

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



VLIV DLOUHODOBÉHO POUŽÍVÁNÍ BAREFOOT OBUVI  
NA ZATÍŽENÍ NOHY PŘI CHŮZI

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Kateřina Diamantová

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví – fyzioterapie

Vedoucí práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2023

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Kateřina Diamantová

**Název práce:** Vliv dlouhodobého používání barefoot obuvi na zatížení nohy při chůzi

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí diplomové práce:** Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2023

**Abstrakt:**

Diplomová práce se zabývá posouzením vlivu dlouhodobého používání minimalistické obuvi na změny časoprostorových parametrů chůze a zatížení nohy. Výzkumu se zúčastnilo 24 probandů (8 mužů, 16 žen) ve věku  $26,1 \pm 5,2$  let. Pro hodnocení kinetických parametrů chůze byly využity dvě silové plošiny (Kistler) synchronizované s kinematickým systémem (Vicon). Sledovanými parametry byla velikost a průběh jednotlivých složek reakční síly podložky, časoprostorové charakteristiky chůze a jejich změny po šestiměsíční intervenci spočívající v pravidelné chůzi v minimalistické obuvi. Signifikantní rozdíly u experimentální skupiny byly nalezeny pouze pro parametr druhého vrcholu vertikální složky reakční síly podložky ( $p = 0,028$ ), kdy došlo k nárůstu velikosti síly u obou dolních končetin, což se potvrdilo i při porovnání s výsledky kontrolní skupiny. Z výsledků vyplývá, že dlouhodobé používání minimalistické obuvi v naší studii mělo vliv na nárůst síly při provedení odrazu.

**Klíčová slova:** barefoot, minimalistická obuv, reakční síla podložky, chůze, kinetika

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Kateřina Diamantová

**Title of the diploma thesis:** The effect of long-term minimalist footwear use on foot loading in walking

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology

**Supervisor:** Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**The year of presentation:** 2023

**Abstract:** The present thesis deals with the effect of long-term use of minimalist footwear on changes in spatiotemporal parameters of gait and foot loading. Twenty-four probands (8 males, 16 females) aged  $26.1 \pm 5.2$  years participated in the study. Two force plates (Kistler) synchronized with a kinematic system (Vicon) were used to assess the kinetic parameters of gait. The analyzed parameters included the magnitude and course of the different components of ground reaction force, the spatiotemporal characteristics of gait and their changes after a six-month long intervention consisting of regular walking in minimalist footwear. Significant differences in the experimental group were found only for the parameter of the second peak of the vertical ground reaction force ( $p = 0.028$ ), with an increase in force in both lower limbs, which was confirmed when compared with the results of the control group. The results of the present study indicate that the long-term use of minimalist footwear led to an increase in push off force.

**Keywords:** barefoot, minimalist footwear, ground reaction force, gait, kinetic

I agree with the thesis being lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem zpracovala tuto diplomovou práci samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 4. 2023

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za ochotu, odborné vedení, konzultace a připomínky, které mi pomohly při realizaci této diplomové práce. Děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat a Mgr. Lence Murínové za realizaci měření a poskytnutí cenných rad při tvorbě práce. Na závěr patří velké poděkováním mým nejbližším za trpělivost a podporu po celou dobu mého studia.

## OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1	Noha.....	10
2.1.1	Funkční anatomie nohy .....	10
2.1.1.1	Kosti nohy .....	11
2.1.1.2	Kloubní spojení nohy .....	13
2.1.1.3	Klenba nožní .....	15
2.2	Chůze .....	18
2.2.1	Chůzový cyklus .....	18
2.2.2	Kinematika dolní končetiny a pánve při chůzi .....	24
2.2.3	Změny polohy a pohybu těžiště těla v průběhu chůze .....	28
2.2.4	Dynamická analýza chůze .....	29
2.3	Minimalistická obuv .....	33
2.3.1	Historie obouvání .....	33
2.3.2	Vliv obuvi na antropometrii a biomechanické parametry nohy .....	33
2.3.3	Charakteristika minimalistické obuvi.....	35
2.3.4	Dosavadní poznatky o vlivu minimalistické obuvi .....	36
2.3.5	Rizika používání minimalistické obuvi.....	40
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	42
3.1	Hlavní cíl.....	42
3.2	Dílčí cíle.....	42
3.3	Výzkumné otázky .....	42
4	METODIKA PRÁCE.....	43
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	43
4.2	Použitá přístrojová technika a vybavení .....	44

4.3	Průběh měření a základní zpracování dat .....	46
4.4	Základní a statistické zpracování dat .....	49
5	VÝSLEDKY .....	50
5.1	Časoprostorové parametry .....	50
5.2	Silové parametry .....	51
5.3	Časové parametry průběhu sil.....	53
5.4	Komentář k výzkumné otázce $V_1$ .....	55
5.5	Komentář k výzkumné otázce $V_2$ .....	55
6	DISKUZE .....	56
7	ZÁVĚR.....	61
8	SOUHRN .....	62
9	SUMMARY .....	64
10	REFERENČNÍ SEZNAM .....	66
11	PŘÍLOHY .....	75

## SEZNAM ZKRATEK

apGRF	anteroposteriorní složka vektoru reakční síly podložky
art.	articulatio
artt.	articulationes
cm	centimetr
CoM	center of mass (těžiště těla)
CoP	center of pressure
g	gram
GC	gait cycle
IC	initial contact
IS	initial swing
kg	kilogram
lat.	lateralis
LR	loading response
m.	musculus
m/s	metr za sekundu
min	minuta
med.	medialis
mlGRF	mediolaterální složka vektoru reakční síly podložky
MSt	midstance
MSw	midswing
mm	milimetr
oz	unce
PS	preswing
resp.	respektive
RFS	rear-foot strike
TSt	terminal stance
TSw	terminal swing
UP	Univerzita Palackého
vGRF	vertikální složka vektoru reakční síly podložky



# 1 ÚVOD

V moderní společnosti v posledních několika letech zaznamenáváme tendenci navracet se k přirozenému způsobu pohybu a životnímu stylu. Tento trend můžeme pozorovat také v oblasti obouvání a chůze. Čím dál častěji se do odborné i laické diskuze dostává chůze naboso a chůze v tzv. minimalistické obuvi, která se stala alternativou bosé chůze v prostředí měst. Velmi populární je nejenom u běžných uživatelů, ale také u běžců či vrcholových sportovců. Důvodů pro výběr tohoto typu obuvi můžeme najít několik. Část uživatelů se jejím používáním snaží eliminovat deformace a morfologické změny nohou způsobené konvenční, často velmi nevyhovující, obuví. Další využívají předpokládaných benefitů pro posílení svalů nohy či zlepšení rovnováhy. V neposlední řadě je to i udržitelnost materiálů a ekologie výroby, která je ve spojení s minimalismem v obouvání spojována.

Základním účelem obuvi je ochrana před vnějšími vlivy. Minimalistická obuv se dá považovat za určitý kompromis, který zachovává primární účel obuvi, avšak bota je konstruována tak, aby co nejméně ovlivňovala morfologii nohy a biomechaniku chůze (Pytlová, 2020). Rixe, Gallo a Silvis (2012) uvádí, že minimalistická obuv je navržena tak, aby co nejvíce redukovala mechanický a senzorický vliv boty na chodidlo. Mezi základní charakteristiku patří nízká hmotnost, vysoká flexibilita podrážky bez přítomnosti jakéhokoliv tlumícího či podpůrného prvku a nízký drop pod patou (Petersen, Zech, & Hamacher, 2020).

V posledních letech se objevilo množství studií, které se snaží zhodnotit vliv používání minimalistické neboli tzv. „barefoot“ obuvi na morfologii nohy a biomechanické parametry chůze a běhu. Závěry těchto výzkumů jsou ovšem často protichůdné a je zapotřebí získat více vědeckých poznatků, abychom mohli s jistotou stanovit, zda je minimalismus v obouvání přínosem či nikoliv (Davis et al., 2021).

Často diskutovaným tématem v souvislosti s používáním minimalistické obuvi je její vliv na zatížení chodidla. Většina prací, která byla doposud v tomto směru publikována, se zabývá biomechanikou běhu. Odborných zdrojů sledujících vliv na zatížení nohy v průběhu chůzového cyklu je možné dohledat pouze minimum. Právě z těchto důvodů jsme se rozhodli zaměřit tuto práci na zhodnocení vlivu dlouhodobého používání minimalistické obuvi na zatížení nohy při chůzi.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

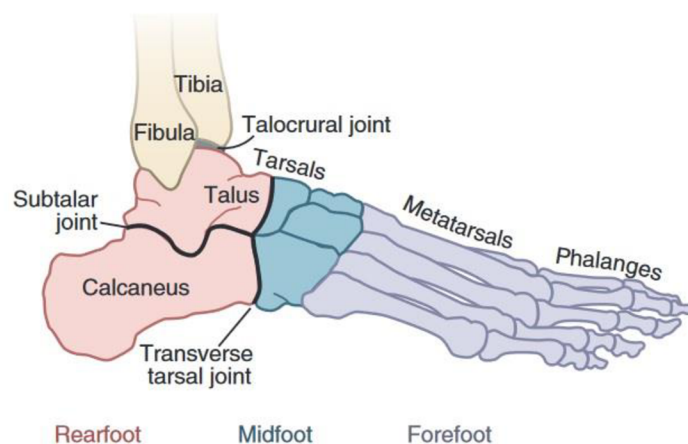
### 2.1 Noha

Noha (pes) je anatomický termín pro všechny kosti a klouby distálně od hlezenního kloubu, respektive všechny anatomické struktury distálně od tibie a fibuly (Kolář, 2009; Neumann, 2017). Jedná se o složitý komplex struktur s mnoha kloubními spojeními a více stupni volnosti, které plní mnoho funkcí a hrají důležitou roli v rámci statické postury i v dynamických činnostech (McKeon, Hertel, Bramble, & Davis, 2015). V jejím základním uspořádání spatřujeme podobnost s rukou, nicméně vzhledem ke změně hlavní funkce, tedy z původního úchopu, který vidíme například u primátů, na funkci opěrnou, došlo k četným anatomickým a funkčním rozdílům, např. zesílení zánártních kostí a omezení jejich pohyblivosti či zkrácení článků prstů (Dylevský, 2009; Chan, 2013).

#### 2.1.1 Funkční anatomie nohy

Noha je jedním z nejsložitějších myoskeletálních komplexů lidského těla skládajícím se z 26 kostí, 33 kloubních spojení a více než 20 svalů. Díky velkému množství struktur zabezpečuje stabilní oporu a zároveň se vyznačuje variabilní poddajností pro řešení různých dynamických podmínek charakterizující motorické aktivity. Pružnost a flexibilita chodidla absorbují nárazy během chůze a pomáhá vyrovnávat nerovnosti mezi styčnou plochou nohy a povrchem. Správné postavení jednotlivých částí nohy je základním předpokladem pro zamezení vzniku chronické bolesti, poranění dolních končetin a napomáhá v řešení situací náročných na rovnováhu (Kendall, Bird, & Azari, 2014; Neumann, 2017; Ridge et al., 2019; Rogati, Leardini, Ortolani, & Caravaggi, 2021).

Z funkčního hlediska můžeme pomocí dvou linií odpovídajících Lisfrankově (art. tarsometatarsalis) a Chopartově (art. tarsi transversa) kloubu rozdělit nohu na tři oddíly: zánoží (zadní oddíl), středonoží (střední oddíl) a předonoží (přední oddíl). K zadní části nohy řadíme dvě tarzální kosti – talus a calcaneus, střední část zahrnuje pět tarzálních kůstek – os cuboideum, os navicularis a tři ossa cuneiformia, a přední část je tvořena metatarzy a články prstců, jak můžeme vidět na Obrázku 1 (Kolář, 2009; Neumann, 2017; Vařeka & Vařeková, 2009).



Obrázek 1. Celková organizace a funkční rozdělení kostí nohy (Neumann, 2017, 596)

Kromě základního rozdělení z pohledu proximodistálního můžeme nohu dělit na mediální a laterální paprsek, kdy k mediálnímu patří talus, os navicularis, ossa cuneiformia, I. až III. metatarz a příslušné prsty. Naopak paprsek laterální zahrnuje calcaneus, os cuboideum, IV. a V. metatarz, opět s příslušnými prsty. Při tomto členění je nutné zmínit, že talus je součástí mediálního paprsku díky fylogeneticky podmíněnému pronatornímu zkrutu. Ten se naplno projevil v distální části nohy, kde se kosti nacházejí vedle sebe, ale proximálně se zastavil a talus tak zůstal v pozici nad patní kostí (Vařeka & Vařeková, 2009).

### 2.1.1.1 Kostí nohy

Nejvíce proximální kostí nohy je *talus* neboli kost hlezenní, která přenáší hmotnost celého těla z tibie a fibuly na zbytek nohy. Rozlišujeme tělo, krk a hlavu kosti, přičemž na dorzální straně těla je anteroposteriorně konvexní a lehce mediolaterálně konkávní kloubní plocha, *trochlea tali*, pro skloubení s bércovými kostmi. Mediální hrana kloubní plochy leží téměř v sagitální rovině, oproti tomu laterální hrana jde více zešíkma, takže je trochlea ventrálně širší. Proto při dorzální flexi dochází k roztlačování vidlice bércových kostí. Hlava talu prominuje dopředu kulovitou kloubní plochou ke skloubení s os naviculare, lehce se stáčí mediálně díky fyziologické varozitě krčku. Na spodní (plantární) ploše jsou tři kloubní plochy pro spojení s calcaneem v subtalárním kloubu, mezi střední a zadní ploškou nacházíme žlábek – *sulcus tali*, ve kterém probíhá vaz spojující talus s calcaneem. S patní kostí je talus spojen ještě v kloubu talokalkaneonavikulárním, pro který se kloubní faseta nachází na spodní straně krčku. (Chan, 2013; Dylevský, 2009; Neumann, 2017; Vařeka & Vařeková, 2009). Kapandji (2019) poukazuje na to, že přestože kolem talu probíhají šlachy deseti svalů, ani jedna se na

něj neupíná. Celý jeho povrch je krytý kloubními plochami a úpony ligament, tudíž je zde velmi špatné cévní zásobení.

Největší z tarzálních kostí je *calcaneus* (patní kost), který můžeme tvarově přirovnat k čtyřbokému hranolu. Vzadu popisujeme *tuber calcanei*, mohutný dozadu konvexní hrbol rozšiřující se směrem dolů, kam se upíná Achillova šlacha. Mediální hrana je naopak silně konkávní s ventromediálním výběžkem *sustentaculum tali*, za kterým probíhá šlacha m. flexor hallucis longus. Na laterální straně vystupuje pouze nepatrný výběžek *processus trochlearis calcanei*, za kterým probíhá šlacha m. peroneus longus. Dorzálně se nacházejí tři kloubní plošky pro spojení s talem, plantární strana je nejužší s drsným povrchem a mnoha výrůstky pro úpony svalů a vazů. Distální konec vybíhá čtyřhrannou kloubní plochu proti os cuboidea.

*Os naviculare* (kost loďkovitá) je na mediální straně středonoží, kde se proximálně stýká konkávní styčnou ploškou s talem, distálně se třemi klínovitými kostmi a laterálně s kostí krychlovou. Na mediální straně promínuje *tuberositas ossis navicularis* palpovatelná asi 2,5 cm distálně pod vnitřním kotníkem.

*Os cuboideum* (kost krychlová) distálně artikuluje s bázemi posledních dvou metatarzů. Proximálně je kloubně spojena s calcaneem. Mediální strana nese oválnou fasetu pro spojení s laterální os cuneiforme a malou fasetu pro skloubení s os navicularis.

*Ossa cuneiformia* (kosti klínovité) *mediale, intermedium et laterale* navazují distálně na mediální tři metatarzy, proximálně se nachází os naviculare, laterální klínovitá kost navíc artikuluje s kostí krychlovou. Střední klínovitá kost je nejmenší, proto se druhý metatarz se zasouvá mezi zbývající klínovité kosti.

Proximální část předonoží tvoří pět dlouhých, dorzálně konvexních nártních kostí – *ossa metatarsalia I-V*. Skládají se z rozšířené báze s téměř plochou kloubní ploškou pro spojení s distální řadou tarzálních kůstek a s bočními ploškami pro vzájemné skloubení sousedících metatarzů. Dále navazuje tělo, na průřezu trojúhelníkovité, jež se distálně zužuje a přechází v hlavičku s konvexní ploškou pro skloubení s příslušným proximálním článkem prstu. Pod hlavicí prvního metatarsu nacházíme dvě sezamské kůstky, které jsou zapuštěny do šlachy m. flexor hallucis brevis.

Stejně jako na ruce je na noze celkem 14 článků prstů (*phalanges digitorum pedis*), kdy palec (*hallux*) má pouze dva články, ostatní prsty jsou tříčlánkové. Každý má proximálně konkávní bázi, tělo a konvexní hlavičku na distálním konci, poslední články vybíhají v drsnatinu pro úpon měkkých tkání (Chan, 2013; Dylevský, 2009; Neumann, 2017; Vařeka & Vařeková, 2009).

### 2.1.1.2 Kloubní spojení nohy

Horní zánártní kloub neboli kloub hlezenní (*art. talocruralis*) je spojení mezi talem (hlavice) a bérčovými kostmi (jamka) charakterizované jako složený kladkový kloub s jedním stupněm volnosti. Jediná osa prochází zhruba hroty mediálního a laterálního kotníku, takže probíhá zdola zezadu z boku nahoru dopředu a dovnitř. Někteří autoři popisují, že průmět této osy do transverzální roviny svírá s frontální rovinou úhel 20–30° a s osou nohy asi 85°, tyto hodnoty jsou však pouze orientační. Přestože bývá často pohyb v tomto kloubu popisován jako prostá flexe v rozmezí 20–30° a extenze (plantární flexe) v rozsahu 30–50° v sagitální rovině, jde ve skutečnosti díky šikmé ose o pohyb daleko složitější, kde jsou pohyby v sagitální rovině doprovázeny lateromediálními pohyby předonoží (addukce či abdukce) a supinací či pronací (Dylevský, 2009; Kapandji, 2019; Kolář, 2009; Neumann, 2017; Vařeka & Vařeková, 2009).

Kloub dolní zánártní umožňuje šikmé naklánění nohy vůči talu a rozdělujeme jej na 2 části: zadní oddíl – subtalární kloub (*art. talocalcanea*) a přední oddíl, který je dále rozdělen na mediální (*art. talocalcaneonavicularis*) a laterální část (*art. calcaneocuboidea*). Subtalární kloub je funkční spojení mezi zadní kloubní ploškou talu a odpovídající ploškou na patní kosti. Jedná se o válcový kloub se samostatným kloubním pouzdem, jehož osa je opět postavena šikmo – tentokrát zezadu zdola z boku dopředu nahoru mediálně. Díky orientaci osy mají pohyby v subtalárním kloubu za následek především rotaci zánoží, tedy supinaci a pronaci. Zároveň dochází také k addukci a abdukci v transverzální rovině, se kterou osa pohybu také svírá určitý úhel. Složitý mechanismus lze zjednodušit na modelu pantu, který se nachází mezi talem a patní kostí a spojuje ramena ležící v přibližně na sebe kolmých rovinách. Tento model znázorňuje situaci, kdy rotace jednoho ramene kolem dlouhé osy způsobí rotaci druhého ramene kolem jeho dlouhé osy. Pokud tedy tibie při zatížení nohy přenesou vnitřní rotaci na talus, vyvolá to skrze subtalární kloub pronaci patní kosti, naopak rotace zevní způsobí stejným mechanismem supinaci (Dylevský, 2009; Kolář, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009).

Další funkční jednotkou nohy, která úzce souvisí s pohyby v subtalárním skloubení, je transverzotarzální kloub (*art. tarsi transversa*) neboli Chopartův kloub, který tvoří většinu předního oddílu dolního zánártního kloubu. V transverzální rovině má kloubní linie tvar písmene S, s konvexitou distálně na mediální straně a proximálně na straně laterální. Rotační pohyby v kloubu bývají popisovány podle dvou os společných pro obě dvě jeho části –

longitudinální a šikmé. Longitudinální osa je téměř shodná s přímou předožadní osou, respektive se blíží průběhu osy subtalárního kloubu, a umožňuje tak především supinaci a pronaci. Naproti tomu šikmá osa je orientovaná vertikálněji a má mediolaterální sklon, čímž připomíná osu hlezenního kloubu, a umožňuje tak pohyb do dorzální flexe s abdukci a do flexe plantární společně s addukci. Velký rozsah pohybů v sagitální rovině umožňuje kompenzovat omezení pohybů v hlezenním kloubu, a proto je transverzotarzální skloubení označováno jako sekundární hlezenní kloub (Neumann, 2017; Vařeka & Vařeková, 2009). Kapandji (2019) popisuje navíc společnou osu pohybů dolního zánártního kloubu jako tzv. Henkeho osu s jedním stupněm volnosti, kolem které je možný pohyb do pronace a supinace.

Pohyb zánártních kloubů je velmi komplexní a oba dva klouby se ve svých funkcích doplňují, takže společně vytvářejí komplex zadní části nohy umožňující pohyb ve třech rovinách – subtalární kloub umožňuje rotace kolem dlouhé osy (pronace a supinace), hlezenní kloub maximální rozsah pohybu v sagitální rovině (dorzální a plantární flexe) společně s abdukci a addukci díky šikmému průběhu osy pohybu (Vařeka & Vařeková, 2009). Tato situace bývá vysvětlována na modelu univerzálního homokinetického kloubu, který je tvořen kloubem hlezenním, subtalárním a transverzotarzálním. Mechanicky si jej můžeme představit jako dvě vidlice spojené dvěma navzájem kolmými osami, které umožňují vzájemnou rotaci vidlic v jakémkoliv úhlu. Nicméně vzhledem k tomu, že ale osy komplexu zadní části nohy nejsou vzájemně kolmé, dochází při omezení rozsahu pohybu v jednom kloubu kompenzačně ke zvětšení rozsahu pohybu v druhém kloubu, takže tvoří heterokinetický univerzální kloub (Kapandji, 2019; Vařeka & Vařeková, 2009).

Tarzometatarzální klouby (*artt. tarsometatarsales*), které tvoří společně tzv. *Lisfrankův kloub*, jsou spojení bází metatarsů s distální plochou os cuboideum a ossa cuneiformia. Vzhledem ke tvaru kloubních ploch a silného vazivového aparátu dochází v těchto kloubech pouze k malým pohybům. Díky zaklíněné pozici báze druhého metatarzu mezi mediální a laterální kost klínovitou je nejméně pohyblivý druhý a třetí paprsek. To vytváří prvek podélné stability celého chodidla užitečný při konečné stojné fázi, kdy se přední část chodidla připravuje na dynamický odraz. Nejpohyblivější je naopak první paprsek, kde během počáteční a střední stojné fáze dochází k dorzální flexi asi 5° (Neumann, 2017; Vařeka & Vařeková, 2009).

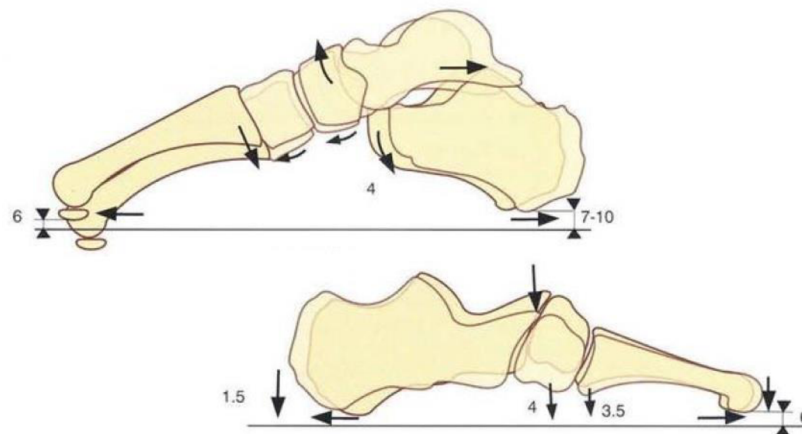
### 2.1.1.3 Klenba nožní

Kosti nohy neleží v horizontální rovině, ale díky dříve zmíněnému pronatornímu zkrutu je střed nohy zvednutý v klenbu tvořenou třemi hlavními oblouky – zevním, vnitřním a příčným obloukem. Tyto oblouky nožní klenbu ohraničují a sbíhají se do tří opěrných bodů (pilířů) pro kontakt s podložkou, kterými jsou hrbol patní kosti a hlavičky I. a V. metatarzu. Podélné klenutí se nachází mezi mediálním a laterálním obloukem, mezi nimi pak popisujeme řadu dalších oblouků. Nejvyšší a současně i nejdelší je oblouk mediální, který s podložkou svírá největší úhel, směrem zevně se pak oblouky snižují až k laterálnímu oblouku. Vnitřní oblouk je tvořen pěti kostmi: I. metatarz, os cuneiforme mediale, os naviculare, talus a calcaneus. Ze statického hlediska plní funkci klenáku (vrchol klenutí) os naviculare, která je 15–18 mm nad podložkou. Zevní oblouk je nejnižší a nejkratší a je tvořen pouze třemi kostmi: V. metatarz, os cuboideum a calcaneus. Zde je ve vrcholu oblouku fyziologicky asi 3–5 mm nad podložkou štěrbina art. calcaneocuboideum. V ideálním případě se podložky dotýkají pouze pilíře (viz výše) a zbytek kostí je nad podložkou, podložky se tak fyziologicky dotýkají pouze měkké tkáně nohy.

