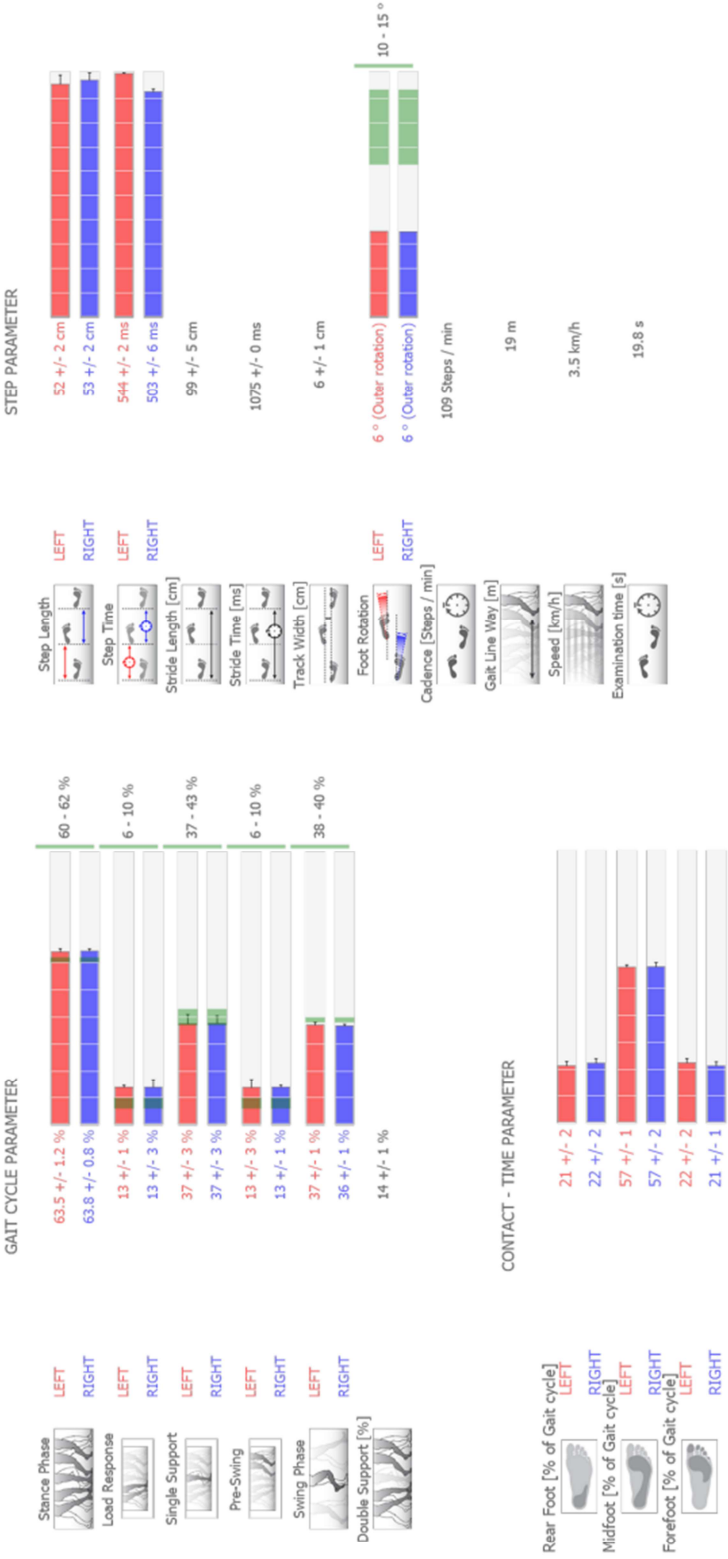
Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

Příloha 2: Strana výstupního dokumentu obsahující analyzované parametry.



GAIT CYCLE PARAMETER

STEP PARAMETER

CONTACT - TIME PARAMETER

■ NORMATIVE VALUES BASE ON PERRY, J. (2003). GANGANALYSE. NORM UND PATHOLOGIE DES GEHENS (1. AUFL.) MÜNCHEN, JENA: URBAN & FISCHER.