Příčné klenutí je tvořeno řadou příčných oblouků téměř po celé délce nohy. Tyto oblouky jsou různě tvarované dle anatomie nohy. Přední oblouk se nachází v úrovni hlaviček metatarzů, které se dotýkají podložky pouze hlavičkou I. a V. metatarzu (u I. metatarzu skrze sezamské kůstky). Přední část příčného klenutí je relativně plochá a vyplněná měkkými tkáněmi, které spočívají na podložce. Střední oblouk je tvořen čtyřmi kostmi a popisujeme jej v úrovni klínovitých kostí, kdy v kontaktu s podložkou je pouze laterální část os cuboideum. Zadní oblouk pak zahrnuje pouze os naviculare a os cuboideum (Dylevský, 2009; Chan, 2013; Kapandji, 2019; Vařeka & Vařeková, 2009).

Hmotnost lidského těla je přenášena přes dolní končetinu na trochleu tali, odkud je rozložena do tří opěrných bodů nohy. V případě zjednodušeného modelu, kdy je talus zatížen 6 kg, rozprostře se hmotnost následovně: 1 kg je rozložen na hlavičku V. metatarzu, 2 kg na hlavičku I. metatarzu a 3 kg na hrbol patní kosti. Během zatížení dochází k oploštění a prodloužení nožní klenby díky vzájemnému posunu jednotlivých segmentů. V rámci mediálního oblouku klesá distální část patní kosti a báze I. metatarzu k podložce, díky tomu se talus posouvá dorzolaterálně po klesající patní kosti, os naviculare se posouvá nahoru po talu a celkově klesá, sezamské kůstky pod palcovým metatarzem se pomalu posouvají vpřed. V případě laterálního oblouku dochází opět k poklesu patní kosti, taktéž os cuboideum a báze

V. metatarzu klesají, hlavička malíkového metatarzu se tak posouvá vpřed. Změny obou krajních longitudinálních klenutí jsou znázorněny na Obrázku 2 a to včetně metrických údajů v mm o posunu jednotlivých kostí. (Kapandji, 2019; Vařeka & Vařeková, 2009). Přední oblouk příčného klenutí se oplošťuje stejně jako podélná klenutí, rozšiřuje se oboustranně od paprsku druhého metatarzu, který tvoří osu nohy. Během *heel-off* fáze krokového cyklu (popsáno dále) zakřivení dokonce zcela mizí a hlavičky všech metatarzů se vlivem působícího tlaku dotýkají podložky. Příčné klenutí se oplošťuje taktéž v úrovni ossa cuneiformia a os naviculare. Navíc hlavička talu vybočuje mediálně asi o 2–6 mm, přední část patní kosti se natáčí stejným směrem zhruba o 2–4 mm. To způsobuje zkrut v transverzotarzálním kloubu, kdy osa předonoží je posunuta laterálně a probíhá zde tedy pohyb do flexe, abdukce a supinace. Osa zánoží je posunuta mediálně s pohybem do addukce s pronací a mírnou extenzí (Kapandji, 2019).



Obrázek 2. Grafické znázornění změn mediálního (nahore) a laterálního (dole) klenutí nohy při zatížení (Kapandji, 2019, 243)

Kloubní spojení podélné klenby nohy umožňují potřebný pohyb a zároveň poskytují nezbytnou stabilitu celé nohy. Přestože každá kost může odolávat tlakovému, ohybovému a torznímu zatížení samostatně, pro celkové udržení nožní klenby je nezbytná podpora ligament, svalů a vazů. Mezi nejdůležitější prvky patří plantární fascie, krátké svaly nohy, plantární ligamenta a dlouhé svaly bérce podporující klenutí nohy (Kirby, 2017).

McKeon et al. (2015) v kontextu klenby nožní popisují koncept stabilizačního systému nohy (*concept of the foot core*), který připodobňují k hlubokému stabilizačnímu systému trupu. Klenba nožní je tedy kontrolována lokálními stabilizátory, jimž jsou krátké (vnitřní) svaly nohy se začátkem i úponem na noze, a tzv. *global movers*, což jsou svaly dolní končetiny probíhající přes kotník a upínající se na noze (vnější svaly nohy). Krátké svaly



nohy mají malý průměr i malý moment síly, takže primárně zajišťují intersegmentální stabilitu klenby. Oproti tomu dlouhé svaly mají větší průměr, větší moment síly a proto pohybují nohou samotnou. Autoři rozdělují stabilizační systém nohy na tři subsystémy: pasivní, aktivní a neurální. Do pasivního subsystému řadí kosti, které s pasivní podporou ligament a kloubních pouzder tvoří podélné a příčné klenutí nohy. Dynamickou podporu nožní klenby pak zajišťuje aktivní subsystém svalů a šlach. Krátké svaly nohy jsou na plantární straně uloženy ve čtyřech vrstvách, kdy první dvě vrstvy jsou spojeny s laterálním a mediálním klenutím, kdežto hlubší vrstvy s klenutím příčným. Tyto vnitřní svaly nohy stabilizují klenbu a poskytují jí oporu, navíc mají schopnost ovlivňovat deformaci klenby při jejím zatížení v pozitivním i negativním smyslu, mohou tedy přispívat k její deformaci nebo ji naopak tlumit. Vnější svaly nohy (global movers) generují pohyby nohy skrze dlouhé šlachy a zároveň modulují klenbu v rámci pasivního subsystému, například Achillova šlacha trojhlavého svalu lýtkového ovlivňuje napětí plantární aponeurózy na základě společného úponu na calcaneus. Poslední z uvedených subsystémů je neurální subsystém, skládá se ze sensorických receptorů v pasivních i aktivních částech systému. Plantární citlivost je důležitým prvkem pro schopnost chůze a rovnováhy. Vnitřní svaly nohy jsou díky svému anatomickému uspořádání schopny poskytovat informace o změnách nožní klenby jako odpověď na jejich protažení (Ferraria, Cooper, Reeves, & Hodson-Tole, 2020; Kelly, Cresswell, Racinais, Whiteley, & Lichtwark, 2014; McKeon et al., 2015).

Význam jednotlivých svalů v rámci podpory klenby nožní se v odborné literatuře liší. Kapandji (2019) popisuje u mediálního klenutí zapojení *m. tibialis posterior*, který svou silnou šlachou táhne os naviculare inferiorně a posteriorně pod hlavičku talu, dále *m. fibularis longus* akcentující zakřivení klenutí, *m. flexor hallucis longus* společně s *m. flexor digitorum longus*, s nímž se v plantě kříží, brání proximálnímu posunutí talu. Z krátkých svalů nohy akcentuje mediální oblouk *m. abductor hallucis*. Naopak *m. extensor hallucis longus* spolu *m. tibialis anterior* zmenšují zakřivení a oplošťují klenutí na vnitřní straně plosky. Ke zpevnění laterální části podélného klenutí přispívá tah *m. fibularis brevis*, *m. fibularis longus* a z krátkých svalů nohy *m. abductor digiti minimi*. *M. triceps surae* a *m. extensor digitorum longus* laterální klenutí naopak snižují. Transverzální klenutí je udržováno třemi svaly – *m. adductor hallucis* vepředu, *m. fibularis longus*, který je nejdůležitějším svalem nohy v rámci její dynamiky, jelikož se díky šikmému průběhu zapojuje do udržování všech tří klenutí nohy, a *m. tibialis posterior*, který se díky úponu až na os cuboideum uplatňuje především při statických pozicích nohy.

## 2.2 Chůze

Základním způsobem lidské lokomoce je bipedální chůze. Jedná se o jednu z nejčastějších pohybových aktivit člověka v průběhu života. Je nezbytná pro pohyb z místa na místo, navíc má i důležitou psychosociální funkci pro zapojení do společenského života. Navzdory tomu, že se s chůzí jako základní lidskou lokomocí setkáváme denně, existuje mnoho různých definic, které se jí snaží charakterizovat. Obecně ji můžeme popsat jako jeden ze způsobů vzpřímené lokomoce, kdy je tělo podpíráno střídavě jednou a druhou dolní končetinou. Podmínkou pro odlišení od běhu je pak kontakt alespoň jednoho chodidla s podložkou v každém okamžiku pohybu (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015; Vařeka & Vařeková, 2009). Perry a Burnfield (2010) popisují chůzi jako opakující se sekvenci pohybů končetin pro pohyb těla vpřed se zachováním stability těla.

Pro stabilní chůzi, tedy chůzi, která nevede k pádu, je nutná kontrola polohy těžiště těla vzhledem k základně. Základnou neboli opěrnou bází (*base of support*) je myšlen útvar (obrys) opsaný kolem všech bodů těla dotýkajících se podložkou, na rozdíl od opěrné plochy, kterou je myšlena pouze ta část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem. Při chůzi je velká část celkové hmotnosti těla lokalizována vysoko nad malou opěrnou bází a je snadné vychýlit těžiště mimo základnu. Právě z tohoto důvodu je kvadrupedální chůze daleko stabilnější než chůze bipedální (Bruijn & van Dieën, 2018; Kolář, 2009). Pro normální chůzi je navíc nutné zajistit dostatečnou stabilitu pro udržení hmotnosti těla proti gravitaci během stoje a zároveň mobilitu segmentů těla a motorickou kontrolu pro řízení těchto segmentů při přenášení váhy z jedné dolní končetiny na druhou (Mohamed & Appling, 2020).

### 2.2.1 Chůzový cyklus

Během chůze je hmotnost těla periodicky přenášena z jedné dolní končetiny na druhou. Ve chvíli, kdy dochází k přenosu zatížení ze zadní dolní končetiny na přední, jsou v kontaktu s podložkou obě dvě končetiny současně. Čím jde člověk rychleji, tím se tato fáze dvojí opory zkracuje, a v případě přechodu do běhu mizí úplně. Toto opakující se střídání podpůrné funkce dolních končetin a přítomnost fáze dvojité opory, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou, jsou základními rysy chůze (Inman, Ralston, & Todd, 2006).

Díky tomu, že je chůze pohybová činnost cyklického charakteru, můžeme ji v rámci popisu rozdělit do několika základních částí, které se neustále opakují. Základní jednotkou

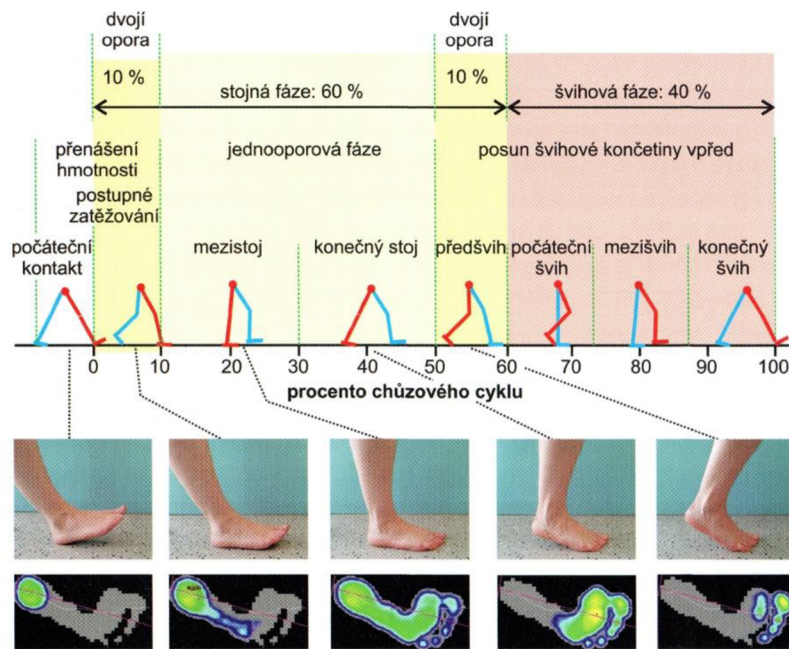
chůze je tzv. *chůzový cyklus* (*gait cycle, GC*), jehož doba trvání odpovídá dvojkroku, jenž je ohraničen dvěma libovolnými ději, které se opakují na jedné dolní končetině. Protože na sebe jednotlivé pohyby v rámci chůzového cyklu plynule navazují, nelze určit jeho začátek ani konec. V praxi ale jako první popisujeme nejsnadněji určitelný okamžik počátečního kontaktu nohy s podložkou (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Každý chůzový cyklus rozdělujeme na dvě základní části: stojnou fázi (*stance phase*) a švihovou fázi (*swing phase*). Jak již z názvu vypovídá, stojná fáze popisuje celkovou dobu, po kterou je noha v kontaktu s podložkou. Švihová fáze začíná zvednutím palce nad podložku (*toe off*) a pokračuje po celou dobu, kdy je noha ve vzduchu. Poměr obou fází je popisován procentově, kdy obecně 60 % GC připadá stojné fázi, 40 % pak švihové. Poměrové zastoupení však vždy záleží na rychlosti chůze. Pokud se rychlost chůze zvyšuje, dochází ke zkrácení stojné fáze ve prospěch švihové, navíc čím více se chůze zrychluje, snižuje se také délka trvání dvojité opory. V průběhu stojné fáze dochází na jejím začátku a konci ke kontaktu obou nohou s podložkou, toto rozdělení hmotnosti těla mezi obě dvě dolní končetiny nazýváme fází dvojité opory (*double limb support*), přičemž každá z těchto fází zaujímá přibližně 10 % z celkové doby cyklu (Kaufman & Sutherland, 2006; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010).

Mnoho autorů se zabývalo analýzou a popisem chůze a jejího cyklu. Jedním z nejčastěji používaných rozdělení GC na menší části je členění dle J. Perry (Obrázek 3), která při popisu přihlíží i k patologiím v rámci chůzového stereotypu.

Stojná fáze: počáteční kontakt (*initial contact*, 0–2 %)  
postupné zatěžování (*loading response*, 2–12 %)  
mezistoj (*midstance*, 12–31 %)  
konečný stoj (*terminal stance*, 31–50 %)  
předšvih (*preswing*, 50–62 %)

Švihová fáze: počáteční švih (*initial swing*, 62–75 %)  
mezišvih (*midswing*, 75–87 %)  
konečný švih (*terminal swing*, 87–100 %) (Perry & Burnfield, 2010).

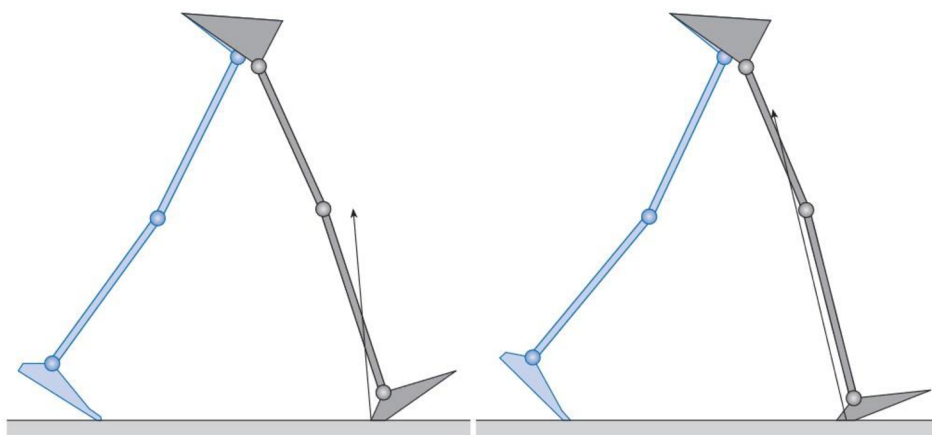


Obrázek 3. Fáze chůzového cyklu (Neumannová et al., 2015, 13)

Počáteční kontakt (*initial contact*, IC) zahajuje stojnou fázi GC a popisuje okamžik doteku nohy s podložkou a bezprostřednou reakci na přenesení hmotnosti těla. V rámci fyziologické chůze jde o kontakt paty s podložkou (tzv. *heel strike*), která se stává středem otáčení. Při došlapu nohy dochází k výraznému působení reakční síly podložky (*ground reaction force*, GRF), směr vektoru této síly při iniciálním kontaktu směřuje nahoru, poté při postupném zatěžování směřuje nahoru a dozadu (Obrázek 4). Hlavním úkolem je v této fázi ztlumení nárazu, započítí stabilizace dolní končetiny pro udržení dynamické rovnováhy a nastavení počátečních biomechanických podmínek pro zachování hybnosti. Hlezenní kloub je téměř v neutrálním postavení, díky pronaci zánoží dochází k supinaci předonoží (mechanismus popsán dříve), což zlepšuje přizpůsobení nohy povrchu, ale zároveň zvyšuje nároky na stabilitu. Koleno se na konci švihové fáze dostává do maximální extenze, následuje mírná flexe, která v další fázi pomáhá tlumit zátěž. Obecně se uvádí, že koleno se do natažení dostává pasivně na konci švihové fáze, nicméně Perry (1992) uvádí nezbytnou aktivitu m. quadriceps femoris. Jako brzdny mechanismus bránící nadměrné hyperextenzi kolenního kloubu působí excentrická aktivita hamstringů, která trvá až do další fáze GC (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Postupné zatěžování (*loading response*, LR) navazuje na kontakt paty s podložkou a končí zvednutím druhostranné končetiny do švih. Tato fáze zajišťuje adaptaci na vzrůstající zatížení stojné končetin, dochází ke stabilizaci pánve a zpomaluje se pohyb těla. V této fázi

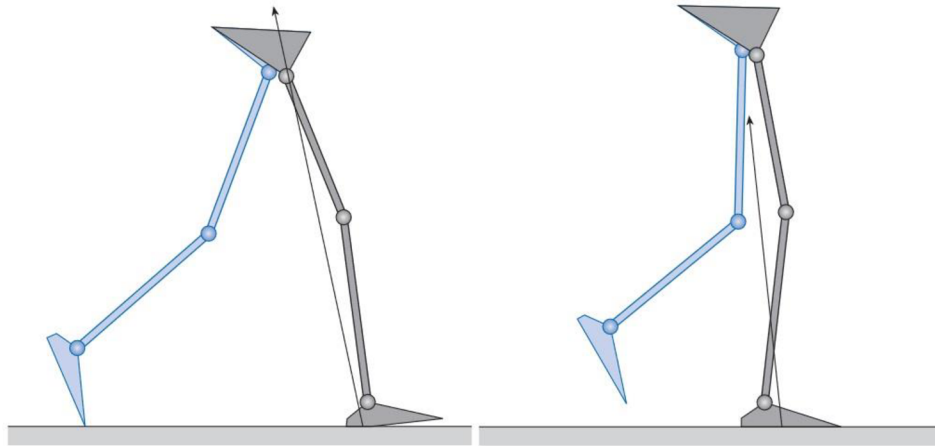
dochází k velkému nárůstu GRF a směr vektoru jde vzhůru a dozadu, jak je znázorněno vpravo na Obrázku 4 (zobrazuje začátek fáze LR). Většina kinetické energie těla je v rámci fyziologické chůze absorbována flexí kolenního kloubu v rozmezí 15–20°. Pokračuje relativní supinace předonoží, což chodidlu napomáhá v přizpůsobení se nerovnostem terénu. Hlezenní kloub jde do plantární flexe umožněné excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior při fixované patní kosti tzv. „první zhoupnutí“ (někdy je LR fáze nazývána také *heel rocker*). Dále dochází k brždění flexe kolenního kloubu excentrickou aktivitou m. quadriceps femoris (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).



Obrázek 4. Initial contact (vlevo) a loading response (vpravo) včetně zobrazení směru vektorů působení GRF (upraveno dle Whittle, 2007)

Odrazem palce kontralaterální nohy tzv. *opposite toe off* (zhruba na 7 % GC) končí první fáze dvojí opory (Obrázek 5) a začíná mezistoj (*midstance* MSt), který končí nadzvednutím paty stejné končetiny. Primární úlohou je v této fázi chůzového cyklu udržení těžiště nad opěrnou bází, jelikož při přechodu těla přes stojnou dolní končetinu se těžiště těla nachází ve své nejvyšší pozici, a stabilizace kolene. I tady dochází ke zhoupnutí v hlezenním kloubu (tzv. *midstance rocker* nebo *second rocker*), při kterém se posouvá dolní končetina přes fixované chodidlo na základě uzamknutí v Chopartově kloubu, střed otáčení se zde posouvá do středu hlezna. Fyziologicky je po celou dobu této fáze chodidlo v kontaktu s podložkou a zatížení se díky supinaci v subtalárním kloubu přesouvá na laterální stranu plosky. V mezistoji dosahuje supinace svého maxima. Tibie se posouvá dopředu, což vede k dorzální flexi v hlezenním kloubu s excentrickou kontrakcí m. triceps surae. Kolenní kloub dosahuje maxima flexe, jakmile se však vektor GFR posune před koleno, začíná se vracet do extenze. Celková stabilita kloubu je potom zajištěna koncentrickou aktivitou m. quadriceps femoris. Perry (1992) v této fázi popisuje pouze aktivitu m. vastus medialis et lateralis.

Vektor reakční síly podložky se posouvá dopředu od okamžiku kontaktu celé plošky nohy a před zvednutím paty se přesouvá do přední části chodidla. (Kaufman & Sutherland, 2006; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

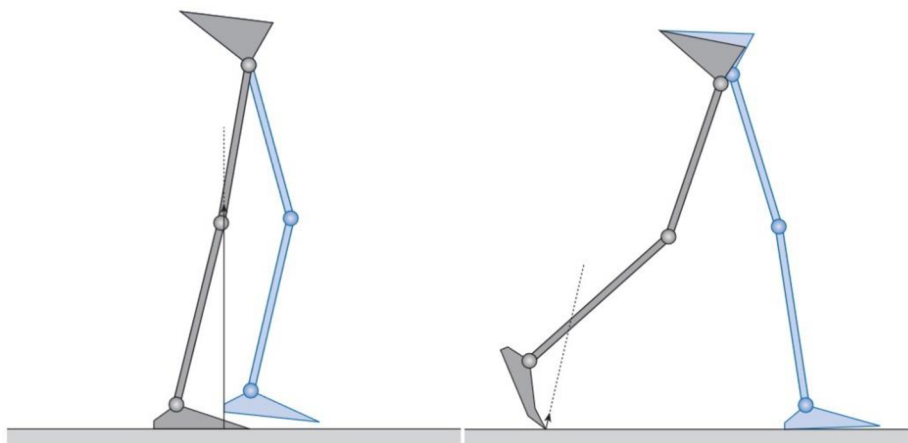


Obrázek 5. Opposite toe off (vlevo) a midstance (vpravo) s GRF v okamžiku 100 ms po odrazu palce druhostranné dolní končetiny (upraveno dle Whittle, 2007)

Zvednutím paty (tzv. *heel rise*) stojné končetiny začíná konečný stoj (*terminal stance*, TSt), který končí dotykem druhostranné končetiny s podložkou. Hmotnost těla se přesouvá dopředu na předonoží a trup klesá z nejvyššího bodu dosaženého při mezistoji dolů. Tím vzniká moment síly způsobující dorzální flexi v hlezenním kloubu s maximem po zvednutí paty nad podložku. Vektor GRF se elevací paty posouvá dopředu pod hlavičky metatarzů a dostává se před kolenní kloub, osa otáčení se posouvá do předonoží. Na Obrázku 6 (vlevo) zobrazen GC v 32 %, začíná docházet k elevaci paty nad podložku a vektor GRF se teprve začíná dostávat za kolenní kloub. Dochází k excentrické kontrakci plantárních flexorů, která brzdí dopředný pohyb tibie a zároveň udržuje dorzální flexi hlezenního kloubu na 10°. Inverze v subtalárním kloubu pak uzamčením Chopartova kloubu zajišťuje stabilitu nohy. Pro zesílení opory palce se zapojuje m. flexor hallucis longus, který stabilizuje I. metatarzofalangeální kloub, plantární fascie táhne calcaneus dopředu k předonoží a zvětšuje se supinace zánoží. Narůstá flexe v kolenním kloubu díky aktivitě m. gastrocnemius lat. et med., které zároveň brání hyperextenzi kolenního kloubu. Až ke konci fáze konečného stoje se m. triceps surae podílí na plantární flexi v hlezenním kloubu, přičemž tvoří až 80 % síly sloužící k akceleraci pohybu.

Poslední částí stojné fáze je předšvih (*preswing*, PS) začínající kontaktem kontralaterální dolní končetiny s podložkou (*opposite initial contact*) a končící odrazem palce stojné nohy (*toe off*). K dotyku kontralaterální nohy s podložkou při symetrické chůzi dochází

přibližně v 50 % GC. Zároveň začíná druhý (terminální) interval dvojité opory. Vektor GRF se dostává za kolenní kloub, což spolu s aktivitou m. triceps surae zajišťuje flexi kolenního kloubu. Zároveň se začíná excentricky zapojovat m. rectus femoris, který brání příliš rychlému provedení flexe. Koncentrická aktivita m. triceps surae umožňuje dosažení maximální plantární flexe v hlezenním kloubu, noha dosahuje také maxima supinace spolu s inverzí zánoží a zevní rotací tibie. Toto postavení způsobuje uzamčení středonoží a tím zajišťuje velkou stabilitu pro oporu. K odrazu palce dochází zhruba při 60 % GC (na Obrázku 6 vpravo zobrazeno zhruba v 57 % GC) a je to chvíle, kdy končí stojná fáze. Jelikož při patologické chůzi nemusí být na konci stojné fáze v kontaktu s podložkou palec, popisuje se tento okamžik také jako *terminal contact*. Koleno nyní dosahuje zhruba poloviny flexe, z jejího celkového rozsahu ve švihové fázi. Tomu napomáhá vektor GRF směřující daleko za kolenní kloub. Jeho velikost pak rychle klesá a nuly dosahuje v momentě ukončení kontaktu chodidla (Kaufman & Sutherland, 2006; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

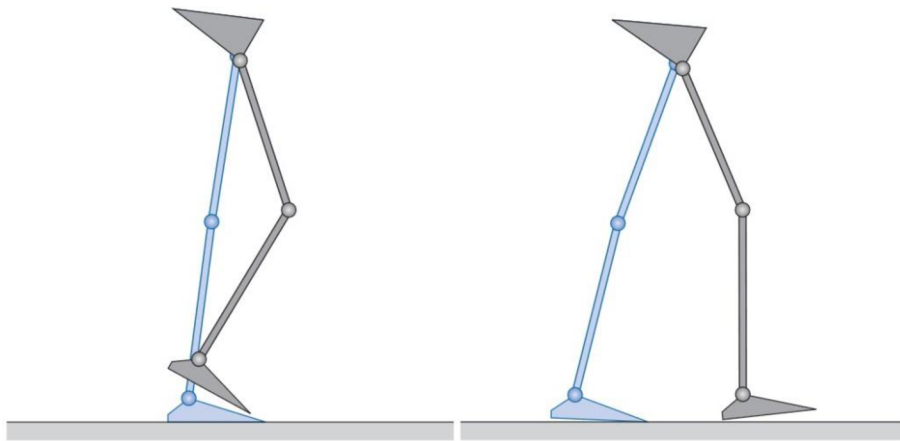


Obrázek 6. Heel rise fáze (vlevo) a toe off fáze (vpravo) včetně vektoru GRF (upraveno dle Whittle, 2007)

V okamžiku, kdy noha opouští podložku, začíná švihová fáze, jejíž první částí je počáteční švih (*initial swing* nebo *pre-swing*, IS). Ten končí dosažením maximální flexe v kolenním kloubu (většinou v rozmezí 60-70°), která je způsobena především flexí v kloubu kyčelním vlivem silné kontrakce m. iliopsoas a následnou setrvačností pohybu za spoluúčasti m. biceps femoris. Na Obrázku 7 (vlevo) je znázorněno míjení stojné dolní končetiny končetinou švihovou přibližně na 77 % GC, což je zároveň okamžik, který dělí počáteční švih od mezišvihů. Noha se během švihové fáze dostává z plantární flexe do neutrální pozice (případně až do dorzální flexe) vlivem koncentrického působení m. tibialis anterior a m.

flexor hallucis longus. Pokud je chůze fyziologická, dochází k flexi a extenzi kolenního kloubu pasivně během švihů, kdy zrychlení na začátku pohybu způsobují flexory kyčle.

Jako začátek fáze mezišvihů (*midswing*, MSw) je bráno dosažení maximální flexe v kolenním kloubu. Fáze končí v momentě, kdy tibia zaujímá vertikální postavení, což je zhruba v 86 % GC (Obrázek 7). Švihová dolní končetina se posouvá dopředu a chodidlo je mimo podložku. Kolenní kloub jde pasivně do extenze, přičemž hyperextenzi brání excentrická aktivita hamstringů. Před dalším kontaktem nohy s podložkou je důležitá také aktivita m. tibialis anterior pro udržení chodidla v neutrálním postavení. Noha se během elevace nachází průměrně 1,5 cm nad podložkou (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).



Obrázek 7. Rozhraní počátečního švihu a mezišvihu (vlevo) a vertikální postavení tibie na konci mezišvihu (vpravo) (upraveno dle Whittle, 2007)

Poslední fází chůzového cyklu je konečný švih (*terminal swing*, TSw), v jehož průběhu se chodidlo připravuje na další kontakt s podložkou, kterým GC končí. Aktivita m. quadriceps femoris pomáhá v dosažení plné extenze v kolenním kloubu kontrolované excentrickou aktivitou hamstringů, které zároveň zpomalují pohyb končetiny (Neumannová et al., 2015).

### 2.2.2 Kinematika dolní končetiny a pánve při chůzi

Subtalární kloub se při IC dostává ze supinace do pronace asi  $5^\circ$  vlivem výrazného pronačního momentu reakční síly podložky při došlapu paty. To způsobuje odemknutí transverzotarálního kloubu (relativní supinace), addukci talu a vnitřní rotaci tibie díky pantovému mechanismu. Současně s odemknutím kolenního kloubu pohybem do flexe hrají tyto sdružené pohyby významnou roli při tlumení nárazu a přizpůsobení nohy nerovnostem



terénu. Metatarzofalangeální klouby jsou před dopadem chodidla v dorzální flexi 25°, při kontaktu předonoží s podložkou se dostávají do neutrální pozice. Během stojné fáze se postavení subtalárního kloubu příliš nemění. Před odrazem palce se dostává opět do relativní supinace (pronace 2°), což je spojeno s uzamčením transverzotarzálního kloubu (relativní pronace) a zpevněním celého předonoží v přípravě na výrazné zatížení v následující fázi GC. Metatarzofalangeální klouby reagují na zvednutí paty dorzální flexí, při odvíjení předonoží se dorzální flexe zvětšuje, přičemž ve finální fázi toe-off dosahuje kolem 55°. Ve švihové fázi zaujímá subtalární kloub neutrální postavení, před kontaktem s podložkou se tahem m. tibialis anterior dostává do supinace. Metatarzofalangeální klouby po odrazu zůstávají v lehké dorzální flexi, která se před IC opět zvyšuje (Perry & Burnfield, 2010, Vařeka & Vařeková, 2009; Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018)

Hlezenní kloub střídá během GC čtyři polohy, přičemž tři zaujímá ve stojné fázi a jednu ve fázi švihové. Přestože ani jeden z těchto pohybů není ve velkém rozsahu, jsou rozhodující pro postup vpřed a pro tlumení nárazů. Celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu je průměrně 25° a dá se charakterizovat jako tzv. „tři zhoupnutí“ (*tree rockers*). Při IC je hlezenní kloub v přibližně neutrální pozici. Kontakt paty s podložkou má za následek přesun vektoru GRF posteriorně vůči hleznu, což způsobuje pohyb do plantární flexe tzv. *first rocker* (znázorněno první vlnou na Obrázku 8). Ta pokračuje i v první polovině LR fáze do maxima v 5°. Poté se vrací zpět do dorzální flexe díky dopřednému pohybu tibie vůči fixovanému chodidlu na podložce tzv. *second rocker* (na Obrázku 8 první vrchol křivky). V mezistoji dosahuje dorzální flexe asi 10° a dochází k elevaci paty. Kontaktem druhostranné končetiny s podložkou dochází vlivem přenesení hmotnosti těla k výrazné plantární flexi v rozsahu až 20–25°, která přetrvává až do odrazu palce, tzv. *third rocker* (na Obrázku 8 zobrazeno výrazným propadem křivky ve prospěch plantární flexe). Ve švihové fázi se hlezenní kloub vrací znovu do dorzální flexe, před dalším IC se pak blíží neutrálnímu postavení. Vzhledem k zešíkmení osy hlezenního kloubu, se nejedná o „čistou“ dorzální a plantární flexi, ale tyto pohyby jsou doplněny o souhyby v transverzální a frontální rovině (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

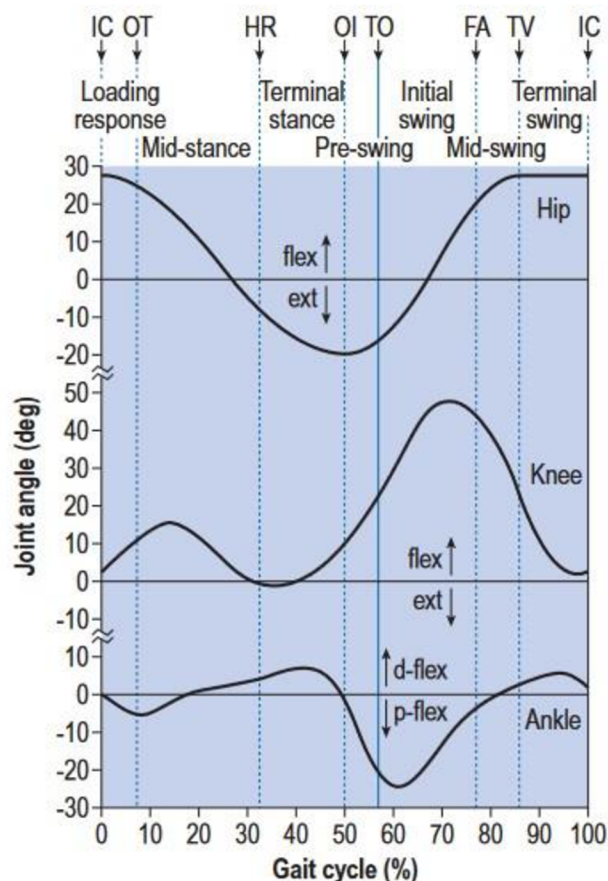
U kolenního kloubu v sagitální rovině v rámci GC popisujeme dvě flekční vlny (na Obrázku 8 uprostřed). Před IC se kolenní kloub nachází téměř v plné extenzi (průměrně 5° flexe) a tibie je rotovaná zevně vůči femuru. Po kontaktu chodidla s podložkou přichází první menší flekční vlna s maximem kolem 20°, jejímž hlavním úkolem je absorpce nárazu. Vlivem pronace subtalárního kloubu dochází navíc k vnitřní rotaci tibie. Během stojné fáze se koleno napíná do extenze a tibie rotuje zevně. V první polovině TSt pokračuje extenční pohyb a

zhruba uprostřed této fáze je flexe minimální v rozsahu kolem  $5^\circ$  (asi v 39 % GC). Tento stav trvá pouze krátký okamžik, poté se koleno vrací do větší flexe a tibie do vnitřní rotace. Při kontaktu druhostranné končetiny s podložkou je koleno zhruba v  $10^\circ$  flexe, která rapidně narůstá v průběhu dvojité opory a dosahuje  $40^\circ$  na konci stojné fáze (62 % GC). Na začátku švihové fáze pak přichází druhá, větší, flekční vlna s maximem na  $60-70^\circ$  flexe. Jakmile se švihová dolní končetina dostane před stojnou, dochází v kolenu k extenzi. Na konci TSw je chodidlo paralelně s podložkou a tibie směřuje vertikálně v přípravě na stojnou fázi v úhlu  $5^\circ$  flexe kolene. Pohyby kolenního kloubu ve frontální rovině jsou minimální (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině znázorňuje jednoduchá sinusoida (na Obrázku 8 znázorněno nahoře), kdy do flexe jde kloub ve švihové fázi a do extenze ve fázi stojné s celkovým rozsahem v rozmezí  $40-48^\circ$ . Při IC je kyčel zhruba ve  $20^\circ$  flexe a během postupného zatěžování se zmenšuje pouze asi o  $2-3^\circ$ . Na začátku MSt se kyčel pohybuje postupně do extenze a neutrálního postavení dosahuje při 27 % GC. Při TSt pokračuje do zanožení, kdy maximální tzv. zdánlivé hyperextenze  $20^\circ$  dosahuje v době kontaktu druhostranné končetiny s podložkou (50 % GC). Tento termín se používá z důvodu, že normální rozsah kyčelního kloubu do extenze je fyziologicky asi poloviční a celkového zanožení je dosaženo souhybem pánve a kyčelního kloubu ve všech třech rovinách na konci TSt – plná extenze kyčle, ventrální flexe pánve  $3-7^\circ$  a zevní rotace  $5^\circ$ . V průběhu předšvihu se extenze zmenšuje k  $10^\circ$  a pokračuje flekčním pohybem během celé švihové fáze s vrcholem  $25^\circ$  v MSw. Ke konci cyklu se flexe nepatrně zmenší do konečné pozice  $20^\circ$  při IC. Při chůzi dochází také k malým pohybům kyčle ve frontální rovině. Při kontaktu nohy s podložkou je kyčel vůči pánvi v neutrálním postavení. Jak dochází k postupnému zatížení stojné dolní končetiny, roste addukce kloubu na  $10^\circ$ . Do neutrální pozice se dostává opět ve fázi předšvihu (56 % GC) a krátce po odrazu palce dosahuje maxima abdukce  $5^\circ$  (65 % GC). Před začátkem IC se opět vrací do neutrálního postavení. Rotační pohyb kyčelního kloubu se odehrává v rozsahu asi  $8^\circ$ . Pokud bereme v úvahu i souhyb pánve, celkový rozsah rotace je průměrně  $15^\circ$ . Na začátku GC je postavení neutrální, vrcholu vnitřní rotace je dosaženo na konci LR, zevní rotace je největší se začátkem počátečního švihu (Perry & Burnfield, 2010).

Pohyby pánve jsou při chůzovém cyklu charakterizovány ve všech třech rovinách – náklon pánve v rovině sagitální, úklon v rovině frontální a rotace v rovině transverzální. Všechny tyto pohyby jsou prováděny pouze v malém rozsahu pohybu a reprezentují posturální změny v rámci GC. V sagitální rovině se pánev nachází v  $10^\circ$  antevertze. Během GC se tento anteriorní náklon zvětšuje o další  $4^\circ$ . V průběhu jednooporové fáze, když trup

zaujímá vzpřímenou pozici nad stojnou končetinou, dochází k relativnímu náklonu pánve posteriorně (symfýza se pohybuje směrem nahoru). Znovu se pánev naklání do retroverze během IS, tedy na počátku jednooporové fáze kontralaterální končetiny. Anteriorně se pánev naklání na konci švihové fáze (symfýza se pohybuje dolů) v reakci na náklon trupu dopředu a podruhé během TSt, když stojná dolní končetina dosahuje maximální extenze. Při přenosu hmotnosti těla na stojnou končetinu dochází k poklesu pánve asi o 4° ve frontální rovině na protilehlé straně. V průběhu PS pánev klesá na straně ipsilaterální v přípravě na odraz. Pohyby pánve ve frontální rovině zmenšují vertikální posun trupu a snižují tak energetickou náročnost chůze. Rotační pohyby pánve při chůzi dosahují průměrně 10°. Maximální dopředné rotace (pohyb pánve stejné strany vpřed) kolem 5° je dosaženo během TSw a v okamžiku IC. Do neutrálního postavení se pánev dostává v období MSt. Poté pánev rotuje dozadu, přičemž maxima 5° je dosaženo v TSt. Před dalším IC jde pánev opět dopředu (Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010).

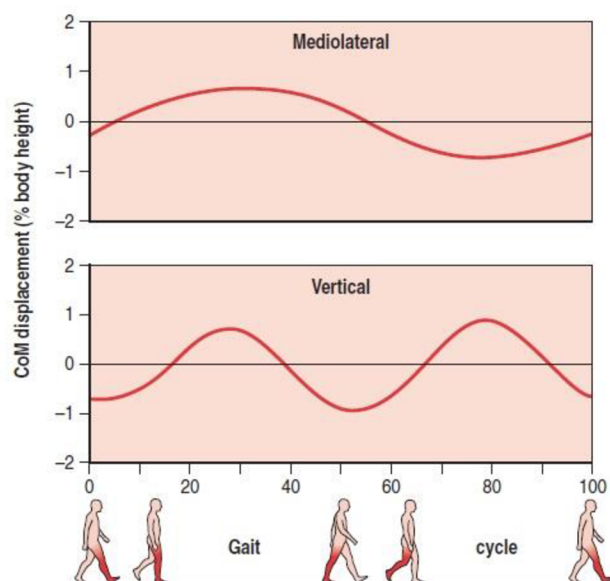


Obrázek 8. Průběh úhlových změn kloubů dolních končetin během GC v sagitální rovině (Whittle, 2007, 59)

### 2.2.3 Změny polohy a pohybu těžiště těla v průběhu chůze

Dopředná translace těla během chůze způsobená pohybem dolních končetin může být mechanicky vyjádřena změnami těžiště. Při klidném stoji je těžiště (*center of mass*, CoM) lidského těla, tedy působíště tíhové síly, lokalizováno přibližně v úrovni druhého obratle křížové kosti nebo zhruba v 55–57 % celkové výšky těla od země. Při chůzi se tělo chová jako obrácené kyvadlo, kdy CoM klesá při každé fázi dvojité opory a naopak stoupá při opoře jedné dolní končetiny. Amplituda této oscilace je pak závislá na délce kroku a rychlosti chůze (Kirtley, 2006; Tesio & Rota, 2019). Ve vertikálním směru s rychlostí chůze amplituda roste, naopak v mediolaterálním se zmenšuje (Orendurff et al., 2004).

Při fyziologické chůzi dochází k výchylkám trajektorie CoM ve tvaru sinusoidy v rovině sagitální i transverzální (Obrázek 9), přičemž mediolaterální pohyb má dvojnásobnou velikost periody ve srovnání s vertikální exkurzí. Minimalizace těchto oscilací četnými posturálními změnami v oblasti pánve a dolních končetin představuje významný mechanismus pro redukci svalového úsilí a tím dosažení energeticky výhodnější lokomoce. Maximální výšky dosahuje těžiště přibližně uprostřed fáze mezistoje, nejnižší polohu zaujímá naopak ve fázi dvojité opory při kontaktu obou chodidel s podložkou. Laterálně se CoM dostává do maxima na konci fáze mezistoje (Kirtley, 2006; Neumannová et al., 2015; Perry & Burnfield, 2010). Inman a spol. (2006) uvádí při normální chůzi u dospělého muže vertikální výchylku kolem 5 cm za běžné rychlosti. Orendurff et al. (2004) ve své studii popisuje v závislosti na rychlosti chůze u vertikálního posunu hodnoty od 2,74 cm při velmi pomalé chůzi (0,7 m/s) až téměř k 5 cm při rychlosti 1,6 m/s. U horizontálního posunu při nízké rychlosti výchylku až 7 cm, při vyšší rychlosti kolem 4 cm.



Obrázek 9. Trajektorie těžiště těla ve vertikálním a mediolaterálním směru (upraveno dle Kirtley, 2006)

#### 2.2.4 Dynamická analýza chůze

Dynamická (kinetická) analýza je jednou z metod biomechanické analýzy chůze, která ke kvantifikaci pohybové činnosti využívá měření silových parametrů a veličin z nich odvozených (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).

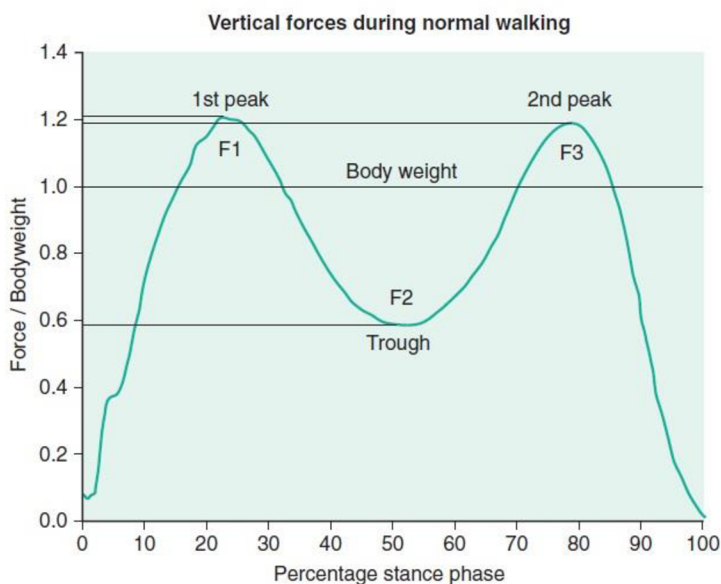
##### *Měření reakční síly podložky*

Existence síly s odpovídající velikostí a směrem je nezbytnou podmínkou pro uskutečnění pohybu, tedy i chůze. Možnost měření působících sil a jejich změn v závislosti na čase v průběhu chůze nám umožňuje získat objektivní a komplexní informace o způsobu jejího provedení. K získání těchto informací slouží dynamografie, která využívá silových plošin k měření reakční síly podložky vnikající při kontaktu chodidla s povrchem této plošiny (Janura et al., 2012; Neumannová et al., 2015). Pro testování chůze se většinou využívají dvě silové plošiny řazené v sérii za sebou se 3–4 piezoelektrickými či tenzometrickými snímači umístěnými v rozích plošiny (Bizovská, Janura, Míková, & Svoboda, 2017).

V rámci chůze působí při kontaktu dolní končetina určitou akční svalovou silou na podložku, po které kráčí. Podle třetího Newtonova zákona tato působící síla vyvolává stejně velkou reakční sílu opačně orientovanou, která působí na lidské tělo a ovlivňuje pohybový systém (Jandačka, 2011; Neumannová et al., 2015).

Vektor reakční síly podložky charakterizujeme pomocí devíti parametrů – třemi souřadnicemi  $x$ ,  $y$ ,  $z$  popisujícími působivé místo vektoru, třemi základními na sebe vzájemně kolmými složkami reakční síly  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  (vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální složka GRF) a třemi momenty síly  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ , které jsou určeny vzhledem k počátku souřadnicového systému. V praxi využíváme nejčastěji šest z těchto parametrů – tři složky vektoru GRF, dvě souřadnice počátku tohoto vektoru a moment síly vůči vertikální ose (Janura et al., 2012).

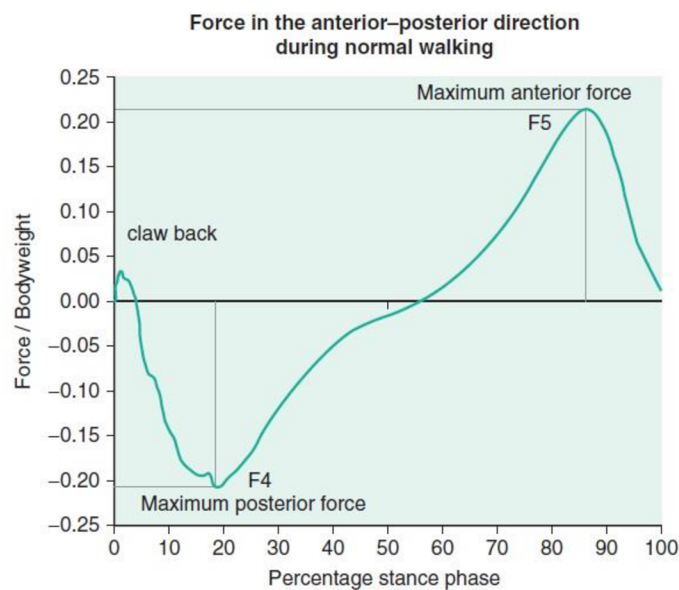
Vertikální složka GRF (vGRF) je při chůzi charakterizována dvěma vrcholy v průběhu oporové fáze (Obrázek 10), které dosahují velikosti v rozmezí 110–120 % tíhové síly měřeného jedince. Minimální hodnoty jsou v závislosti na rychlosti chůze obvykle okolo 80–90 % tíhové síly probanda. První maximum nastává zhruba ve 20 % GC při přenosu hmotnosti těla na přední dolní končetinu. Následné snížení reakční síly koresponduje s klesáním CoM po dosažení jeho nejvyššího bodu ve fázi mezistojce, zhruba při 50 % GC. Ve fázi předšvihů nastává druhé maximum vGRF vlivem aktivity svalů posteriorního kompartmentu bérce při pohybu vpřed. Při přenášení zatížení na druhostrannou dolní končetinu vGRF postupně klesá až do okamžiku ztráty kontaktu chodidla stejné končetiny s podložkou (Bizovská et al., 2017; Neumannová et al., 2015; Richards, 2018).



Obrázek 10. Průběh vertikální složky vektoru GRF ve stejné fázi GC (Richards, 2018, 49)

Anteroposteriorní složka GRF (apGRF) je vlastně smykovou silou, jejíž velikost určuje zatížení chodidla stejné dolní končetiny při akcelerační a decelerační fázi chůze. Při brždění pohybu na začátku GC má vektor posteriorní směr, při odrazu naopak anteriorní, jak je

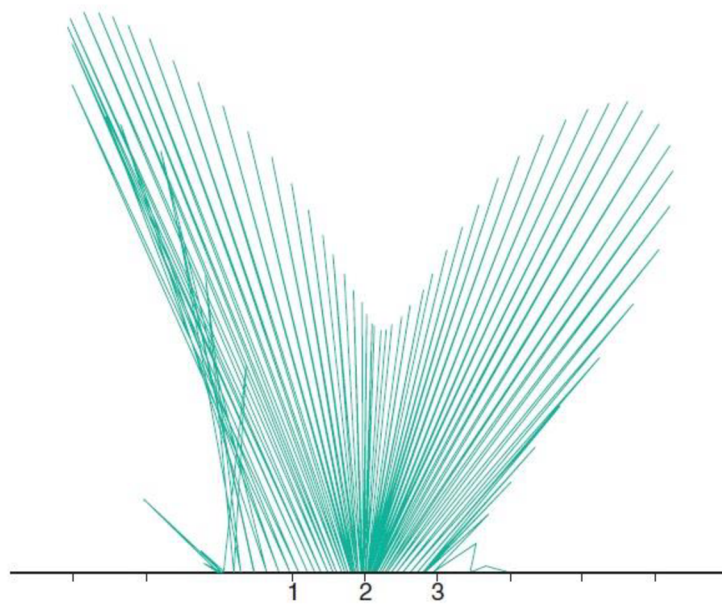
znázorněno na Obrázku 11, s maximem kolem 20 % tíhové síly. Ve fázi mezistojie, když je tělo nad stojnou končetinou (přibližně při 55 % GC), je tato složka vektoru GRF nulová (Bizovská, et al., 2017; Neumannová et al., 2015; Richards, 2018). Na počátku GC může být navíc přítomen tzv. *claw back* fenomén působící v anteriorním směru, který vzniká v důsledku kontaktu paty s podložkou. Je nutné si uvědomit, že velikost anterioposteriorní složky reakční síly je závislá nejenom na rychlosti chůze, ale také na jistotě, s jakou dochází k došlapu na dolní končetinu (Richards, 2018).



Obrázek 11. Průběh anterioposteriorní složky vektoru GRF ve stojné fázi GC (Richards, 2018, 50)

Pro hodnocení chůze se vzhledem k vysoké variabilitě nejméně využívá mediolaterální složka GRF (mlGRF). Velikost této složky je malá, v rozsahu asi 5–10 % tíhové síly pro mediální směr, pro laterální zpravidla ještě méně. Při IC krátce převládá laterální směr vektoru z důvodu adaptace na zatížení a pohybu nohy ze supinovaného postavení do pronace. V celém průběhu stojné fáze pak převládá mediální směr, který se až ke konci opory opět mění na laterální (Bizovská, et al., 2017; Richards, 2018).

Složením všech tří výše zmíněných složek získáme výsledný vektor GRF, jehož velikost a směr v průběhu stojné fáze lze graficky znázornit tzv. Pedottiho diagramem (Obrázek 12). Velikost GRF se zvětšuje ve fázi LR (decelerační fáze), poté klesá při pohybu těla přes stojnou končetinu v průběhu MSt a znovu roste při odrazu nohy vpřed (fáze akcelerace). Na diagramu je vidět také posun působíště výsledného vektoru GRF od paty (vlevo) do přední části chodidla (Richards, 2018).



Obrázek 11. Pedottiho diagram (upraveno dle Richards, 2018)

### *Center of pressure*

Vážený průměr všech vnějších tlaků působících v daný okamžik na chodidlo v kontaktu s podložkou definujeme jako působiště vektoru reakční síly podložky (*center of pressure*, CoP). Při klidném stoji se nachází asi 5 cm před hlezenním kloubem, pod os naviculare (Bizovská, et al., 2017; Jandačka, 2011; Kirtley, 2006; Stodółka, Blach, Vodícar, & Mačkała, 2020). Jeho poloha se v průběhu stejné fáze mění a přesouvá se ze zánoží, kde vzniká reakční síla kontaktem paty s podložkou, do přední části chodidla v době odrazu palce. Tyto změny lze zaznamenávat pomocí silových plošin v mediolaterálním a anteroposteriorním směru, případně jejich kombinací v rámci 2D analýzy, čímž získáváme výslednou trajektorii CoP (Fuchioka et al., 2015; Quijoux et al., 2021; Richards, 2018). Polohu CoP vzhledem k chodidlu nejsme schopni získat pouze z údajů ze silových plošin. V praxi je nutné nejdříve získat informace o pozici chodidla vůči desce plošiny (Winter, 2009).

Osu chodidla protíná trajektorie CoP během stejné fáze GC třikrát. Poprvé na jejím začátku (zhruba na 10 % stejné fáze), podruhé zhruba v polovině a potřetí kolem 70–75 % celkové doby stejné fáze (Segel & Crawford, 2014). Při fyziologické chůzi začíná při IC trajektorie CoP na laterální straně paty, pokračuje středem chodidla k hlavičkám metatarzů, kde uhýbá mediálně k palci, pod kterým končí při ztrátě kontaktu s podložkou (Whittle 2007). Kirtley (2006) uvádí, že obecně při pronaci nohy směřuje trajektorie CoP mediálně, zatímco při supinaci laterálně. Také Segel a Crawford (2014) zmiňují, že pokud je pozice CoP při IC



umístěná laterálně, značí to supinované postavení, naopak mediální umístění se vztahuje k postavení promovanému.

Analýza změn polohy CoP může sloužit pro vyšetření rovnováhy, získání informací o posturální stabilitě, mechanismu zatěžování chodidla a je nápomocná pro určování patologií v případě odchylek od jejího normálního průběhu při chůzi (Kirtley, 2006; Richards, 2018).

## **2.3 Minimalistická obuv**

### **2.3.1 Historie obouvání**

Přesný počátek obouvání se nejspíš nikdy nepodaří stanovit. Hlavním důvodem je to, že první obuv byla vyrobena z přírodních materiálů a podléhala rychlému rozpadu. Podle archeologických nálezů a antropologických výzkumů se nicméně odhaduje, že se obuv začala používat přibližně před 40 000 lety. Primárně sloužila k ochraně před náročným terénem a klimatickými podmínkami (Pytlová, 2020; Trinkaus & Shang, 2008). Nejstarší dochovaná obuv na území Evropy byla nalezena u mumie vysoko v horách na území Ötztálských Alp. Její stáří bylo odhadnuto přibližně na 5 000 let. Podešev byla vyrobena z velmi tenké medvědí kůže o tloušťce asi 1 mm, zbytek z lipového lýčci a jelenice (Štýbrová & Chmelařová, 2016).

Postupem času se obuv začala stávat symbolem společenského života a význam obutí se posunul od funkce směrem k módě. Již na nástěnných reliéfech z dob starověku byla nalezena obuv, která svou protaženou špičkou rozhodně neodpovídala anatomickému tvaru nohy. Špičatá obuv se vrátila v období středověku na území Francie, kde podle dochovaných pramenů byla délka podešve až 70 cm. Na počátku třicetileté války se začaly u pánské obuvi objevovat špalíkovité podpatky, které pomáhaly držet nohu ve třmenech při jízdě na koni. Ty se postupně staly výsadní dominantou žen, které podpatky používaly pro zvýraznění siluety postavy. Přestože chůze v tomto typu obuvi přetěžuje přední část nohy, mění pozici těžiště těla, způsobuje deformity prstů, pokles klenby a má další negativní aspekty, stále je v moderní společnosti používána (Splichal, 2017; Štýbrová & Chmelařová, 2016).

### **2.3.2 Vliv obuvi na antropometrii a biomechanické parametry nohy**

V dnešní době se neustále zvyšuje variabilita obuvi dostupné na trhu. Výrobci se pokoušejí navrhovat obuv tak, aby poskytovala chodidlu dostatečnou ochranu a zároveň

vyhovovala požadavkům na styl a cenu. Především ženy často upřednostňují moderně vyhlížející obuv na úkor pohodlí a zdravotních problémů, které jsou spojeny s nošením nevhodné obuvi (Au & Goonetilleke, 2013; Goonetilleke, 2003). Piller a Müller (2004) uvádějí, že nejdůležitějším atributem při výběru obuvi je střih, který je následován stylem a až nakonec funkčností. Odhaduje se, že až polovina populace nosí špatně padnoucí obuv (Branthwaite & Chockalingam, 2019; Oke, Branthwaite, & Chockalingam, 2015).

Design a konstrukce obuvi se neustále vyvíjí tak, aby bota poskytovala maximální ochranu před vnějšími vlivy, vyhovovala kostěným i měkkým tkáním nohy případně i jejich patologiím a v neposlední řadě napomáhala biomechanické funkci nohy a celé dolní končetiny (Williams, 2018). Aktuálním problémem v obouvání je především to, že běžná obuv nekopíruje přirozený tvar lidského chodidla. V rámci konfekční obuvi je možnost výběru pouze délky boty, nikoliv její šířky. Snížená možnost pohyblivosti chodidla, které je uzavřeno v úzké obuvi, je pak kompenzována zvětšením pohybu v proximálněji postavených kloubech dolní končetiny a tím jsou zvyšovány energetické nároky na vykonání pohybu (Pytlová, 2020).

Dosavadní vědecké poznatky ukazují, že obuv mění biomechaniku chůze. Dochází k omezení pohybu chodidla a mění se i aktivita svalů ve srovnání s bosou chůzí (Morio, Lake, Gueguen, Rao, & Baly, 2009). Typ obuvi navíc může ovlivňovat vznik dysfunkcí muskuloskeletálního systému, může být příčinou vzniku bolesti, komplikací spojených s diabetem a problémů s rovnováhou, které vedou k pádům. Deformace chodidla v nevhodné obuvi je brána jako hlavní faktor přispívající k patologiím v přední části nohy (např. hallux valgus), zvýšené postavení paty v obuvi s podpatkem zase vede ke zvýšení tlaku na hlavičky metatarzů a narušení normální funkce v metatarsofalangeálních kloubech při chůzi (Barwick, Netten, Reed, & Lazzarani, 2018; Menz & Morris, 2005). Obuv ovlivňuje také biomechaniku stoje, ve kterém některé pracovní pozice tráví většinu pracovní doby. Prolongovaný stoj pak ve spojitosti s nevhodnou obuví a povrchem mohou negativně ovlivňovat funkci dolních končetin (Anderson, Williams, & Nester, 2021).

Vzhledem k množství studií popisující negativní vliv některých typů obuvi je logické, že odborná veřejnost hledá alternativu k nevhodné konvenční obuvi, která příliš zasahuje do biomechaniky nohy při stoje a chůzi. Za takovou alternativu je považována tzv. minimalistická obuv, která je kompromisem mezi ochranou nohy a minimální změnou její funkce (Pytlová, 2020). Existuje množství výzkumů, které popisují pozitivní vliv používání tohoto typu obuvi. Jedním z nich je posílení svalů nohy při používání minimalistické obuvi v rámci základních denních aktivit (chůze), ale i při sportovních činnostech. V dalších

studiích je zmiňována důležitost správné funkce těchto svalů nohy v souvislosti se snížením prevalence zranění dolních končetin způsobených přetížením u běžců (Curtis, Willems, Paoletti, & D'Août, 2021; Chen, Sze, Davis, & Cheung, 2016; Ridge et al., 2019).

### 2.3.3 Charakteristika minimalistické obuvi

V charakteristice a terminologii týkající se minimalistické obuvi existuje velká variabilita. Neexistuje jednotná definice, která by stanovovala přesné parametry minimalistické obuvi. Pojem „minimalistická obuv“ se v literatuře i na trhu používá bez standardizace a jediná stupnice, která byla doposud vytvořena, slouží výhradně pro hodnocení běžecké obuvi (Marchena-Rodriguez, Ortega-Avila, Cervera-Garvi, Cabello-Manrique, & Gijon-Nogueron, 2020). Primárním cílem „minimalistické obuvi“ je podpořit biomechaniku chůze, která v co nejmenší míře zasahuje do přirozeného pohybu chodidla a blíží se tak chůzi naboso (Esculier, Dubois, Dionne, Leblond, & Roy, 2015). Rixe a spol. (2012) uvádí, že tento typ obuvi zahrnuje designové aspekty, které umožňují snížit mechanický a sensorický vliv boty na nohu. Toto pojetí ale bere v úvahu pouze funkční parametry, nikoli přesné hodnoty určující míru minimalismu. Kromě výrobních parametrů je také nutné uvést specifikace pro koncového uživatele, které musí obsahovat objektivní informace, jež jsou snadno pochopitelné. Běžně se setkáváme s parametry, jako jsou výška podpatku, hmotnost obuvi či rozdíl mezi patou a špičkou, ovšem údaje o použitých materiálech či flexibilitě jsou málo obvyklé (Coetzee, Albertus, Tam, & Tucker, 2018; Esculier et al., 2015).

Další problém ve standardizaci minimalistické obuvi spočívá v názvosloví. V cizojazyčné literatuře se používá nejčastěji pojem *minimalist shoes/footwear* nebo *minimal shoes/footwear*. Často nacházíme také oxymórní výraz *barefoot shoes*, který vlastně nedává smysl, nebo *flat-flexible shoes* (Curtis et al., 2021; Lieberman, Davis, & Nigg, 2014; Ogaya, Okubo, Utsumi, Konno, & Kita, 2022). Pojem *minimal* ovšem může být zavádějící, pokud se bere v potaz pouze množství použitého materiálu. Takovým příkladem mohou být např. „žabky“, které sice mají velmi nízkou hmotnost, nicméně z biomechanického hlediska výrazně ovlivňují chůzi a tudíž nemohou být brány jako obuv minimalistická (Bowman, 2017). V české literatuře se nejčastěji setkáváme s doslovným překladem z angličtiny, tedy „barefoot obuv“ či „minimalistická obuv“ (Pytlová, 2020). Pročková (2016) uvádí jejich rozdílnost v tloušťce podrážky, přičemž do kategorie „barefoot obuvi“ spadá obuv

s podrážkou o tloušťce 1,5–8 mm, jako „minimalistická obuv“ se pak označuje obuv s tloušťkou podrážky kolem 1 cm.

Mezi základní vlastnosti minimalistické obuvi patří nízká hmotnost, vysoká flexibilita a absence tlumící vrstvy (Petersen, Zech, & Hamacher, 2020). Bowman (2017) uvádí mezi parametry minimalistické obuvi dostatečně tenkou a pružnou podešev, díky které je nositel schopný vnímat povrch a reagovat na něj pohyby celého chodidla, nikoli jen hlezenního kloubu, jako je tomu u konfekční obuvi, dále tzv. „nulový drop“ pod patou, tedy neutrální pozice paty bez elevace oproti předonoží, a dostatečně prostornou špičku, která neomezuje prstce. Rixe a kol. (2012) stanovil maximální hmotnost na přibližně 227 g. Navíc zmiňuje eliminaci jakékoliv vnější podpory či polstrování boty, které by podpíralo klenbu či jinak ovlivňovalo postavení nohy. Coetzee et al. (2018) se pokusil o definici minimalistické obuvi ve svém přehledovém článku, ve kterém stanovili maximální specifikace ve třech kategoriích. Hmotnost u minimalistické obuvi může dosahovat maximálně 200 g, výška paty je 20 mm nebo méně a drop (tedy rozdíl ve výšce mezi patou a předonožím) 7 mm a méně. Zároveň stanovili, že pouze obuv, která splňuje všechna tři kritéria současně, může být označena jako minimalistická. Mimo zmíněná kritéria nemůže mít minimalistická obuv dle této definice žádné pomůcky, které by kontrolovaly pohyb boty nebo ovlivňovaly interakci mezi botou a povrchem.

Je potřeba znovu zopakovat, že klasifikace minimalistické obuvi se mezi jednotlivými autory i výrobci obuvi liší. Rozdílné jsou taktéž parametry minimalistické obuvi použité v rámci vědeckých výzkumů. Proto je nezbytné věnovat pozornost metodice těchto prací, kde by měly být přesné specifikace použité obuvi uvedeny. V rámci této práce používám primárně pojem „minimalistická obuv“ dle cizojazyčné odborné literatury, která je hlavním zdrojem informací pro tuto práci. Přesné parametry obuvi použité při testování jsou uvedeny v metodice této práce.

#### **2.3.4 Dosavadní poznatky o vlivu minimalistické obuvi**

Jak již bylo zmíněno výše, používání minimalistické obuvi je snahou o napodobení bosé chůze a zároveň poskytuje dostatečnou ochranu chodidla. Navzdory širokému zájmu o předpokládané benefity minimalistického obouvání doposud existuje pouze malé množství vědeckých poznatků, které by hodnotilo vliv jejího užívání na biomechaniku chůze. Přestože jsou některé typy minimalistické obuvi komerčně nazývány jako „barefoot obuv“, je nutné si

uvědomit, že jakýkoliv typ obuvi, který kryje chodidlo, limituje senzorní vjemy z plosky nohy a potenciálně tak ovlivňuje i fungování nohy při kontaktu s podložkou (Petersen et al., 2020; Wallace, Koch, Holowka, & Lieberman, 2018).

Smith a spol. (2015) se pokusili ověřit hypotézu, že rovnováha ve statické pozici ve stoji v minimalistické obuvi je totožná jako stejná pozice zaujatá naboso. Tuto hypotézu potvrdili pro odchylky těžiště těla v anteroposteriorním směru a uvedli, že minimalistickou obuv je vhodné zařadit do neběžeckého tréninku při snaze o přechod na bosý běh. Petersen a kol. (2020) vycházeli z předpokladu předchozí studie a posuzovali posturální stabilitu při chůzi a variabilitu chůze při použití minimalistické obuvi u mladých i starších jedinců. Prokázali zlepšení dynamické rovnováhy a menší variabilitu chůze v minimalistické obuvi než v běžně používané obuvi u obou věkových skupin. Tyto poznatky ukazují potenciál pro využití minimalistické obuvi jako prevence pádů při chůzi. Posturální i dynamickou stabilitu při používání minimalistické obuvi hodnotila i studie s probandy středního věku a staršími ( $\geq 45$  let) pomocí odchylek CoP během stoje a chůze. Autoři potvrdili lepší posturální i dynamickou stabilitu v minimalistické obuvi oproti měření v konvenční obuvi. Kromě stability byla hodnocena také fyzická zdatnost pomocí Timed up and Go testu, přičemž při pokusu v minimalistické obuvi bylo dosaženo kratšího času pro splnění testu a tedy lepší efektivity (Cudejko, Gardiner, Akpan, & D'Août, 2020). V rozporu s tímto tvrzením je studie Broscheid a Zech (2016), která při použití jiné výzkumné metody (Balance Error Scoring System) došla k závěru, že při jednorázovém použití minimalistické obuvi dochází ke zhoršení rovnováhy ve srovnání s běžně nošenou obuví.

Jedním z mnoha diskutovaných témat kolem používání minimalistické obuvi je vliv na svalovou aktivitu při chůzi či běhu. Chen s kolegy (2016) zkoumal vliv 6 měsíců trvajících tréninkového programu běhu v minimalistické obuvi na svaly nohy u 47 běžců a došel k závěru, že v porovnání s kontrolní skupinou došlo u experimentální skupiny k hypertrofii krátkých i dlouhých svalů nohy. Procentuálně uvádí nárůst svalové hmoty o 7–9 % u obou svalových skupin s převahou svalů v přední části chodidla. Tento nárůst zdůvodňují autoři nepřítomností jakékoliv mechanické opory a minimálního tlumení dopadu při běhu v minimalistické obuvi a tudíž zvýšeným nárokům na krátké a dlouhé svaly nohy jakožto důležité stabilizátory nožní klenby. Ridge a kolektiv (2019) předpokládá, že posílení svalů nohy vede k jejímu lepšímu fungování a může tak předcházet vzniku zranění. Jeho výzkum, kterého se zúčastnilo 57 běžců po dobu 8 týdnů, porovnával vliv chůze v minimalistické obuvi a vliv posilovacích cvičení nohy na svaly nohy v porovnání s chůzí v běžně běžecké obuvi. Autoři potvrdili hypotézu, že jak chůze v minimalistické obuvi, tak progresivní

odporová cvičení svalů nohy, způsobují hypertrofii svalů nohy a zvyšují jejich sílu. Chůzi v minimalistické obuvi autoři studie považují za účinnější z hlediska implementace do běžného života a dlouhodobějšího udržení. Další ze studií se zaměřila na efekt používání tzv. fivefingers minimalistické obuvi ve vztahu k abduktoru palce nohy. Studie se zúčastnilo celkem 41 probandů po dobu 24 týdnů, kteří se řídili přesnými pravidly pro postupné přecházení na minimalistickou obuv v rámci prevence zranění. Potvrdila se hypotéza o pozitivním vlivu na m. abductor hallucis, jehož posílení napomáhá stabilizaci mediálního klenutí podélné klenby nohy a snižuje riziko vzniku zranění způsobených nadměrnou pronací (Campitelli, Spencer, Bernhard, Heard, & Kidon, 2016).

Na hodnocení vlivu používání minimalistické obuvi v rámci každodenních aktivit se zaměřil Curtis et al. (2021). Ti v rámci půl roku trvající intervence zaznamenali posílení svalů nohy a potvrdili tak výsledky krátkodobého výzkumu Ridge a spol. (2019). Navíc intervenční skupinu používající minimalistickou obuv po dobu 6 měsíců porovnali s experimentální skupinou, která na tento typ obuvi přešla již dříve ( $2,5 \pm 2,4$  let) a došli k závěru, že při dlouhodobém používání dochází k akcentaci longitudinálního oblouku klenby nohy.

Okamžité působení tlaků chodidla na podložku hodnotil D'Août a spol. (2015) na vzorku 34 jedinců ve 3 různých situacích (naboso, v minimalistické obuvi a v běžné obuvi) pomocí tlakové plošiny. Plantární tlaky při chůzi naboso a v minimalistické obuvi byly srovnatelné, včetně jejich maxima a rozložení. Současně se ukázalo, že dochází k pozvolnějšimu odvalování chodidla od podložky oproti načasování v konvenční obuvi.

Huber, Jaitner a Schmidt (2022) ve své studii porovnávali biomechanické parametry chůze v minimalistické obuvi s chůzí naboso a v běžné obuvi. Výzkumu se zúčastnilo celkem 32 dospělých a hodnoceny byly délka kroku a rychlost chůze, dále délka trajektorie CoP ve stejné fázi, úhel chodidla vůči podélné ose ve stejné fázi a maximální hodnota GRF působící na předonoží, střední část chodidla a zánoží. Výsledky studie ukázaly, že minimalistická obuv ovlivňuje všechny sledované biomechanické parametry chůze. Ve všech zmíněných parametrech byly naměřené hodnoty blíže bosé chůzi oproti chůzi v konvenční obuvi. Vzhledem k tomu, že studie pracovala pouze s probandy, kteří běžně užívají pouze konvenční obuv, potvrdil se také předpoklad zvýšení velikosti GRF při bosé chůzi i při použití minimalistické obuvi. Zajímavé je, že výsledky téměř u všech parametrů ukázaly hierarchické uspořádání, kdy hodnoty pro minimalistickou obuv se nacházely mezi zbylými dvěma podmínkami, blíže stavu naboso. Tyto výsledky jsou v souladu s dřívější studií Ogston (2019), kdy při srovnání maximální hodnoty GRF při běhu v minimalistické obuvi a v konvenční běžecké obuvi byly hodnoty síly větší v prvním případě pro celkovou sílu a

taktéž pro střední část chodidla a předonoží. Naopak pro zánoží byla GRF menší, což si autorka vysvětluje změnou běžeckého stylu s dopadem na středonoží či předonoží, který je typický pro bosý běh. Ke stejnému závěru došli i Hollander a spol. (2019) v randomizované kontrolní studii trvající 8 týdnů. Prokázali, že při přechodu na běh v minimalistické obuvi dochází ke zvětšení GRF v porovnání s během v běžné běžecké obuvi. Navíc potvrdili již dříve zmíněné poznatky, že při přechodu na minimalistickou obuv se zmenšuje délka kroku a roste kadence. Kromě toho popsali také zkrácení kontaktní doby chodidla s podložkou, větší plantární flexi při iniciálním kontaktu, větší flexi v koleni a menší zatížení zánoží na úkor střední části chodidla a předonoží. Autoři dále upozorňují na nutnou opatrnost při rychlém přechodu z konvenční běžecké obuvi na minimalistickou z důvodu většího zatížení chodidla pro eliminaci vzniku zranění.

Změnou aktivity svalů dolních končetin při srovnání bosé chůze a chůze v minimalistické obuvi se zabýval Franklin, Li a Grey (2018). Popsali nižší aktivitu m. tibialis anterior v počátku stojné fáze při použití minimalistické obuvi v porovnání s konvenční obuví, což koresponduje s výše uvedeným tvrzením o větší plantární flexi nohy a došlapem více naplocho.

Paterson a spol. (2017) specifikovali parametry výběru minimalistické obuvi pro pacienty s osteoartrózou kolenního kloubu. Ve výzkumu popsali zmenšení impulsu addukčního momentu kolene i jeho maxima při použití minimalistické obuvi, který je spojován se zvýšenou bolestivostí kolenního kloubu a s progresí artrotických obtíží v čase. Tohoto poznatku lze využít v klinické praxi pro snížení bolesti a/nebo zlepšení funkční zdatnosti u pacientů s osteoartrózou kolenního kloubu. V rámci okamžitého vlivu nebylo zaznamenáno snížení akutní bolesti při chůzi. Dlouhodobější pozitivní vliv používání minimalistické obuvi na bolest spojenou s osteoartrózou kolene uvádí ve své randomizované kontrolované studii Trombini-Souza a kol. (2015) při intervenci trvající 6 měsíců u žen ve věkovém rozmezí 60–80 let. Zaznamenali zmenšení prvního vrcholu addukčního momentu kolene po půlroční intervenci v porovnání s kontrolní skupinou, která používala běžnou obuv. Aktuálnější studie srovnávající dlouhodobý vliv používání minimalistické obuvi s konvenční obuví s podpurnými prvky (limitace pronačního postavení nohy) zmiňuje naopak výraznější redukci bolesti právě při používání obuvi s podpurnými prvky (Paterson et al., 2021).

Hannigan a Pollard (2021) provedli analýzu většího množství biomechanických parametrů u chůze v minimalistické obuvi. Vyšli z předpokladu, že u pacientů s osteoartrózou kolenního kloubu při chůzi dosahuje maximum addukčního momentu kolene vyšších hodnot, což je spojováno s větší mírou bolestivosti kloubu a progresí onemocnění. U 16 žen

s diagnostikovanou osteoartrózou kolene ve věkovém rozmezí 50–70 let provedli biomechanickou analýzu v tradiční obuvi, minimalistické obuvi a tzv. maximalistické obuvi (výška paty 33 mm, drop 4 mm). Potvrdili signifikantně vyšší addukční moment kolenního kloubu v maximalistickém typu obuvi v porovnání s tradičním typem. Dále u minimalistické obuvi potvrdili zvětšení vertikální složky GRF a rychlejší zatížení chodidla.

### **2.3.5 Rizika používání minimalistické obuvi**

Používání minimalistické obuvi a její vliv na tělo člověka je ve společnosti stále velmi diskutované téma. Jedním z argumentů proti jejímu používání je převaha tvrdého a hladkého povrchu, po kterém většinu dne chodíme a který není pro naše nohy vhodný. Pytlová (2020) toto tvrzení vyvrací a tvrdí, že naše nohy jsou historicky přizpůsobeny chůzi po těchto uměle vytvořených površích. Jako příklad udává děti ze zemí třetího světa, které i dnes stále běhají bosy po vydlážděných ulicích a jejich nohy jsou zdravé a silné. Nicméně nebrání se ani kompromisu využití měkké flexibilní vložky pro chůzi po tvrdém a hladkém povrchu. S tímto tvrzením nesouhlasí K. Bowman (2017), která považuje bosou chůzi a chůzi v minimalistické obuvi za návrat k přirozenosti, nicméně městský povrch vytvořený člověkem pro naše nohy přirozený není. Tvrdému hladkému povrchu se lidská noha dle jejího názoru nemá šanci přizpůsobit.

Dalším rizikem je příliš rychlý a intenzivní přechod z konvenční obuvi na minimalistickou, což může mít za následek vznik zranění způsobených nedostatkem času pro přizpůsobení se novým podmínkám (Campitelli et al., 2016). Giuliani a spol. (2011) uvádí kazuistiku dvou běžců, u kterých došlo vlivem příliš rychlého přechodu k minimalistické obuvi při běhu ke stresovým zlomeninám v oblasti předonoží. Cauthon, Langer a Coniglione (2013) spojují vznik tendinopatie Achillovy šlachy a stresových zlomenin metatarzů s okamžitým přechodem na minimalistickou obuv při běžeckém tréninku. Později potvrdili vyšší výskyt zranění při přechodu na minimalistickou obuv také Salzer a spol. (2016). Ti uvádí výskyt zranění u 12 ze 14 probandů v průběhu 30 týdnů trvajících přechodu na nový typ běžecké obuvi. Průměrný čas objevení obtíží byl 5 týdnů od začátku sledování. Další studie potvrdila během 4 týdenní intervence vznik obtíží vedoucích ke snížení rychlosti běhu, vzdálenosti i trvání aktivity u 7 z 15 běžců (Agresta et al., 2018).

Autoři, kteří se věnují problematice minimalistického obouvání, se shodují, že je nutné přecházet na minimalistickou obuv postupně. V rámci prevence vzniku zranění je nutné nohu



adaptovat na nepřítomnost některých podpůrných prvků konvenční obuvi, na které byla noha doposud zvyklá. Je vhodné nejprve začít s bosou chůzí po měkkém přírodním povrchu (např. po trávě) a postupně chodidla navykat na strukturu terénu i rozdílné teploty. Zároveň je výhodné zařadit do tohoto procesu také aktivní cvičení chodidel, které nohy lépe připraví na zvýšenou zátěž při bosé chůzi případně běhu (Bowman, 2017; Lewitová, 2016; Pročková, 2016; Warne & Gruber, 2017).

### **3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

#### **3.1 Hlavní cíl**

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit dlouhodobý vliv používání minimalistické obuvi na změny zatížení nohy.

#### **3.2 Dílčí cíle**

1. Posoudit vliv intervence na změny velikosti složek (vertikální, anteroposteriorní, mediolaterální) reakční síly podložky během stejné fáze chůzového cyklu při chůzi naboso.
2. Posoudit vliv intervence na změny průběhu složek (vertikální, anteroposteriorní, mediolaterální) reakční síly podložky během stejné fáze chůzového cyklu při chůzi naboso.
3. Porovnat velikost a průběh zatížení nohy během stejné fáze chůzového cyklu u experimentální a kontrolní skupiny.

#### **3.3 Výzkumné otázky**

**V1:** Jak se změní zatížení nohy při dlouhodobém používání minimalistické obuvi?

**V2:** Má dlouhodobé používání minimalistické obuvi vliv na zatížení při chůzi ve srovnání s kontrolní skupinou?

## **4 METODIKA PRÁCE**

Tato práce byla realizovaná v rámci projektu Interní grantové agentury Univerzity Palackého (UP) v Olomouci pod názvem „Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na kinetické parametry nohy a dolních končetin při chůzi" (IGA\_FTK\_2021\_101). Návrh výzkumného projektu byl 9. 1. 2021 schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury UP v Olomouci pod jednacím číslem 14/2021 (Příloha 1).

### **4.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Nábor probandů do výzkumu probíhal prostřednictvím informačního letáku (Příloha 2), který byl sdílen na sociálních sítích a rozeslán emailem v rámci UP v Olomouci. Mimo elektronický způsob byly informace šířeny také osobním kontaktem s pedagogy a studenty zmíněné univerzity. Zájemcům byl následně zaslán úvodní dotazník (Příloha 3) pomocí kterého bylo rozhodnuto o přijetí probanda do studie v závislosti na splnění stanovených kritérií.

Základními podmínkami pro účast ve výzkumu bylo věkové rozmezí od osmnácti do čtyřiceti let, nepřítomnost závažnějších deformit nohou a prstců a nulová předchozí zkušenost s používáním minimalistické obuvi nebo s pravidelnou bosou chůzí. Mezi vylučovací kritéria pro zařazení do výzkumu patřila aktuální přítomnost bolesti pohybového aparátu, závažné úrazy pohybového a/nebo nervového systému, závažné vrozené či získané vady pohybového a/nebo nervového systému a operace v oblasti dolních končetin v minulosti nebo jejich plánované provedení v průběhu výzkumu. Mezi podmínky účasti ve studii byla také možnost realizace pravidelného monitoringu pohybové aktivity pomocí vlastního krokoměru případně mobilní aplikace či hodinek.

Celkové zařazení do výzkumu a rozdělení do kontrolní a experimentální skupiny vycházelo ze stratifikované permutační blokované randomizace zájemců, kteří splňovali všechna kritéria pro účast ve studii ze vstupního dotazníku. Základní výzkumný soubor byl následně zvolen randomizací dle pohlaví. Pořadí bylo určeno dle funkce náhodného čísla a celkový počet probandů této práce byl náhodně vybrán pomocí funkce Kutools v programu Microsoft Office Excel 365.

Výzkumný soubor zahrnoval celkem 24 probandů, z toho 16 žen a 8 mužů. Průměrný věk účastníků byl  $26,1 \pm 5,2$  let, průměrná výška  $171,5 \pm 11,0$  cm a průměrná hmotnost  $66,0 \pm 13,6$  kg. Jak v experimentální tak v kontrolní skupině bylo celkem 12 lidí, z toho 8 žen a 4 muži. Dominantní dolní končetina byla u všech probandů pravá. Rozepsané údaje o jednotlivých skupinách samostatně jsou uvedeny v Tabulce 1.

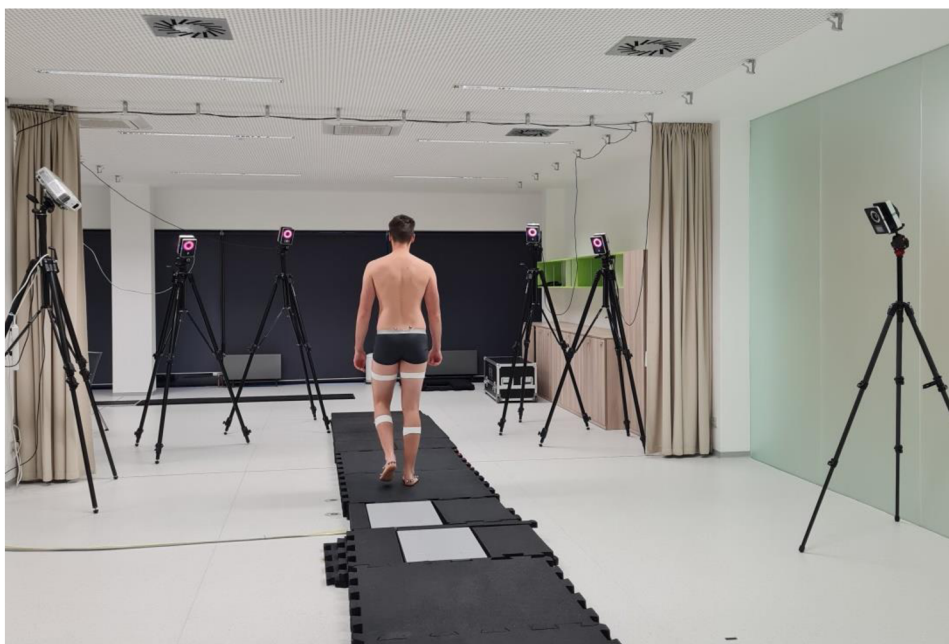
Tabulka 1. Základní charakteristika měřených souborů

Charakteristické údaje	Experimentální skupina ( $n = 12$ )		Kontrolní skupina ( $n = 12$ )	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Věk [roky]	25,67	5,31	26,58	4,82
Hmotnost [kg]	67,83	16,39	64,17	10,56
Výška [cm]	171,58	10,78	171,5	11,7

*Vysvětlivky:* *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka.

## 4.2 Použitá přístrojová technika a vybavení

K měření jednotlivých složek vektoru reakční síly při kontaktu nohy s podložkou ve stejné fázi chůzového cyklu byly použity dvě piezoelektrické plošiny Kistler (Kistler Group, Winterthur, Švýcarsko) o rozměrech 600 x 400 x 35 mm, které byly synchronizovány s kinematickým systémem Vicon Vantage V5 (Vicon Motion System, Londýn, Velká Británie). Plošiny byly umístěny v rovině s plochou chodníku a uspořádány za sebou tak, aby při chůzi vycházely kroky každou dolní končetinou na jednu z plošin (Obrázek 12). Vzhledem k využití dvou silových plošin bylo možné hodnotit každou dolní končetinu zvlášť.



Obrázek 12. Umístění silových plošin při měření

Pro umožnění výzkumu bylo nutné zvolit vhodnou experimentální obuv. Mezi parametry výběru patřila dobrá dostupnost na českém trhu, zkušenosti zákazníků a cena sjednaná s výrobcem. Dále tvar obuvi a univerzálnost z důvodu většího počtu účastníků studie a umožnění jejího každodenního použití. Zároveň bylo nutné, aby obuv splňovala materiálové požadavky na prodyšnost a odolnost kvůli nutnosti používání v různých klimatických podmínkách v horizontu půlroční intervence. Těmto požadavkům vyhovoval sportovní model minimalistické obuvi Chitra Bare (Obrázek 13) od českého výrobce Ahinsa shoes. Tento model je vyroben z prodyšného materiálu AirNet v kombinaci s veganskou kůží CF+ UltraDry, disponuje flexibilní podrážkou o výšce 2 mm s terénním vzorkem o tloušťce 2 mm z materiálu Lifo+ a nulovým dropem. Hmotnost boty ve velikosti 38 je 200 g, což splňuje požadavky na minimalistickou obuv zmíněné v předchozí kapitole.



Obrázek 13. Použitý model minimalistické obuvi (<https://www.ahinsashoes.cz>)

### 4.3 Průběh měření a základní zpracování dat

V případě splnění všech kritérií pro účast do výzkumu bylo zájemcům elektronickou poštou zasláno pozvání na vstupní vyšetření (Příloha 4). To probíhalo v prostorách Laboratoře chůze Centra kinantropologického výzkumu Fakulty tělesné kultury UP v Olomouci vždy pod vedením fyzioterapeutky. V rámci této osobní schůzky byl proband seznámen s průběhem vstupního vyšetření, celého výzkumu a následně byl podepsán informovaný souhlas o účasti ve studii (Příloha 5). Účastníci byli poučeni o tom, že mají možnost z výzkumu kdykoliv odstoupit.

Mezi odebrané anamnestické údaje vstupního vyšetření patřila hmotnost a výška jedince, dominantní dolní končetina, dále typ a intenzita prováděných pohybových aktivit, běžně používaný typ obuvi a odhad počtu kroků zvládnutých za den. Dále proběhlo zhodnocení Foot Posture Indexu (Redmond, Crosbie, & Ouvrier, 2006) a provedení Trendelenburgovy zkoušky (Wilshaw, Jo, & Tulchin-Francis, 2020). Na konci úvodní schůzky proběhl v případě experimentální skupiny výběr vhodné velikosti vybraného typu minimalistické obuvi.

Po vstupním vyšetření následovalo první měření kontrolní i experimentální skupiny. To probíhalo v květnu 2022 ve stejných prostorách jako vstupní vyšetření. Zde probandi experimentální skupiny dostali kromě předem vyzkoušené minimalistické obuvi také instrukce k postupnému a bezpečnému přechodu z konvenční obuvi na minimalistickou. Zdůrazněno bylo především to, že přechod musí být postupný a že je nutné se na chůzi více soustředit a našlapovat šetrněji a více naplocho než v běžně používané obuvi, jelikož tenká podrážka netlumí nárazy ve stejné míře jako konvenční obuv. Proto je také ze začátku lepší

zvolit přírodní terén než městský rovný povrch. Mezi další doporučení patřilo zařazení stimulace plosky masáží nebo mechanicky s použitím bodlinatého míčku (tzv. ježka) či zařazení aktivní cvičení nohy před samotnou chůzí pro lepší adaptaci. Zmíněna byla i možnost používání ponožek s důrazem na vhodnou velikost a materiál tak, aby ponožka nestlačovala prsty k sobě. K podrobnějším pokynům patřilo dávkování pohybové aktivity přepočítané v počtu kroků za den. Pro začátek intervence byly doporučeny spíše kratší vzdálenosti, kolem 2 500 kroků za den respektive 17 500 kroků za týden. Během třetího a čtvrtého týdne dle možností postupně navyšovat množství pohybové aktivity alespoň na 5 000 kroků za den nebo 35 000 kroků za týden. Zároveň byli také všichni účastníci poučeni o zařazení odpočinku v případě jakéhokoliv pocitu diskomfortu či vzniku bolesti nohou a možnosti telefonické konzultace s fyzioterapeutkou.

Samotnému měření vždy předcházel pětiminutový interval chůze bez záznamu po 15 m dlouhém chodníku, při kterém si proband zvykal na laboratorní podmínky. V jeho průběhu si účastník označil výchozí bod na chodníku a určil dolní končetinu, kterou následně vycházel, aby kroky vycházely na středy silových plošin. To zajistilo přirozenější chůzi bez nutnosti korekce délky kroku při došlapu na plošiny.

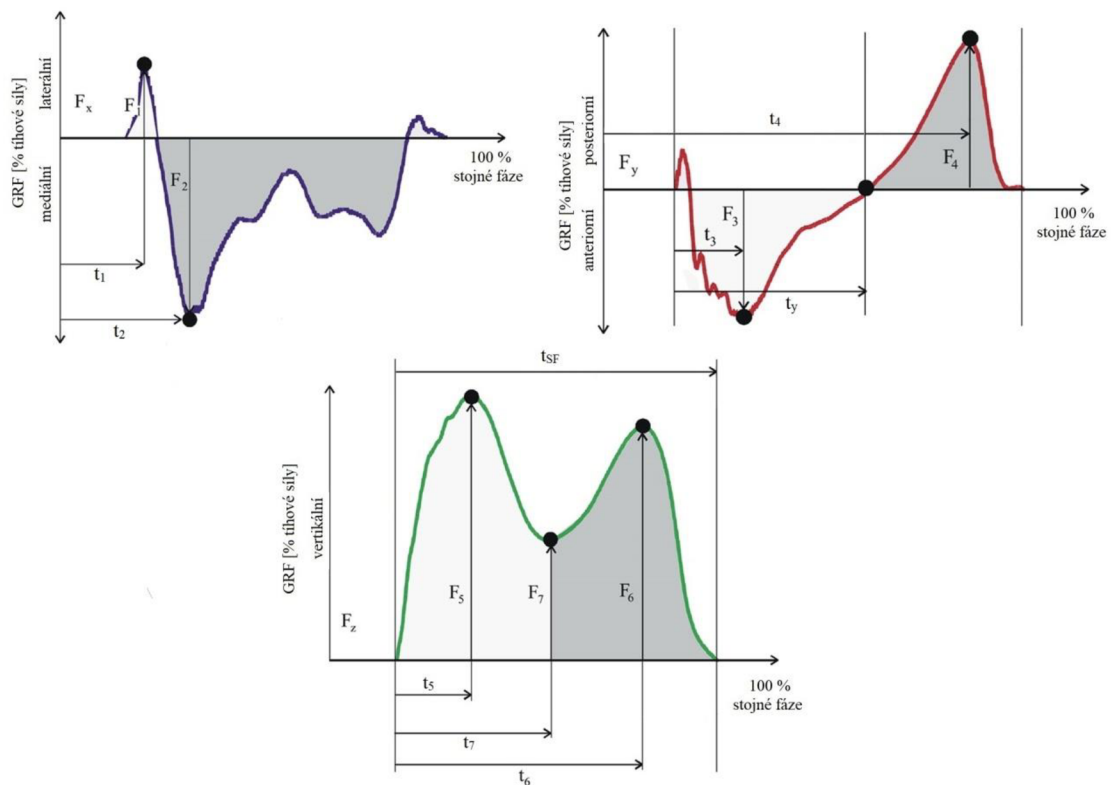
V případě kontrolní skupiny proběhlo vždy pouze jedno měření naboso. U experimentální skupiny následovalo ještě druhé měření, které probíhalo ve zvolené minimalistické obuvi s ponožkami, tato data nebyla v této práci použita. Probandi byli instruováni, aby při chůzi zvolili libovolnou rychlost chůze po chodníku. Jako platný byl uznán záznam pouze tehdy, když odpovídající dolní končetina došlápla na odpovídající silovou plošinu (levá dolní končetina na levou plošinu, pravá na pravou) a v případě, že krok vycházel na plošinu celou plochou chodidla.

Samotná intervence trvala přibližně 6 měsíců v závislosti na termínu vstupního a výstupního měření. Při pohybové aktivitě v minimalistické obuvi probandi používali zařízení pro záznam počtu kroků, který následně zapisovali do záznamového archu. Kromě množství pohybové aktivity zaznamenávali také typ terénu, který v daném týdnu převažoval, pocity při používání minimalistické obuvi, pociťované změny pohybového aparátu a další poznámky či postřehy související s intervencí. Průměrný referovaný počet kroků zaznamenaný účastníky z experimentální skupiny v průběhu intervence byl  $32\,653,8 \pm 10\,325,5$  za týden.

Poté se probandi dostavili k výstupnímu měření v listopadu 2022, které zakončilo celý výzkum, jehož průběh byl stejný jako u prvního měření.

Výsledná data byla zpracována ze šesti pokusů při chůzi naboso i v minimalistické obuvi. Mezi konkrétní sledované parametry patřily časoprostorové parametry chůze (rychlost,

délka stejné fáze, kadence a délka kroku), dále velikost a průběh jednotlivých složek GRF ve stejné fázi dolní končetiny při chůzi a jejich maxima a minima. Všechny silové a časové parametry byly dále normalizovány a jsou udávány v relativních jednotkách – časové údaje na délku trvání stejné fáze, silové parametry na velikost tíhové síly. Grafické zobrazení jednotlivých sledovaných proměnných je znázorněno na Obrázku 14.



Obrázek 14. Sledované parametry jednotlivých složek GRF ve stejné fázi GC (upraveno dle Svoboda et al., 2012)

*Poznámka:* GRF – reakční síla podložky;  $F_x$  – mediolaterální složka GRF;  $F_y$  – anteroposteriorní složka GRF;  $F_z$  – vertikální složka GRF.

Silové proměnné:  $F_1$  – maximum laterální síly;  $F_2$  – maximum mediální síly;  $F_3$  – maximum síly v decelerační fázi;  $F_4$  – maximum v akcelerační fázi;  $F_5$  – první vrchol vertikální síly;  $F_6$  – druhý vrchol vertikální síly;  $F_7$  – minimum vertikální síly.

Časové proměnné:  $t_{SF}$  – trvání stejné fáze;  $t_1$  – čas maxima laterální složky;  $t_2$  – čas maxima mediální složky;  $t_3$  – čas maxima decelerační fáze;  $t_4$  – čas maxima akcelerační fáze;  $t_5$  – čas prvního maxima vertikální síly;  $t_6$  – čas druhého maxima vertikální síly;  $t_7$  – čas minima vertikální síly;  $t_y$  – doba trvání decelerační fáze.

Pro doplnění je nutné zmínit, že část jedinců z experimentální skupiny měla již před začátkem výzkumu krátkodobou zkušenost s používáním minimalistické obuvi z předchozí měsíční studie, při které však nebyly zaznamenány žádné významné změny a tudíž nebyl



důvod tyto probandy z aktuálního výzkumu vyřadit. Rozmezí mezi jednotlivými výzkumy trvalo 4,5 měsíce, přičemž v tomto období nebyla u nikoho používána minimalistická obuv.

#### **4.4 Základní a statistické zpracování dat**

Základní zpracování naměřených dat bylo provedeno v počítačovém programu Vicon Nexus 2.12 (Vicon Motion Systems, Londýn, Velká Británie). Následně byla data vyexportována do souboru typu C3D a zpracování pokračovalo v programu Visual 3D (C-Motion, Germantown, USA), ze kterého byly údaje převedeny do textového souboru a postoupeny ke statistickému zpracování.

Ke statistickému zpracování sledovaných parametrů byl použit program STATISTICA 13 (StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat byly vypočítány základní popisné charakteristiky jednotlivých proměnných (aritmetický průměr, medián, směrodatná odchylka a konfidenční interval). Pro ověření normality rozložení dat jednotlivých proměnných byl použit Lillieforsův test. Vzhledem k tomu, že některá data nevykazovala normální rozložení a s přihlédnutím k nízkému počtu probandů byly pro určení rozdílů použity neparametrické testy – Mann-Whitneyův U test pro porovnání skupin, Wilcoxonův párový test pro porovnání vstupního a výstupního měření. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako  $\alpha = 0,05$ .

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Časoprostorové parametry

Základní časoprostorové parametry pro experimentální a kontrolní skupinu získané při vstupním a výstupním měření jsou uvedeny v Tabulce 2 a 3.

Tabulka 2. Časoprostorové parametry chůze experimentální skupiny ( $n = 12$ )

Proměnné	DK	před			po		
		<i>Me</i>	<i>IS -95 %</i>	<i>IS 95 %</i>	<i>Me</i>	<i>IS -95 %</i>	<i>IS 95 %</i>
Kadence [kroků/min]	L	108,3	101,3	112,5	109,4	102,3	112,9
	P	105,9	100,2	111,6	105,8	102,9	112,1
Délka kroku [m]	L	0,655	0,640	0,680	0,646	0,630	0,680
	P	0,663	0,636	0,685	0,649	0,628	0,681
Délka SF [s]	L	0,680	0,638	0,725	0,683	0,639	0,704
	P	0,674	0,645	0,720	0,668	0,641	0,712
Rychlost [m/s]		1,165	1,091	1,252	1,159	1,104	1,241

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina; L – levá; P – pravá; před – hodnoty vstupního měření, po – hodnoty výstupního měření; *Me* – medián; *IS -95%* – interval spolehlivosti -95 %; *IS 95%* – interval spolehlivosti 95 %.

Tabulka 3. Časoprostorové parametry chůze kontrolní skupiny ( $n = 12$ )

Proměnné	DK	před			po		
		<i>Me</i>	<i>IS -95 %</i>	<i>IS 95 %</i>	<i>Me</i>	<i>IS -95 %</i>	<i>IS 95 %</i>
Kadence [kroků/min]	L	107,8	103,4	116,8	109,8	105,4	115,6
	P	107,2	102,4	117,6	110,4	105,0	116,8
Délka kroku [m]	L	0,667	0,649	0,714	0,673	0,653	0,712
	P	0,668	0,652	0,707	0,661	0,648	0,702
Délka SF [s]	L	0,669	0,621	0,710	0,645	0,620	0,694
	P	0,673	0,621	0,711	0,663	0,629	0,697
Rychlost [m/s]		1,232	1,141	1,357	1,232	1,168	1,335

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina; L – levá; P – pravá; před – hodnoty vstupního měření, po – hodnoty výstupního měření; *Me* – medián; *IS -95%* – interval spolehlivosti -95 %; *IS 95%* – interval spolehlivosti 95 %.

Při porovnání dvojic sledovaných časoprostorových parametrů s využitím znaménkového a Wilcoxonova párového testu nebyl nalezen signifikantní rozdíl mezi vstupním a výstupním měřením pro žádný ze sledovaných parametrů ( $p > 0,05$ ; Příloha 6 a 7). Při porovnání časoprostorových parametrů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ( $p > 0,05$ ) mezi experimentální a kontrolní skupinou (Příloha 8).

## 5.2 Silové parametry

Základní charakteristika silových parametrů získaná při vstupním a výstupním měření je pro experimentální a kontrolní skupinu uvedena v Tabulce 4 a 5.

Tabulka 4. Velikosti jednotlivých složek GRF experimentální skupiny ( $n = 12$ )

Proměnné	DK	před			po		
		<i>Me</i>	<i>IS -95%</i>	<i>IS 95%</i>	<i>Me</i>	<i>IS -95%</i>	<i>IS 95%</i>
Hmotnost [kg]		70,000	57,581	78,419	70,000	57,682	77,652
F <sub>1</sub>	L	2,830	2,250	3,453	2,648	2,004	3,177
	P	2,958	2,555	3,588	2,792	2,183	3,327
F <sub>2</sub>	L	-5,346	-6,488	-4,383	-5,037	-6,455	-4,441
	P	-3,974	-4,898	-3,543	-4,413	-5,106	-3,604
F <sub>3</sub>	L	-16,679	-18,906	-14,801	-16,679	-18,906	-14,801
	P	-15,943	-20,421	-14,634	-15,943	-20,421	-14,634
F <sub>4</sub>	L	20,381	17,581	24,381	20,381	17,581	24,381
	P	22,591	18,615	25,152	22,591	18,615	25,152
F <sub>5</sub>	L	108,342	98,036	121,947	111,605	101,745	123,608
	P	108,263	98,464	121,676	111,487	101,976	122,093
F <sub>6</sub>	L	113,130	103,249	127,741	117,213	107,294	129,536
	P	113,644	104,656	129,146	120,494	109,964	131,285
F <sub>7</sub>	L	75,199	69,196	86,650	76,826	70,051	85,332
	P	76,080	67,955	85,292	76,029	69,245	84,438

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina; L – levá, P – pravá; před – hodnoty vstupního měření; po – hodnoty výstupního měření; *Me* – medián; *IS -95%* – interval spolehlivosti -95 %; *IS 95%* – interval spolehlivosti 95 %.

Silové proměnné: F<sub>1</sub> – maximum laterální síly; F<sub>2</sub> – maximum mediální síly; F<sub>3</sub> – maximum síly v decelerační fázi; F<sub>4</sub> – maximum v akcelerační fázi; F<sub>5</sub> – první vrchol vertikální síly; F<sub>6</sub> – druhý vrchol vertikální síly; F<sub>7</sub> – minimum vertikální síly.

Tabulka 5. Velikost jednotlivých složek GRF kontrolní skupiny ( $n = 12$ )

Proměnné	DK	před			po		
		<i>Me</i>	<i>IS -95%</i>	<i>IS 95%</i>	<i>Me</i>	<i>IS -95%</i>	<i>IS 95%</i>
Hmotnost [kg]		62,500	57,460	70,873	62,500	57,460	70,873
F <sub>1</sub>	L	3,079	2,312	3,668	2,923	1,980	3,479
	P	3,625	2,706	4,227	3,347	2,379	3,960
F <sub>2</sub>	L	-5,679	-6,269	-4,841	-5,219	-6,203	-4,766
	P	-3,813	-4,580	-2,810	-5,018	-5,417	-3,762
F <sub>3</sub>	L	-18,292	-20,327	-16,517	-18,525	-20,858	-16,790
	P	-18,513	-20,187	-17,297	-18,336	-21,095	-16,969
F <sub>4</sub>	L	20,323	18,878	21,992	20,548	19,210	22,188
	P	21,582	20,523	22,912	22,639	20,436	23,266
F <sub>5</sub>	L	110,004	105,588	116,573	112,935	106,804	118,211
	P	111,389	106,536	117,018	112,333	106,874	117,579
F <sub>6</sub>	L	113,090	110,393	116,215	113,849	110,682	115,606
	P	114,487	112,485	118,566	115,896	112,341	117,739
F <sub>7</sub>	L	82,053	75,625	84,785	78,527	74,693	85,412
	P	78,672	72,526	83,631	76,328	73,195	83,794

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina; L – levá, P – pravá; před – hodnoty vstupního měření; po – hodnoty výstupního měření; *Me* – medián; *IS -95%* – interval spolehlivosti -95 %; *IS 95%* – interval spolehlivosti 95 %.

Silové proměnné: F<sub>1</sub> – maximum laterální síly; F<sub>2</sub> – maximum mediální síly; F<sub>3</sub> – maximum síly v decelerační fázi; F<sub>4</sub> – maximum v akcelerační fázi; F<sub>5</sub> – první vrchol vertikální síly; F<sub>6</sub> – druhý vrchol vertikální síly; F<sub>7</sub> – minimum vertikální síly.

Při porovnání hodnot silových parametrů vstupního a výstupního měření byl nalezen signifikantní nárůst pro parametr F<sub>6</sub>, tedy druhé maximum vGRF v průběhu stejné fáze GC pravé ( $p = 0,028$ ) i levé ( $p = 0,041$ ) dolní končetiny (Příloha 9).

V případě kontrolní skupiny byl nalezen statisticky významný rozdíl pro parametr F<sub>1</sub> (maximum laterální síly;  $p = 0,043$ ) na levé dolní končetině a pro parametr F<sub>2</sub> (maximum mediální síly;  $p = 0,015$ ) na pravé dolní končetině (Příloha 10).

Při porovnání silových parametrů mezi oběma skupinami byl nalezen statisticky signifikantní rozdíl ( $p = 0,04$ ) pouze pro druhé maximum vertikální složky GRF (parametr F<sub>6</sub>) pravé dolní končetině při výstupním měření (Příloha 11).

### 5.3 Časové parametry průběhu sil

Základní charakteristika sledovaných časových parametrů průběhu jednotlivých složek GRF je uvedena v Tabulce 6 a 7.

Tabulka 6. Časové parametry průběhu sil experimentální skupiny ( $n = 12$ )

Proměnné	DK	před			po		
		<i>Me</i>	<i>IS -95%</i>	<i>IS 95%</i>	<i>Me</i>	<i>IS -95%</i>	<i>IS 95%</i>
Délka SF [s]	L	0,680	0,638	0,725	0,683	0,639	0,704
	P	0,674	0,645	0,720	0,668	0,641	0,712
$t_1$	L	4,000	3,712	4,623	4,000	3,771	4,729
	P	4,000	3,712	4,623	4,000	3,771	4,729
$t_2$	L	22,500	20,480	26,853	23,000	21,173	28,161
	P	24,000	21,752	28,081	25,500	22,695	29,472
$t_3$	L	16,000	15,041	16,793	16,000	14,863	18,137
	P	15,500	14,978	16,522	16,000	14,925	18,241
$t_y$	L	46,500	43,937	51,730	46,000	41,166	51,001
	P	46,000	43,619	48,048	46,500	44,063	49,270
$t_4$	L	86,500	84,947	87,553	86,000	84,846	86,654
	P	86,000	85,127	87,040	86,000	85,408	86,925
$t_5$	L	23,500	22,313	25,187	23,500	22,392	25,108
	P	24,000	22,216	24,950	24,000	22,662	25,172
$t_6$	L	76,500	74,997	77,670	76,000	74,984	77,182
	P	76,500	75,308	77,359	76,000	74,883	50,647
$t_7$	L	48,000	46,638	49,695	49,000	47,951	50,215
	P	48,000	46,951	49,049	48,000	47,019	50,647

*Výsvětlivky:* SF – stojná fáze; L – levá; P – pravá; před – hodnoty vstupního měření; po – hodnoty výstupního měření; *Me* – medián; *IS -95%* – interval spolehlivosti -95 %; *IS 95%* – interval spolehlivosti 95 %.

Časové proměnné: SF – stojná fáze;  $t_1$  – čas maxima laterální složky;  $t_2$  – čas maxima mediální složky;  $t_3$  – čas maxima decelerační fáze;  $t_y$  – doba trvání decelerační fáze;  $t_4$  – čas maxima akcelerační fáze;  $t_5$  – čas prvního maxima vertikální síly;  $t_6$  – čas druhého maxima vertikální síly;  $t_7$  – čas minima vertikální síly.

Tabulka 7. Časové parametry průběhu sil kontrolní skupiny ( $n = 12$ )

Proměnné	DK	před			po		
		<i>Me</i>	<i>IS -95%</i>	<i>IS 95%</i>	<i>Me</i>	<i>IS -95%</i>	<i>IS 95%</i>
Délka SF [s]	L	0,669	0,621	0,710	0,645	0,620	0,694
	P	0,673	0,621	0,711	0,663	0,629	0,697
$t_1$	L	4,000	3,253	4,081	4,000	3,080	4,870
	P	4,000	3,551	4,145	3,500	3,159	4,008
$t_2$	L	22,500	19,454	26,880	22,000	19,495	26,672
	P	22,000	18,446	24,887	24,000	20,573	28,761
$t_3$	L	15,000	14,228	15,605	15,500	14,708	15,959
	P	16,000	15,101	16,899	15,000	14,641	16,692
$t_y$	L	43,500	40,537	52,463	47,000	40,466	52,367
	P	47,000	38,196	51,638	46,000	37,581	48,586
$t_4$	L	86,000	85,511	86,655	86,500	86,011	87,155
	P	86,000	85,450	86,716	86,000	85,845	86,989
$t_5$	L	23,000	21,666	23,500	23,000	21,505	23,995
	P	22,500	21,887	23,947	22,500	21,175	24,159
$t_6$	L	76,500	75,484	77,682	77,000	76,018	78,149
	P	77,000	76,000	77,834	76,500	75,932	77,568
$t_7$	L	47,000	45,970	49,197	47,000	45,178	48,989
	P	48,500	46,947	49,553	47,500	46,077	49,423

*Vysvětlivky:* SF – stojná fáze; L – levá; P – pravá; před – hodnoty vstupního měření; po – hodnoty výstupního měření; *Me* – medián; *IS -95%* – interval spolehlivosti -95 %; *IS 95%* – interval spolehlivosti 95 %.

Časové proměnné: SF – stojná fáze;  $t_1$  – čas maxima laterální složky;  $t_2$  – čas maxima mediální složky;  $t_3$  – čas maxima decelerační fáze;  $t_y$  – doba trvání decelerační fáze;  $t_4$  – čas maxima akcelerační fáze;  $t_5$  – čas prvního maxima vertikální síly;  $t_6$  – čas druhého maxima vertikální síly;  $t_7$  – čas minima vertikální síly.

Při porovnání časových proměnných charakterizujících průběh jednotlivých složek GRF nebyl pro experimentální skupinu nalezen žádný statisticky významný rozdíl ( $p > 0,05$ ) mezi vstupním a výstupním měřením (Příloha 12). V případě kontrolní skupiny byla statisticky významná změna nalezena v parametru  $t_2$  (čas dosažení maxima mediální složky) pro pravou dolní končetinu ( $p = 0,027$ ) a pro parametr  $t_3$  (čas dosažení maxima decelerační fáze) pro levou dolní končetinu ( $p = 0,043$ ; Příloha 13).

Mezi experimentální a kontrolní skupinou existuje statisticky významný rozdíl ( $p = 0,032$ ) pro parametr  $t_1$  (čas dosažení maxima laterální složky) při výstupním měření (Příloha 14).

## 5.4 Komentář k výzkumné otázce V<sub>1</sub>

V1. Jak se změní zatížení nohy při dlouhodobém používání minimalistické obuvi?

Statisticky významné změny silových parametrů u experimentální skupiny byly nalezeny pouze pro velikost druhého maxima vGRF ( $F_6$ ). Změna byla zaznamenána u obou dolních končetin, přičemž u pravé dolní končetiny došlo ke zvětšení hodnoty parametru  $F_6$  u 83,3 % případů a relativní nárůst velikosti síly byl téměř 7 % (vztaženo k tíhové síle). Pro pravou dolní končetinu se velikost druhého vrcholu vGRF zvýšila u 75 % případů a relativní velikost síly se zvětšila o 4 %. Průběh jednotlivých složek GRF a časoprostorová charakteristika chůzového cyklu zůstaly u experimentální skupiny bez významných změn.

U kontrolní skupiny byl nalezen signifikantní rozdíl u mlGRF. V případě levé dolní končetiny došlo ke zmenšení maxima laterální síly u 83,3 % případů, u pravé dolní končetiny došlo ke zvětšení maxima mediální síly u 83,3 % případů. Nicméně díky velké variabilitě mlGRF a vzhledem k nízkému počtu probandů nepovažujeme tyto změny za relevantní.

## 5.5 Komentář k výzkumné otázce V<sub>2</sub>

V2. Má dlouhodobé používání minimalistické obuvi vliv na zatížení nohy při chůzi ve srovnání s kontrolní skupinou?

Ke statisticky významné změně silového parametru  $F_6$  (druhé maximum vGRF) došlo i při porovnání výstupních hodnot mezi kontrolní a experimentální skupinou pro pravou dolní končetinu. Pro zbývající silové parametry nebyl nalezen významný rozdíl mezi oběma skupinami.

Z výše uvedených výsledků lze usuzovat, že dlouhodobé používání minimalistické obuvi může vést k nárůstu druhého maxima vGRF.

## 6 DISKUZE

Bipedální chůze je pro člověka nejčastěji provozovanou pohybovou aktivitou. Více než 7 milionů let člověk chodil naboso a lidská noha je tomuto způsobu lokomoce z evolučního hlediska velmi dobře adaptovaná. Rozvoj první obuvi je datován zhruba do doby před 50 000 lety a jako nejpravděpodobnější důvod pro její vznik považujeme potřebu chránit chodidla proti klimatickým a mechanickým vlivům prostředí. V tomto kontextu je nutné si uvědomit, že konvenční obuv je od té prvotní diametrálně odlišná. Moderní obuv často nevyhovuje anatomickému tvaru a velikosti nohy, omezuje propriocepci chodidla vysokou tlumící vrstvou a obsahuje množství podpůrných prvků, které negují evolučně vybudované kompenzační mechanismy nohy. Tento nesoulad mezi adaptačními principy a konstrukcí moderní obuvi může vést ke vzniku funkčních poruch a zranění (Davis et al. 2021, Wallace et al., 2018).

V posledních letech bosá chůze nabývá na popularitě, nicméně pro většinu habituálně obouvanou populaci je v urbanistickém prostředí nepřijatelná. Kompromisem mezi návratem k přirozenosti a moderním způsobem obouvání se stala obuv minimalistická, jejíž hlavní snahou je zachování základní ochranné funkce při co nejmenší možné míře ovlivnění biomechaniky pohybu. Přestože je na trhu k dostání stále větší výběr minimalistické obuvi, existuje pouze malé množství vědeckých poznatků, které by hodnotilo její vliv na morfologické a biomechanické parametry dolní končetiny, a tato problematika je stále intenzivně debatovaná na klinické i vědecké úrovni (Huber et al., 2022). Většina dosavadních odborných zdrojů v souvislosti s minimalistickou obuví se zabývá hodnocením kinetických a kinematických parametrů běhu v minimalistické obuvi (Hollander et al., 2019; Ogston, 2019; Sinclair, Hobbs, Currihan, & Taylor, 2013). V souvislosti s biomechanikou normální chůze v tomto typu obuvi lze dohledat pouze minimum studií. Jednou z oblastí jejího potenciálního působení jsou silové a časoprostorové parametry chůze, na které je zaměřena i tato diplomová práce. Jejím hlavním cílem bylo zhodnotit vliv minimalistické obuvi na zatížení nohy s využitím dvou silových plošin po proběhlé šestiměsíční intervenci spočívající v běžné chůzi v tomto typu obuvi, a určit změny časoprostorových parametrů.

Vzhledem k tomu, že chůze v minimalistické obuvi je považována za alternativu chůze naboso, měly by jejich biomechanické parametry být obdobné. Franklin a kol. (2015) v systematickém přehledu shrnul dosavadní poznatky o rozdílech v biomechanice chůze naboso a v běžné obuvi. Dle závěrů této práce dochází při chůzi naboso ke zkrácení kroku a nárůstu



kadence. V parametru rychlosti chůze nacházíme v jednotlivých studiích nesoulad, přičemž část uvádí zpomalení při chůzi naboso a část nepopisuje žádné významné rozdíly. Kinetické proměnné použité v různých odborných publikacích jsou poměrně rozmanité a výsledky jednotlivých studií se vzájemně liší. Část výstupů uvádí při chůzi naboso ve srovnání s chůzí v běžné obuvi menší první vrchol vGRF, nižší pokles mezi prvním a druhým vrcholem vGRF a menší brzdicí a propulzní sílu apGRF (Sacco, Akashi, & Hennig, 2010). S uvedenou změnou v parametrech vGRF souhlasí i další studie, nicméně pro apGRF uvádí naopak nárůst propulzní síly při chůzi naboso ve srovnání s chůzí v běžné obuvi (Keenan, Franz, Dicharry, Della Croce, & Kerrigan, 2011). Zhang a kol. (2013) dále uvádí signifikantní rozdíly v rychlosti zatížení nohy ve fázi postupného zatěžování ve smyslu rychlejšího nárůstu zatížení při chůzi naboso. Je-li minimalismus v obouvání kompromisem mezi stavem naboso a v konvenční obuvi, měli bychom výše uvedené změny pozorovat v jisté míře také u minimalistického typu obuvi ve srovnání s běžnou obuví. V této oblasti publikoval přehled poznatků Davis a kol. (2021), který shromáždil dosavadní výzkumy o vlivu minimalistické obuvi a jejího používání na lidské tělo. Mezi benefity uvádí předpoklad snížení rizika vzniku zranění, posílení krátkých a dlouhých svalů nohy, zesílení Achillovy šlachy a plantární fascie, plynulejší zatěžování nohy při došlapu, zlepšení rovnováhy a další. Změny kinetických či kinematických parametrů práce neuvádí. Autor také upozorňuje na nutnost postupného přechodu z konvenčního typu obuvi při jejím habituálním použití a přiklání se k používání minimalistické obuvi od dětského věku pro přirozenou adaptaci a omezení rizika vzniku zranění při pozdějším přechodu na tento typ obuvi.

Hierarchické uspořádání naměřených biomechanických parametrů chůze naboso, v minimalistické obuvi a v konvenční obuvi publikoval ve svém výzkumu Huber a spol. (2022). Tato práce hodnotila okamžitý vliv chůze v minimalistickém typu obuvi na kinetické parametry chůze v porovnání s chůzí naboso a v běžné obuvi. Výzkumný vzorek zahrnoval 32 dospělých a podmínkou pro účast ve výzkumu byla nulová předchozí zkušenost s používáním minimalistické obuvi, nepřítomnost akutních či chronických zdravotních problémů v oblasti dolních končetin v posledních 4 měsících a také přítomné bolesti zad, které by mohly ovlivňovat způsob chůze. V naší práci nacházíme téměř totožná kritéria pro přijetí, což nám může indikovat podobnost výzkumného souboru. Mezi sledované parametry patřila mj. délka kroku, rychlost chůze, maximální zatížení nohy ve vertikálním směru (vGRF) a tzv. *foot progression angle* definovaný jako úhel chodidla vůči jeho podélné ose ve stojné fázi. U všech sledovaných parametrů byly hodnoty chůze v minimalistické obuvi mezi hodnotami parametrů naboso a v konvenční obuvi blíže k bosé chůzi, což potvrzuje hypotézu o

minimalistické obuvi jako kompromisu mezi zbylými dvěma stavy. V rámci časoprostorových charakteristik byl nalezen signifikantní rozdíl u všech tří podmínek chůze, přičemž nejkratší délka kroku se současnou nejvyšší kadencí byla u chůze naboso. Zkrácení kroku ani nárůst kadence chůze jsme po ukončení intervence v rámci naší práce nepotvrdili. Významné rozdíly mezi třemi odlišnými podmínkami chůze byly, podobně jako v naší studii, také v hodnotách vGRF. V tomto výzkumu bylo maximum vGRF hodnoceno zvláště pro zánoží, středonoží a předonoží. Významné změny byly nalezeny pro oblast středonoží a předonoží, přičemž největší hodnoty druhého vrcholu vGRF bylo dosaženo při chůzi naboso, nevýznamně menší při pokusu v minimalistické obuvi. Ke stejným závěrům jsme došli i po prodělání šestiměsíční intervence.

Druhou studií tohoto typu z posledních let, kterou se nám v dostupných databázích podařilo dohledat, je výzkum autorů Hannigan a Pollard (2021). Tito autoři porovnávali okamžitý vliv minimalistické, tradiční a tzv. maximalistické obuvi na biomechaniku chůze u 16 starších žen. Maximalistická obuv byla charakterizovaná dropem 4 mm, výškou pod patou 33 mm a výškou v oblasti prstů 29 mm. Jako tradiční obuv byla zvolena běžná běžecká obuv s dropem 12 mm, výškou pod patou 28 mm a výškou pod prsty 16 mm. Jako minimalistická obuv byla při testování použita obuv s nulovým dropem a výškou pod patou i prsty 7 mm. Pro změnu rychlosti chůze nebyly nezaznamenány žádné signifikantní rozdíly, stejně jako v případě naší i předešlé studie. Významný rozdíl byl nalezen pro průměrnou i okamžitou míru zatížení mezi minimalistickou a tradiční obuví ve smyslu většího a rychlejšího zatížení nohy při IC a LR. Naopak pro první ani druhé maximum vGRF významné rozdíly nalezeny nebyly. To odporuje výsledkům předešlé studie i našim závěrům. Další práce, které by hodnotily vliv používání minimalistické obuvi na kinetické parametry chůze, se nám nepodařilo dohledat.

Vzhledem k velké variabilitě minimalistické obuvi je nutné posoudit, zda zvolená experimentální obuv v diskutované literatuře splňuje parametry pro toto zařazení a zda nacházíme mezi použitými modely podobnost. Coetzee a spol (2018) popsal parametry minimalistické obuvi takto: maximální hmotnost boty 200 g, výška pod patou 20 mm a méně a rozdíl ve výšce mezi patou a předonožím 7 mm a méně. Model City (Leguano), použitý v první zmíněné studii, je charakterizovaný vysokou mírou flexibility bez přítomnosti tlumivých prvků a jakékoliv opory nožní klenby, s nulovým dropem a s nízkou hmotností 180 g (EU velikost boty 39), přesná výška podešve však není v práci. Ve druhém případě byl pro testování zvolen model Trail Glove (Merrell) s nulovým dropem a výškou pod patou i prsty 7 mm. Hmotnost boty je dle výrobce 151 g pro nespecifikovanou velikost. Model Chitra Bare

(Ahinsa) použitý u experimentální skupiny v rámci našeho měření a intervence má nulový drop, výšku podrážky 2 mm s terénním vzorkem vysokým 2 mm. Hmotnost boty udávaná je výrobcem 200 g. Všechny tři modely tedy splňují kritéria minimalistické obuvi.

Vzhledem k tomu, že dlouhodobý vliv používání minimalistické obuvi byl doposud zkoumán pouze pro biomechaniku běhu, budeme při porovnávání našich závěrů vycházet ze dvou výše popsaných studií zabývajících se akutními změnami chůze.

Dle výsledků našeho výzkumu byla zaznamenána signifikantní změna u experimentální skupiny ve velikosti vertikálního zatížení nohy. Na obou dolních končetinách došlo k nárůstu druhého maxima vertikálního zatížení bez významné změny v průběhu vGRF. Významnou změnu stejného parametru uvádí Huber a spol. (2022) v rámci sledování okamžitých změn chůze za různých podmínek. Druhé maximum vGRF je výsledkem aktivní síly, kterou noha vytváří při odrazu od podložky. Při chůzi naboso si výsledky obou měření můžeme vysvětlit tím, že noha není omezena v pohybu neflexibilní podrážkou obuvi ani jejím tvarem a může tak dojít k optimálnímu odrazu (toe off), který se projeví zvýšením druhého maxima vGRF. Stejně tomu je i v případě minimalistické obuvi, která svým tvarem neutlačuje chodidlo a je dostatečně flexibilní, tedy neomezuje pohyby nohy. Toto vysvětlení by stačilo u akutní změny podmínek, nicméně v případě naší studie byly podmínky při vstupním i výstupním měření stejné, tudíž je potřeba hledat příčinu jinde. Jedním z benefitů spojovaných s používáním minimalistické obuvi je posílení krátkých a dlouhých svalů nohy. Holowka, Wallace a Lieberman (2018) uvádí, že u vzorku populace habituálně používající minimalistický typ obuvi našli hypertrofii v oblasti m. abductor hallucis a m. abductor digiti minimi v porovnání s populací běžně používající konvenční obuv, což přisuzují větším nárokům kladeným na krátké svaly nohy při chůzi v obuvi bez podpůrných prvků. Další studie popisuje nárůst svalové hmoty krátkých svalů nohy při přechodu z běžné obuvi na minimalistickou v průběhu 8 týdnů trvající intervence spočívající v progresivním tréninku chůze v tomto typu obuvi (Ridge et al., 2019). K podobným závěrům došli autoři i několika dalších výzkumů podobného charakteru, kde kromě svalové hypertrofie zaznamenali i významný nárůst svalové síly (Chen et al., 2016; Johnson, Myrer, Mitchell, Hunter, & Ridge, 2016; Miller, Whitcome, Lieberman, Norton, & Dyer, 2014). Právě aktivita krátkých svalů nohy přispívá ke zvýšené tuhosti metatarsofalangeálních kloubů na konci stojné fáze GC, což umožňuje efektivnější odraz, který se projeví nárůstem druhého vrcholu vGRF (Farris, Kelly, Cresswell, & Lichtwark, 2019; Papachatzis, Malcolm, Nelson, & Takahashi, 2020). Pro potvrzení souvislosti mezi posílením krátkých svalů nohy a dynamičtějším odrazem nohy od podložky je však potřeba provést další výzkumy.

## **Limity výzkumu**

Mezi limitující faktory této studie lze zařadit velikost výzkumného souboru ( $n = 24$ ). Pro spolehlivější výsledky měření by bylo vhodné provést experiment na větším počtu probandů.

Potenciálně limitujícím faktorem mohla být i stanovená délka intervence v řádu šesti měsíců. Tu považujeme za dlouhodobou, nicméně její delší trvání by mohlo ozřejmit změny ve více biomechanických parametrech chůze.

Za nutné považují zmínit skutečnost, že část probandů experimentální skupiny absolvovala před začátkem této studie krátkodobý výzkum chůze v minimalistické obuvi, čímž byla porušena podmínka nulové zkušenosti s používáním tohoto typu obuvi. Nicméně vzhledem k tomu, že délka intervence byla pouze jeden měsíc a výsledná data nezaznamenala žádné signifikantní rozdíly v kinematice chůze, nebyl důvod tyto probandy z výzkumu vyřadit.

## 7 ZÁVĚR

Při posouzení možného vlivu dlouhodobého používání minimalistické obuvi na zatížení nohy při chůzi, jsme našli pouze minimální počet významných rozdílů mezi měřeními před intervencí a po jejím ukončení.

Porovnáním naměřených hodnot získaných ze dvou silových plošin byl u experimentální skupiny nalezen statisticky významný rozdíl u druhého vrcholu vertikální složky reakční síly na levé i pravé dolní končetině. V obou případech došlo k nárůstu této hodnoty po absolvování intervence. Velikost druhého vrcholu vertikální složky reakční síly byla po ukončení intervence u experimentální skupiny významně větší než u skupiny kontrolní. Použití minimalistické obuvi tedy, při zachování srovnatelné rychlosti chůze, zvýšilo dynamiku chůze ve fázi odrazu.

U kontrolní skupiny došlo na levé dolní končetině k významnému snížení maximální hodnoty laterální síly, na pravé dolní končetině se významně zvětšilo maximum síly mediální. Tyto změny vzhledem k vysoké variabilitě mediolaterální složky a k nízkému počtu probandů však nepovažujeme za relevantní.

Z výše uvedeného vyplývá, že dlouhodobé používání minimalistického typu obuvi vedlo při chůzi k nárůstu síly při provedení odrazu. Pro další výzkumy podobného zaměření by bylo vhodné prodloužit celkovou dobu trvání intervence nebo zvýšit průměrný čas používání minimalistické obuvi během dne.

## 8 SOUHRN

Hlavním cílem této diplomové práce bylo posouzení možného vlivu dlouhodobého používání minimalistické obuvi na biomechaniku chůze a zatížení nohy. Sledovanými parametry byla velikost a průběh jednotlivých složek reakční síly podložky a časoprostorová charakteristika chůze naboso.

V přehledu poznatků v úvodu této práce je pozornost věnována funkční anatomii a kineziologii nohy. Obsahem dalších kapitol je popis chůzového cyklu, základních pojmů biomechaniky chůze a vysvětlení dynamické (kinetické) analýzy chůze, kterou se tato práce primárně zabývá. Poslední část zahrnuje charakteristiku minimalistické obuvi a přehled dosavadních vědeckých poznatků zabývajících se touto problematikou.

Výzkumný soubor zahrnoval celkem 24 osob, konkrétně 8 mužů a 16 žen ve věku  $26,1 \pm 5,2$  let, s průměrnou výškou  $171,5 \pm 11,0$  cm a průměrnou hmotností  $66,0 \pm 13,6$  kg. Mezi podmínky účasti ve studii patřila nulová předchozí zkušenost s používáním minimalistické obuvi či pravidelným provozováním chůze naboso, jež by mohla výsledky práce ovlivnit. Na začátku výzkumu všichni účastníci podstoupili vstupní vyšetření, po kterém následovalo první měření kinetických parametrů chůze naboso s využitím dvou silových plošin (Kistler Group) synchronizovaných s kinematickým systémem Vicon Vantage V5 (Vicon Motion Systém). Jako vhodný typ intervenční obuvi byl vybrán model Chitra Bare od českého výrobce Ahinsa shoes, který splňoval základní požadavky minimalistické obuvi na nulový drop, vysokou míru flexibility a absenci tlumících prvků. Intervence spočívala v každodenním používání zvoleného typu obuvi v průběhu běžných denních aktivit či sportovní činnosti a délka jejího trvání byla stanovena na půl roku ( $26,9 \pm 1,0$  týden). Poté byli všichni účastníci pozváni ke druhému, výstupnímu měření. Pro účely této práce bylo použito 6 pokusů chůze přes silové plošiny z každého měření. Naměřená data byla následně zpracována a statisticky vyhodnocena.

Signifikantní změny ve sledovaných parametrech byly pro experimentální skupinu zaznamenány pouze pro hodnoty velikosti druhého vrcholu vertikální složky reakční síly podložky obou dolních končetin. Statisticky významná změna byla nalezena také porovnáním stejného parametru výstupního měření mezi experimentální a kontrolní skupinou. Průběh reakční síly podložky a časoprostorová charakteristika nevykazovala žádné významné rozdíly po ukončení intervence.

Z výše uvedených výsledků vyplývá, že dlouhodobé používání minimalistické obuvi v naší studii mělo vliv na nárůst síly při provedení odrazu. Vzhledem k nedostatku vědeckých publikací zabývajících se dlouhodobým účinkem tohoto typu obuvi na kinematické parametry chůze nemáme získané výsledky s čím porovnat. Předmětem dalšího zkoumání by mohlo být prodloužení intervenčního intervalu, při kterém by se biomechanické změny chůze projevíly ve větším rozsahu.

## 9 SUMMARY

The main target of the thesis was to assess the effect of long-term use of minimalist footwear on gait biomechanics and foot loading. The analyzed parameters included the magnitude and course of the different components of ground reaction force and spatiotemporal characteristics of barefoot walking.

The literature review in the introduction of the thesis discusses the functional anatomy and kinesiology of the foot. The following chapters deal with the description of the gait cycle, basic concepts of gait biomechanics, and the explanation of the dynamic (kinetic) analysis of gait, which is the primary focus of the present thesis. The last section includes the characterization of minimalist footwear, providing a review of the current scientific knowledge dealing with this issue.

The study population included a total of 24 subjects, namely 8 males and 16 females, aged  $26.1 \pm 5.2$  years, with a mean height of  $171.5 \pm 11.0$  cm and a mean weight of  $66.0 \pm 13.6$  kg. The participation of subjects in the study was conditioned with no previous experience of minimalist footwear use or regular barefoot walking, as these could have influenced the results. At the beginning of the study, all participants underwent an initial examination followed by an initial measurement of barefoot walking kinetic parameters using two force plates (Kistler Group) synchronized with the Vicon Vantage V5 kinematic system (Vicon Motion System). The Chitra Bare model from the Czech manufacturer Ahinsa shoes was selected as a suitable type of intervention shoe, which met the basic requirements of a minimalist shoe for zero drop, high flexibility and absence of cushioning features. The intervention consisted of daily use of the selected shoe type during normal daily activities or sports activities and the duration of the intervention was set at half a year ( $26.9 \pm 1.0$  weeks). Afterwards, all probands were invited for a second, baseline measurement. For the purpose of this study, 6 trials of walking across the force plate were used. The measured data were processed and statistically evaluated.

Significant changes in the analyzed parameters were recorded for the experimental group only for the values of the second peak of the vertical component of the ground reaction force of both lower limbs. A statistically significant change was also found by comparing the same parameter of the output measurement between the experimental and control groups. The



course of the ground reaction force and the spatiotemporal characteristics showed no significant differences after the intervention.

The results suggest that the long-term use of minimalist footwear in the study led to an increase in push off force. Due to the lack of research dealing with the long-term effect of this type of footwear on the kinematic parameters of gait, there is nothing to compare the results with. The subject of further investigation could include the extension of the intervention interval, at which the biomechanical changes in gait would manifest themselves to a greater extent.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anderson, J., Williams, A. E., & Nester, Ch. (2021). Musculoskeletal disorders, foot health and footwear choice in occupations involving prolonged standing. *Ergonomics*, *81*, 103079. doi: 10.1016/j.ergon.2020.103079
- Agresta, C., Kessler, S., Southern, E., Goulet, G. C., Zernicke, R., & Zender, J. D. (2018). Immediate and short-term adaptations to maximalist and minimalist running shoes. *Footwear Science*, *10*(2), 95-107. doi: 10.1080/19424280.2018.1460624
- Au, E. Y. L., & Goonetilleke, R. S. (2013) Capturing footwear needs for delighting customers. In R. S. Goonetilleke (Ed.) *The Science of Footwear* (pp. 177-192). Boca Raton, FL: CRB Press. ISBN: 978-1-4398-3569-2
- Barwick, A. L., van Netten, J. J., Reed, L. F., & Lazzarani, P. A. (2018). Independent factors associated with wearing different types of outdoor footwear in a representative inpatient population: A cross-sectional study. *Journal of Foot and Ankle Research*, *11*(19). doi: 10.1186/s13047-018-0260-7
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-5259-3
- Bowman, K. (2017). *Celým tělem naboso: zdárný přechod na minimalistickou obuv*. Praha: DharmaGaia. ISBN: 978-80-7436-069-5
- Branthwaite, H., & Chockalingam, N. (2019). Everyday footwear: An overview of what we know and what we should know on ill-fitting footwear and associated pain and pathology. *The Foot*, *38*, 11-14. doi: 10.1016/j.foot.2019.01.007
- Broscheid, K.-Ch. & 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. doi: 10.1111/jgs.13980
- Brujin, S. M., & van Dieën, J. H. (2018). Control of human gait stability through foot placement. *Journal of The Royal Society Interface*, *15*(143). doi: 10.1098/rsif.2017.0816
- Campitelli, N. A., Spencer, S. A., Bernhard, K., Heard, K., & Kidon, A. (2016). Effect of vibram fivefingers minimalist shoes on the abductor hallucis muscle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *106*(5), 344-351. doi: 10.7547/14-084

- Cauthon, D. J., Langer, P., & Coniglione, T. C. (2013). Minimalist shoe injuries: Three case reports. *The Foot*, 23(2-3), 100-103. doi: 10.1016/j.foot.2013.03.001
- Coetzee, D. R., Albertus, Y., Tam, N., & Tucker, R. (2018). Conceptualizing minimalist footwear: An objective definition. *Journal of Sports Sciences*, 36(8), 949-954. doi: 0.1080/02640414.2017.1346816
- 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. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.11.005
- Curtis, R., Willems, C., Paoletti, P., & D'Août, K. (2021). Daily activity in minimal footwear increases foot strength. *Scientific Reports*, 11(1), 18648. doi: 10.1038/s41598-021-98070-0
- D'Août, K., Stassijns, G., Aerts, P., & Willems, C. (2015). Plantar pressure and foot roll-off timing during walking barefoot, in a minimal shoe, and in conventional footwear. *Footwear Science*, 7(sup1), S119-S120. doi: 10.1080/19424280.2015.1038641
- Davis, I. S., Hollander, K., Lieberman, D. E., Ridge, S. T., Sacco, I. C. N., & Wearing, S. C. (2021). Stepping back to minimal footwear: Applications across the lifespan. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 49(4), 228–243. doi: 10.1249/JES.0000000000000263
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN: 978-80-247-1648
- Esculier, J., Dubois, B., Dionne, C. E., Leblond, J., & Roy, J. (2015). A consensus definition and rating scale for minimalist shoes. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(42). doi: 10.1186/s13047-015-0094-5
- Farris, D. J., Kelly, L. A., Cresswell, A. G., & Lichtwark, G. A. (2019). The functional importance of human foot muscles for bipedal locomotion. *Proceedings of National Academy of Sciences of the United States of America*, 166(5), 1645-1650. doi: 10.1073/pnas.1812820116
- Ferraria, E., Cooper, G., Reeves, N. D., & Hodson-Tole, E. F. (2020). Intrinsic foot muscles act to stabilise the foot when greater fluctuations in centre of pressure movement result from increased postural balance challenge. *Gait & Posture*, 79, 229-233. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.03.011
- Fuchioka, S., Iwata, A., Higuchi, Y., Miyake, M., Kanda, S., & Nishiyama, T. (2015). The forward velocity of the center of pressure in the midfoot is a major predictor of gait speed in older adults. *International Journal of Gerontology*, 9(2), 119-122. <https://doi.org/10.1016/j.ijge.2015.05.010>

- Goonetilleke, R. S. (2003). Designing footwear: back to basics in an effort to design for people. In H. M. Khalid, T. Y. Lim & N. K. Lee, (Eds.), *Proceedings of SAEMEC 2003* (pp. 25-31). Kuching, Malaysia: Universiti Malaysia Sarawak.
- Giuliani, J., Masini, B., Alitz, C., & Owens, B. D., (2011). Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress injury in 2 runners. *Orthopedics*, *34*(7), e320-323. doi: 10.3928/01477447-20110526-25
- Hannigan, J. J., & Pollard, C. D. (2021). Comparing walking biomechanics of older females in maximal, minimal, and traditional shoes. *Gait & Posture*, *83*, 245–249. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.10.030
- Holowka, N. B., Wallace, I. J., & Lieberman, D. E. (2018). Foot strength and stiffness are related to footwear use in a comparison of minimally- vs. conventionally-shod populations. *Scientific Reports*, *8*(1), 3679. doi: 10.1038/s41598-018-21916-7
- Hollander, K., Liebl, D., Meining, S., Mattes, K., Willwacher, S., & Zech., A. (2019). Adaptation of running biomechanics to repeated barefoot running: A randomized controlled study. *The American Journal of Sports Medicine*, *47*(8), 1975-1983. doi: 10.1177/0363546519849920
- Huber, G., Jaitner, T., & Schmidt, M. (2022). Acute effects of minimalist shoes on biomechanical gait parameters in comparison to walking barefoot and in cushioned shoes: a randomised crossover study. *Footwear Science*, *14*(2), 123-130. doi: 10.1080/19424280.2022.2057593
- Chan, L. K. (2013). The anatomy of the human foot. In A. Luximon (Ed.) *Woodhead publishing series in textiles – Handbook of footwear design and manufacture*, (pp. 3-26). Sawston, Cambridge: Woodhead Publishing. doi: 10.1533/9780857098795.1.3
- Chen, T. L., Sze, L. K. Y., Davis, I. S., & Cheung, R. T. H. (2016). Effects of training in minimalist shoes on the intrinsic and extrinsic foot. *Clinical Biomechanics*, *36*, 8-13. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.05.010
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (2006). Human locomotion. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.) *Human walking* (3rd ed., pp. 1-18). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Jandačka, D. (2011). *Kinetická analýza lidského pohybu*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě. ISBN: 978-80-7464-103-9
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-3261-8

- Johnson, A. W., Myrer, J. W., Mitchell, U. H., Hunter, I., & Ridge, S. T. (2016). The effects of a transition to minimalist shoe running on intrinsic foot muscle size. *International Journal of Sports Medicine*, 37(2), 154-158. doi: 10.1055/s-0035-1559685
- Kapandji, A. I. (2019). *The physiology of the joints. Volume 2. The lower limb (7th ed.)*. Pencaitland: Handspring Publishing Ltd.
- Kaufman, K. R., & Sutherland, D. H. (2006). Kinematics of normal human walking. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.) *Human walking* (3rd ed., pp. 33-51). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Keenan, G. S, Franz, J. R., Dicharry, J., Della Croce, U., & Kerrigan, D. C. (2011). Lower limb joint kinetics in walking: The role of industry recommended footwear. *Gait & Posture*, 33(3), 350-355. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.019
- Kelly, L. A., Cresswell, A. G., Racinais, S., Whiteley, R., & Lichtwark, G. (2014). Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of The Royal Society Interface*, 11(93). doi: 10.1098/rsif.2013.1188
- Kendall, J. C., Bird, A. R., & Azari, M. F. (2014). Foot posture, leg length discrepancy and low back pain – Their relationship and clinical management using foot orthoses – An overview. *The Foot*, 24(2), 75-80. doi: 10.1016/j.foot.2014.03.004
- Kirby, K. A. (2017). Longitudinal arch load-sharing system of the foot. *Revista Española de Podología*, 28(1), 18-26. doi: 10.1016/j.repod.2017.03.003
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone Elsevier.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN: 978-80-7262-657-1
- Lewitová, C.-M. H. (2016). O dospělých nohách. *Umění fyzioterapie*, 1(2), 5-8
- Lieberman, D. E., Davis, I. S., & Nigg, B. M. (2014). Introduction: The past, present, and future of research on running barefoot and in minimal shoes. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 65-66. doi: 10.1016/j.jshs.2014.04.001
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. R., Mang'Eni, R. O., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535. doi: 10.1038/nature08723
- Marchena-Rodriguez, A., Ortega-Avila, A. B., Cervera-Garvi, P., Cabello-Manrique, D., & Gijon-Nogueron, G. G. (2020). Review of terms and definitions used in descriptions of running shoes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(10), 3562. doi: 10.3390/ijerph17103562.

- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system: A new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290. doi: 10.1136/bjsports-2013-092690
- Menz, H., & Morris, M. E. (2005). Footwear characteristics and foot problems in older people. *Gerontology*, 54(5), 346-351. doi: 10.1159/000086373
- Miller, E. E., Whitcome, K. K., Lieberman, D. E., Norton, H. L., & Dyer, R. E. (2014). The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 74–85. doi: 10.1016/j.jshs.2014.03.011
- Mohamed, O., & Appling, H. (2020). Clinical assessment of gait. In K. Chui, M. Jorge, S. Yen, & M. Lusardi. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation* (4th ed., pp. 102-143). St. Louis, MO: Elsevier.
- 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. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.015
- Neumann, D. A. (2017). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundation for physical rehabilitation (3rd ed.)*. St. Louis, MO: Elsevier.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Ogaya, S., Okubo, S., Utsumi, T., Konno, F., & Kita, S. (2022). Effects of flat-flexible shoes on lower limb joint kinetics and kinematics in gait. *Journal of Biomechanics*, 141. doi: 10.1016/j.jbiomech.2022.111216
- Ogston, J. K. (2019). Comparison of in-shoe plantar loading forces between minimalist and maximalist cushion running shoes. *Footwear Science*, 11(1), 55-61. doi: 10.1080/19424280.2018.1561760
- Oke, F., Branthwaite, H., & Chockalingam, N. (2015). Footwear mismatch – do we wear correct-sized shoes? *Footwear Science*, 7(1), S76-77. doi: 10.1080/19424280.2015.1038617
- Orendurff, M. S., Segal, A. D., Klute, G. K., Berge, J. S., Rohr, E. S., & Kadel, N. J. (2004). The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41(6A), 829-834. doi: 10.1682/jrrd.2003.10.0150
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function (1st ed.)*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (c2010). *Gait analysis: normal and pathological function (2nd ed.)*. Thorofare, NJ: 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), 88. doi: 10.1186/s12877-020-1486-3
- Papachatzis, N., Malcolm, P., Nelson, C. A., & Takahashi, K. Z. (2020). Walking with added mass magnifies salient features of human foot energetics. *Journal of Experimental Biology*, 233(12), jeb207472. doi: 10.1242/jeb.207472
- Paterson, K. L., Bennel, K. L., Campbell, P. K., Metcalf, B. R., Wrigley, T. V., & Hinman, R. (2021). The effect of flat flexible versus stable supportive shoes on knee osteoarthritis symptoms: A randomized trial. *Annals of Internal Medicine*, 174(4), 462-471. doi: 10.7326/M20-6321
- Paterson, K. L., Bennell, K. L., Wrigley, T. V., Metcalf, B. R., Kasza, J., & Hinman, R. S. (2017). Effects of footwear on the knee adduction moment in medial knee osteoarthritis: Classification criteria for flat flexible vs stable supportive shoes. *Osteoarthritis and Cartilage*, 25(2), 234-241. doi:10.1016/j.joca.2016.10.001
- Piller, F. T., & Müller, M. (2004). A new marketing approach to mass customization. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing* 17(7), 583-593. doi: 10.1080/0951192042000273140
- Pročková, P. (2016). Život naboso. *Umění fyzioterapie*, 1(2), 55-59.
- Pytlová, L. (2020). *Barefoot: žij naboso! Vše o chůzi naboso a barefoot obuvi*. Praha: Alferia. ISBN: 978-80-271-0749-0
- Quijoux, F., Nicolăi, A., Chairi, I., Bargiotas, I., Ricard, D., Yelnik, A., Oudre, L., Bertin-Hugault, F., Vidal, P., Vayatis, N., Buffat, S., & Audiffren, J. (2021). *Physiological Reports*, 9(22), e15067. doi: 10.14814/phy2.15067
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(1), 89–98. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002
- Ridge, S. T., Olsen, M. T., Bruening, D. A., Jurgensmeier, K., Griffin, D., Davis, I. S., & Johnson, A. W. (2019). Walking in minimalist shoes is effective for strengthening foot muscles. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(1), 104-113. doi: 10.1249/MSS.0000000000001751
- Richards, J. (2018). *Biomechanics in clinic and research: An interactive teaching and learning course (2nd ed)*. New York: Churchill Livingstone. ISBN: 978-0-7020-6495-1

- Rixe, J. A., Gallo, R. A., & Silvis, M. L. (2012). The barefoot debate: can minimalist shoes reduce running-related injuries? *Current Sports Medicine Reports*, *11*(3), 160-165. doi: 10.1249/JSR.0b013e31825640a6
- Rogati, G., Leardini, A., Ortolani, M., & Caravaggi, P. (2021). Semi-automatic measurements of foot morphological parameters from 3D plantar foot scans. *Journal of Foot and Ankle Research*, *14*(1), 1-8. doi: 10.1186/s13047-021-00461-z
- Sacco, I. C., Akashi, P. M., & Hennig, E. M. (2010). A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *11*(1), 24. doi: 10.1186/1471-2474-11-24
- Salzer, M. J., Kirwan, H. J., Scarborough, D. M., Walker, J. T., Guarino, A. J., & Berkson, E. M. (2016). Injuries observed in a prospective transition from traditional to minimalist footwear: correlation of high impact transient forces and lower injury severity. *The Physician and Sportsmedicine*, *44*(4), 373-379. doi: 10.1080/00913847.2016.1238282
- Segel, J. D., & Crawford, S. (2014). Anatomy of the COP gait line and computer-aided gait analysis. *Podiatry management*, *33*(7), 151-158.
- Sinclair, J., Hobbs, S. J., Currigan, G., & Taylor, P. J. (2013). A comparison of several barefoot inspired footwear models in relation to barefoot and conventional running footwear. *Comparative Exercise Physiology*, *9*(1), 13-21. doi: 10.3920/CEP13004
- 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. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *10*(1), 69-74.
- Splichal, E. (2021). *Barefoot strong (silní naboso): objevte tajemství pohybové dlouhověkosti*. Praha: Move Lab. ISBN: 978-80-908116-2-1
- Squadrone, R., & Gallozzi, C. (2009). Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *49*(1), 6-13.
- Stodółka, J., Blach, W., Vodicar, J., & Maćkała, K. (2020). The characteristics of feet center of pressure trajectory during quiet standing. *Applied Sciences*, *10*(8), 2940. doi: 10.3390/app10082940
- Štýbrová, M., & Chmelařová, M. (2016). I za mlčícího mluví jeho boty. *Umění fyzioterapie*, *1*(2), 60–63.



- Svoboda, Z., Janura, M., Cabell, L., & Elfmark, M. (2012). Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(2), 225-230. doi: 10.1177/0309364612439572
- Tesio, L., & Rota, V. (2019). The motion of body center of mass during walking: A review oriented to clinical applications. *Frontiers in Neurology*, 10(999), 1-22. doi: 10.3389/fneur.2019.00999
- Trinkaus, E., & Shang, H. (2008). Anatomical evidence for the antiquity of human footwear: Tianyuan and Sunghir. *Journal of Archaeological Science*, 35(7), 1928–1933. doi: 10.1016/j.jas.2007.12.002
- Trombini-Souza, F., Matias, A. B., Yokota, M., Butugan, M. K., Goldenstein-Schainberg, C., Fuller, R., & Sacco, I. C. N. (2015). Long-term use of minimal footwear on pain, self-reported function, analgesic intake, and joint loading in elderly women with knee osteoarthritis: A randomized controlled trial. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 30(10), 1194-1201. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.08.004
- Vařeka, I., Janura, M., Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 25(2), 81-86.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN: 978824424323
- Wallace, I. J., Koch, E., Holowka, N. B., & Lieberman, D. E. (2018). Heel impact forces during barefoot versus minimally shod walking among Tarahumara subsistence farmers and urban Americans. *Royal Society Open Science*, 5(3). doi: 10.1098/rsos.180044
- Warne, J. P., & Gruber, A. H. (2017). Transitioning to minimal footwear: A systematic review of methods and future clinical recommendations. *Sports Medicine – Open*, 3(31), 33. doi: 10.1186/s40798-017-0096-x
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: An introduction (4th ed.)*. Oxford: Butterworth-Heinemann. ISBN: 9-780-7506-8883-3
- Williams, A. E. (2018). Special theme article: science and sociology of footwear. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11(52). doi: 10.1186/s13047-018-0293-y
- Wilshaw, R. S. Jr., Jo, Ch.-H., & Tulchin-Francis, K. (2020). Clinically derived biomechanical criteria for the Trendelenburg test. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 78, 105066. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105066
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement (4th ed.)*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc. ISBN: 978-0-470-39818-0

Zhang, X., Paquette, M. R., & Zhang, S. (2013). A comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6(1), 45. doi: 10.1186/1757-1146-6-45

## 11 PŘÍLOHY

### Příloha 1. Vyjádření etické komise



Fakulta  
tělesné kultury

#### Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 30.12.2020 byl projekt základního výzkumu

Autor /hlavní řešitel/: **Mgr. Lenka Murínová**

Spoluřešitelé: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr., Mgr. Tomáš Klein

s názvem **Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na kinetické parametry nohy a dolních končetin při chůzi**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **14/2021**

dne: **9. 1. 2021**

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

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

## ZAPOJ SE DO VÝZKUMU VLIVU NOŠENÍ BAREFOOT OBUVI!

### Popis výzkumu:

Cílem výzkumu je vnést několik důkazů a faktů do diskuse o vlivu dlouhodobého nošení barefoot obuvi na chůzi člověka, morfologii nohou a citlivost plosek nohou. Měření bude probíhat v **Kampusu Neředín na FTK** za použití kinematického kamerového (motion capture) systému Vicon Vantage, tlakové plošiny RSS Footscan, 3D scanneru a filament pro určení citlivosti plosek nohou.

### Požadavky pro účast:

- věk 18-40 let
- žádná předešlá zkušenost s nošením barefoot obuvi či bosochodectvím
- dobrý zdravotní stav nohou (bez deformit nohou a prstců)
- dobrý celkový zdravotní stav (bez závažných zranění, bolestí, operací nebo poruch pohybové a nervové soustavy)



### Průběh výzkumu a odměna

Vybraní účastníci absolvují vstupní vyšetření fyzioterapeutem, po kterém, v případě splnění kritérií, budou *náhodně zařazeni do experimentální nebo kontrolní skupiny*. Poté v průběhu několik měsíců absolvují 2 měření a v případě experimentální skupiny i intervenci v podobě nošení barefoot obuvi. Průběh obou měření je stejný, s časovou náročností cca 1,5 hodiny/měření.

1. Vstupní vyšetření – duben 2022
2. Měření 1 – květen 2022
3. Intervence – nošení barefoot obuvi v doporučeném režimu po dobu 6 měsíců
4. Měření 2 – přelom října-listopadu 2022

Pro účely výzkumu bude účastníkům výzkumu zapůjčena barefoot obuv AHINSA Chitra bare v hodnotě 2 990,- Kč. Při absolvování všech částí výzkumu účastníci zařazení do experimentální skupiny zapůjčenou **obuv obdrží** jako odměnu za účast ve výzkumu **zdarma** (! pouze při absolvování celého výzkumu!). Účastníci z kontrolní skupiny obdrží finanční odměnu 500,- Kč.



<https://ahinsashoes.cz/products/chitra-bare-cerna-1>

### Jak se přihlásit:

Do výzkumu se přihlaste zasláním e-mailu s předmětem „Výzkum – barefoot obuv“ a jednoduchou větou typu „Mám zájem přihlásit se do výzkumu.“ na adresu **lenka.murinova01@upol.cz** (Mgr. Lenka Murinová) a to do **10. 4. 2022**. Počet účastníků výzkumu je omezen, vybrání budou ti, kteří se přihlásí dříve (a splní požadavky). S přihláškou tedy neotálejte a přihlaste se co nejdříve. Následně vám zašleme další informace ohledně termínů atd.

Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>
Mám zájem přihlásit se do výzkumu vlivu nošení barefoot obuvi. <b>Lenka.murinova01@upol.cz</b>

# Úvodní dotazník k výzkumu barefoot obuvi

1. Jméno a příjmení

2. Pohlaví

žena

muž

3. Datum narození

4. Jaký je Váš statut?

Student

Pracující

Jiné

5. Jaký studijní program studujete?

- Bakalářský studijní program
- Magisterský studijní program
- Doktorský studijní program

6. V jakém ročníku?

- 1. roč.
  - 2. roč.
  - 3. roč.
  - 4. roč.
  -
- Jiné

7. V jaké oblasti pracujete?

8. Máte zkušenost s chůzí v barefoot obuvi?

- Ano
- Ne

9. Jaká je Vaše zkušenost s nošením barefoot obuvi?

Pouze jsem si ji zkusil/a, ale neužíval/a ji

Nosil/a jsem ji krátkodobě

Nosil/a jsem ji dlouhodobě

Jiné

10. Provádíte chůzi naboso? (tzv. bosochodectví, ve vnějším prostředí)

Pravidelně

Příležitostně

Vyjíměčně

Naboso nechodím

Jiné

11. Máte nějakou deformitu na úrovni noh?

Vbočený palec (Hallux valgus)

Podélně ploché nohy

Příčně ploché nohy

Kladívkovité prsty

Nemám žádnou deformitu

Jiné

12. Trpíte bolestmi pohybového aparátu?

Ano

Ne

13. Jakými bolestmi trpíte (místo a charakter bolesti), v jakém časovém rozsahu (např. posledních 7 dnů, více než 3 měsíce)?

14. Utrpěli jste v minulosti závažný úraz nervosvalového (pohybového) aparátu?

Ano, utrpěl/a jsem úraz nervosvalového (pohybového) systému.

Ne, neutrpěl/a jsem takový úraz.

Jiné

15. Jaký/ v jakém rozsahu?

16. Trpíte vrozenou vadou nervosvalového (pohybového) aparátu?

Ano, trpím vrozenou vadou nervosvalového (pohybového) aparátu.

Ne, netrpím vrozenou vadou nervosvalového (pohybového) aparátu.

Jiné



17. Jakou vrozenou vadou trpíte?

18. Podstoupil/a jste nebo plánujete v průběhu výzkumu podstoupit operaci v oblasti dolních končetin?

- Ano, podstoupil/a jsem operaci.
- Ano, plánuji podstoupit operaci.
- Ne, nepodstoupil/a jsem operaci ani neplánuji podstoupit.

Jiné

19. Jakou operaci v oblasti dolních končetin jste podstoupil/a?

20. Jakou operaci v oblasti dolních končetin plánujete podstoupit?

21. Máte možnost sledovat, kolik ujdete kroků za den? (pomocí aplikace v chytrém telefonu, hodinek...)

- Ano
- Ne

Jiné

22. Jakou velikost obuvi běžně nosíte?

23. Jaká je Vaše motivace k účasti na výzkumu?

---

Microsoft tento obsah nevytvoril ani neschválil. Data, která odešlete, se pošlou vlastníkoví formuláře.

 Microsoft Forms

1/16/2022

## Příloha 4. Vstupní vyšetření

Datum: .....

Jméno a příjmení: .....

Datum narození: .....

Výška: ..... Hmotnost: ..... Dominantní DK:.....

Běžně nošená obuv: .....

Obvyklá pohybová aktivita:

Chůze: ..... Sport: .....

Velikost obuvi (Chitra bare)..... Provedení:.....

	Levá	Pravá	Levá	Pravá
Palpace hlavičky talu				
Zakřivení nad a pod vnějším kotníkem				
Inverze/ everze kalkanea				
Prominence talonavikulárního kloubu				
Kongruence mediální podélné klenby				
Abdukce/ addukce předonoží vůči zadonoží				
<b>Celkem</b>				

Poznámky: N: 0-5 N

P: +6 až +9; VP: 10+

S: -1 až -4; VS: -5 až -12

Trendelenburgův příznak:

Poznámky (nejdelší prst, přítomnost otlaků, ...):

## Příloha 5. Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

**Název studie (projektu):** Vliv dlouhodobého nošení barefoot obuvi na kinetické parametry nohy a dolních končetin při chůzi

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 6. Výsledky porovnání časoprostorových parametrů experimentální skupiny ( $n = 12$ )

Proměnné	DK	Znaménkový test			Wilcoxonův párový test	
		$p$	$Z$	$v < V$	$p$	$Z$
Kadence	L	0,773	0,289	58,3	0,695	0,392
	P	0,773	0,289	58,3	0,480	0,706
Délka kroku	L	0,546	0,603	36,4	0,286	1,067
	P	0,386	0,866	33,3	0,308	1,020
Délka SF	L	0,773	-0,289	50,0	0,275	0,784
	P	0,773	0,289	41,7	0,347	0,941
Rychlost		0,773	-0,289	50,0	0,937	0,078

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina; L – levá; P – pravá;  $p$  – hodnota pravděpodobnosti;  $Z$  – velikost testového kritéria;  $v < V$  – počet případů (%), kdy hodnota parametru ve vstupním měření byla menší než ve výstupním měření.

Příloha 7. Výsledky porovnání časoprostorových parametrů kontrolní skupiny ( $n = 12$ )

Proměnné	DK	Znaménkový test			Wilcoxonův párový test	
		$p$	$Z$	$v < V$	$p$	$Z$
Kadence	L	0,149	1,443	75,0	0,433	0,784
	P	0,386	0,866	66,7	0,388	0,863
Délka kroku	L	0,773	0,289	58,3	0,695	0,392
	P	0,386	0,866	33,3	0,327	0,981
Délka SF	L	0,150	1,443	25,0	1,098	0,272
	P	0,773	0,289	41,7	0,347	0,941
Rychlost		0,773	0,289	58,3	0,638	0,471

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina; L – levá; P – pravá;  $p$  – hodnota pravděpodobnosti;  $Z$  – velikost testového kritéria;  $v < V$  – počet případů (%), kdy hodnota parametru ve vstupním měření byla menší než ve výstupním měření.

Příloha 8. Hodnoty Mann-Whitneyova U testu pro časoprostorové parametry

Proměnná	DK	před		po	
		<i>p</i>	<i>Z</i>	<i>p</i>	<i>Z</i>
Kadence	L	0,403	-0,837	0,583	-0,548
	P	0,583	-0,548	0,260	-1,126
Délka kroku	L	0,094	-1,675	0,089	-1,704
	P	0,419	-0,809	0,260	-1,126
Délka SF	L	0,665	0,433	0,583	0,549
	P	0,544	0,606	0,583	0,548
Rychlost		0,312	-1,010	0,194	-1,299

Vysvětlivky: DK – dolní končetina; L – levá; P – pravá; *p* – hodnota pravděpodobnosti; *Z* – velikost testového kritéria.

Příloha 9. Výsledky porovnání silových parametrů experimentální skupiny ( $n = 12$ )

Proměnná	DK	Znaménkový test			Wilcoxonův párový test	
		<i>p</i>	<i>Z</i>	$v < V$	<i>p</i>	<i>Z</i>
F <sub>1</sub>	L	0,386	0,866	33,3	0,182	1,334
	P	0,386	0,866	33,3	0,209	1,255
F <sub>2</sub>	L	0,773	0,289	58,3	0,937	0,078
	P	0,386	0,866	33,3	0,638	0,471
F <sub>3</sub>	L	0,773	0,289	58,3	0,875	0,157
	P	0,773	0,289	58,3	0,754	0,314
F <sub>4</sub>	L	0,149	1,443	75,0	0,117	1,569
	P	0,386	0,866	66,7	0,099	1,647
F <sub>5</sub>	L	0,386	0,866	66,7	0,158	1,412
	P	0,149	1,443	75,0	0,182	1,334
F <sub>6</sub>	L	0,149	1,443	55,0	0,041*	2,040
	P	0,043*	2,021	83,3	0,028*	2,197
F <sub>7</sub>	L	0,773	0,289	58,3	0,754	0,314
	P	0,773	-0,289	50,0	0,875	0,157

Vysvětlivky: DK – dolní končetina; L – levá; P – pravá; *p* – hodnota pravděpodobnosti; *Z* – velikost testového kritéria;  $v < V$  – počet případů (%), kdy hodnota parametru ve vstupním měření byla menší než ve výstupním měření.

Silové proměnné: F<sub>1</sub> – maximum laterální síly; F<sub>2</sub> – maximum mediální síly; F<sub>3</sub> – maximum síly v decelerační fázi; F<sub>4</sub> – maximum v akcelerační fázi; F<sub>5</sub> – první vrchol vertikální síly; F<sub>6</sub> – druhý vrchol vertikální síly; F<sub>7</sub> – minimum vertikální síly.

\* $p < 0,05$ .

Příloha 10. Výsledky porovnání silových parametrů kontrolní skupiny ( $n = 12$ )

Proměnná	DK	Znaménkový test			Wilcoxonův párový test	
		$p$	$Z$	$v < V$	$p$	$Z$
F <sub>1</sub>	L	0,043*	2,021	16,7	0,060	1,883
	P	0,149	1,443	25,0	0,060	1,883
F <sub>2</sub>	L	0,773	0,289	58,3	0,583	0,549
	P	0,043*	2,201	16,7	0,015*	2,421
F <sub>3</sub>	L	0,773	0,289	41,7	0,433	0,784
	P	0,773	-0,289	50,0	0,530	0,628
F <sub>4</sub>	L	0,386	0,866	66,7	0,423	0,784
	P	0,773	0,289	58,3	0,433	0,784
F <sub>5</sub>	L	0,386	0,866	66,7	0,347	0,941
	P	0,773	0,289	58,3	1,000	0,000
F <sub>6</sub>	L	0,773	0,289	41,7	0,347	0,941
	P	0,773	0,289	41,7	0,695	0,392
F <sub>7</sub>	L	0,773	0,289	41,7	0,754	0,314
	P	0,773	-0,289	50,0	0,695	0,392

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina; L – levá; P – pravá;  $p$  – hodnota pravděpodobnosti;  $Z$  – velikost testového kritéria;  $v < V$  – počet případů (%), kdy hodnota parametru ve vstupním měření byla menší než ve výstupním měření.

Silové proměnné: F<sub>1</sub> – maximum laterální síly; F<sub>2</sub> – maximum mediální síly; F<sub>3</sub> – maximum síly v decelerační fázi; F<sub>4</sub> – maximum v akcelerační fázi; F<sub>5</sub> – první vrchol vertikální síly; F<sub>6</sub> – druhý vrchol vertikální síly; F<sub>7</sub> – minimum vertikální síly.

\* $p < 0,05$ .

Příloha 11. Výsledky Mann-Whitneyova U testu pro parametry GRF

Proměnná	DK	před		po	
		<i>p</i>	<i>Z</i>	<i>p</i>	<i>Z</i>
F <sub>1</sub>	L	0,544	-0,606	0,583	-0,548
	P	0,470	0,722	0,312	1,010
F <sub>2</sub>	L	0,751	0,318	0,795	0,260
	P	0,470	0,722	0,665	-0,433
F <sub>3</sub>	L	0,214	1,241	0,141	1,472
	P	0,237	1,184	0,260	1,126
F <sub>4</sub>	L	0,977	-0,029	0,931	0,087
	P	0,977	-0,029	0,403	0,837
F <sub>5</sub>	L	0,583	-0,548	0,977	-0,029
	P	0,403	-0,837	0,885	-0,144
F <sub>6</sub>	L	0,931	0,087	0,531	1,934
	P	0,624	-0,491	0,040*	2,050
F <sub>7</sub>	L	0,470	-0,722	0,624	-0,491
	P	0,544	-0,606	0,583	-0,548

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina; L – levá; P – pravá; před – hodnoty vstupního měření; po – hodnoty výstupního měření; *p* – hodnota pravděpodobnosti; *Z* – velikost testového kritéria.

Silové proměnné: F<sub>1</sub> – maximum laterální síly; F<sub>2</sub> – maximum mediální síly; F<sub>3</sub> – maximum síly v decelerační fázi; F<sub>4</sub> – maximum v akcelerační fázi; F<sub>5</sub> – první vrchol vertikální síly; F<sub>6</sub> – druhý vrchol vertikální síly; F<sub>7</sub> – minimum vertikální síly.

\**p* < 0,05.



Příloha 12. Výsledky časových parametrů průběhu sil experimentální skupiny ( $n = 12$ )

Proměnná	DK	Znaménkový test			Wilcoxonův párový test	
		$p$	$Z$	$v < V$	$p$	$Z$
$t_1$	L	1,000	0,000	60,0	0,685	0,405
	P	1,000	0,000	66,7	0,593	0,535
$t_2$	L	0,182	1,333	77,8	0,287	1,066
	P	0,343	0,949	70,0	0,262	1,121
$t_3$	L	1,000	0,000	60,0	0,686	0,405
	P	1,000	0,000	55,6	0,441	0,770
$t_y$	L	0,149	1,443	25,0	0,308	1,020
	P	1,000	0,000	44,4	0,515	0,652
$t_4$	L	0,450	0,756	28,6	0,176	1,352
	P	0,683	-0,408	50,0	0,753	0,314
$t_5$	L	0,724	0,353	62,5	0,674	0,420
	P	0,343	0,949	70,0	0,508	0,663
$t_6$	L	0,683	0,408	33,3	0,345	0,943
	P	0,617	0,500	25,0	0,201	1,278
$t_7$	L	1,000	0,000	55,6	0,314	1,007
	P	0,546	0,603	63,6	0,286	1,067

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina ; L – levá; P – pravá;  $p$  – hodnota pravděpodobnosti;  $Z$  – velikost testového kritéria;  $v < V$  – počet případů (%), kdy hodnota parametru ve vstupním měření byla menší než ve výstupním měření.

Časové proměnné:  $t_1$  – čas maxima laterální složky;  $t_2$  – čas maxima mediální složky;  $t_3$  – čas maxima decelerační fáze;  $t_y$  – doba trvání decelerační fáze;  $t_4$  – čas maxima akcelerační fáze;  $t_5$  – čas prvního maxima vertikální síly;  $t_6$  – čas druhého maxima vertikální síly;  $t_7$  – čas minima vertikální síly.

\* $p < 0,05$

Příloha 13. Výsledky časových parametrů průběhu sil kontrolní skupiny ( $n = 12$ )

Proměnná	DK	Znaménkový test			Wilcoxonův párový test	
		$p$	$Z$	$v < V$	$p$	$Z$
$t_1$	L	1,000	0,000	33,3	0,592	0,535
	P	0,480	0,707	0,0	0,180	1,342
$t_2$	L	1,000	0,000	44,4	0,906	0,118
	P	0,027*	2,214	90,0	0,067	1,834
$t_3$	L	0,074	1,789	100,0	0,043*	2,023
	P	0,221	1,225	16,7	0,142	1,468
$t_y$	L	0,752	-0,316	50,0	0,878	0,153
	P	1,000	0,000	45,5	0,625	0,489
$t_4$	L	0,221	1,225	83,3	0,093	1,677
	P	0,221	1,225	83,3	0,142	1,468
$t_5$	L	0,683	-0,408	50,0	0,753	0,314
	P	0,343	0,949	30,0	0,541	0,612
$t_6$	L	0,289	1,060	75,0	0,161	1,400
	P	0,617	0,500	25,0	0,361	0,913
$t_7$	L	0,752	-0,316	50,0	0,646	0,459
	P	0,546	0,303	36,4	0,248	1,156

*Vysvětlivky:* DK – dolní končetina ; L – levá; P – pravá;  $p$  – hodnota pravděpodobnosti;  $Z$  – velikost testového kritéria;  $v < V$  – počet případů (%), kdy hodnota parametru ve vstupním měření byla menší než ve výstupním měření.

Časové proměnné:  $t_1$  – čas maxima laterální složky;  $t_2$  – čas maxima mediální složky;  $t_3$  – čas maxima decelerační fáze;  $t_y$  – doba trvání decelerační fáze;  $t_4$  – čas maxima akcelerační fáze;  $t_5$  – čas prvního maxima vertikální síly;  $t_6$  – čas druhého maxima vertikální síly;  $t_7$  – čas minima vertikální síly.

\* $p < 0,05$

Příloha 14. Výsledky Mann-Whitneyova U testu pro časové parametry průběhu sil

Proměnná	DK	před		po	
		<i>p</i>	<i>Z</i>	<i>p</i>	<i>Z</i>
t <sub>1</sub>	L	0,096	-1,667	0,056	-1,915
	P	0,156	-1,419	0,032*	-2,142
t <sub>2</sub>	L	0,885	-0,145	0,524	-0,637
	P	0,156	-1,419	0,416	-0,824
t <sub>3</sub>	L	0,095	-1,669	0,281	-1,079
	P	0,510	0,659	0,315	-1,004
t <sub>y</sub>	L	0,369	-0,898	0,839	0,203
	P	0,353	0,928	0,258	-1,131
t <sub>4</sub>	L	0,474	-0,716	0,143	1,464
	P	0,766	-0,298	0,901	0,125
t <sub>5</sub>	L	0,279	-1,083	0,306	-1,024
	P	0,480	-0,706	0,130	-1,515
t <sub>6</sub>	L	0,769	0,294	0,205	1,265
	P	0,361	0,913	0,262	1,122
t <sub>7</sub>	L	0,291	-1,057	0,050	-1,956
	P	0,725	0,352	0,335	-0,964

*Vysvětlivky:* L – levá; P – pravá; před – hodnoty vstupního měření; po – hodnoty výstupního měření; *p* – hodnota pravděpodobnosti; *Z* – velikost testového kritéria.

Časové proměnné: t<sub>1</sub> – čas maxima laterální složky; t<sub>2</sub> – čas maxima mediální složky; t<sub>3</sub> – čas maxima decelerační fáze; t<sub>y</sub> – doba trvání decelerační fáze; t<sub>4</sub> – čas maxima akcelerační fáze; t<sub>5</sub> – čas prvního maxima vertikální síly; t<sub>6</sub> – čas druhého maxima vertikální síly; t<sub>7</sub> – čas minima vertikální síly.

\**p* < 0,05

## Příloha 15. Potvrzení o překladu



### Potvrzení o realizaci překladu

Potvrzuji, že abstrakt a shrnutí diplomové práce Kateřiny Diamantové byly přeloženy profesionálním překladatelem Jazykové školy FF UP UPLIFT.

V Olomouci dne 30. 4. 2023

Univerzita Palackého v Olomouci  
Filozofická fakulta  
Jazyková škola UPLIFT  
Křižkovského 5, 779 00 Olomouc  
IČ: 61989592, DIČ: CZ61989592

Mgr. Ondřej Molnár, Ph.D. v.r.

Univerzita Palackého v Olomouci | Palacky University Olomouc  
Filozofická fakulta | Faculty of Arts

Katedra anglistiky a amerikanistiky | Department of English and  
American Studies  
+420 585 633 105 | +420 775 275 653  
[ondrej.molnar@upol.cz](mailto:ondrej.molnar@upol.cz) | [www.ff.upol.cz](http://www.ff.upol.cz)