



Vliv výšky podpatku na chůzi žen

Diplomová práce

Studijní program: N7401 – Tělesná výchova a sport
Studijní obory: 7503T100 – Učitelství tělesné výchovy pro 2. stupeň základní školy
7503T114 – Učitelství zeměpisu pro 2. stupeň základní školy

Autor práce: **Bc. Martin Vojtíšek**
Vedoucí práce: Mgr. Petra Čaplová, Ph.D.





The influence of the hight of heels on women walk

Master thesis

Study programme: N7401 – Physical Education for Education
Study branches: 7503T100 – Teacher training for lower-secondary school. Subject - Fysical education
7503T114 – Teacher training for lower-secondary school. Subject - Geography

Author: **Bc. Martin Vojtíšek**
Supervisor: Mgr. Petra Čaplová, Ph.D.



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Martin Vojtíšek**
Osobní číslo: **P15000505**
Studijní program: **N7401 Tělesná výchova a sport**
Studijní obory: **Učitelství tělesné výchovy pro 2. stupeň základní školy**
Učitelství zeměpisu pro 2. stupeň základní školy
Název tématu: **Vliv výšky podpatku na chůzi žen**
Zadávající katedra: **Katedra tělesné výchovy**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Analýza problematiky lidské chůze a obuvi. Dynamografické vyšetření chůze žen. Anketní šetření.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA. Kinematická analýza pohybu člověka. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. ISBN 80-244-0930-5. LARSEN, Christian. Zdravá chůze po celý život: poznáváme a odstraňujeme nesprávnou zátěž nohou : trénink místo operace - úspěšná metoda Spiraldynamik : gymnastika nohou u vbočeného palce, ostruhy patní kosti, plochých nohou atd. Olomouc: Poznání, 2005. ISBN 80-86606-38-4. PEDAR SYSTEMS. Novel.de [online]. München: Novel, 2017 [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: <http://www.novel.de/novelcontent/systems-hardware/pedar-hardware-systems> RŮDIGER, Margit. Síla chůze: vrcholná kondice a štíhlá postava bez námahy. Praha: Ottovo nakladatelství - Cesty, 2002. Cítím se skvěle. ISBN 80-7181-666-3.

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Petra Čaplová, Ph.D.

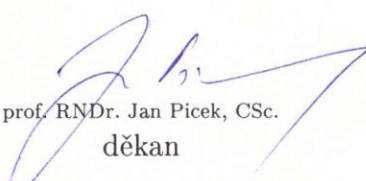
Katedra tělesné výchovy

Datum zadání diplomové práce:

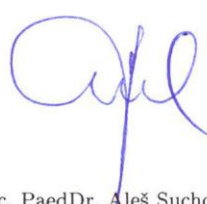
6. února 2017

Termín odevzdání diplomové práce:

30. dubna 2018


prof. RNDr. Jan Pícek, CSc.
děkan




doc. PaedDr. Aleš Suchomel, Ph.D.
vedoucí katedry

V Liberci dne 2. května 2017

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že texty tištěné verze práce a elektronické verze práce vložené do IS STAG se shodují.

4. 4. 2019

Bc. Martin Vojtíšek

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval své vedoucí diplomové práce Mgr. Petře Čaplové, PhD., za pomoc, připomínky a cenné rady. Dále bych chtěl velice poděkovat svému konzultantovi Mgr. Janu Charouskovi, PhD., za jeho přínosné rady při psaní této diplomové práce a pomoc při Pedar měření. Můj veliký vděk také patří mé rodině, která mě celou dobu velice podporovala a dodávala notnou dávku optimismu a energie, bez jejichž pomoci bych nikdy nemohl studovat vysokou školu. Nesmím zapomenout ani na dámy, které si našly čas na Pedar měření a také na další konzultanty, kteří mi velice pomohli. Jsou jimi doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D. a Mgr. Václav Bittner.

Anotace:

Cílem této diplomové práce byla aplikace dynamografické vyšetřovací metody při posuzování plantárního tlaku nohy na podložku při chůzi na různě vysokých podpatcích. S využitím mobilního měřicího systému Pedar-X od německé firmy Novel, sídlící v Mnichově, byla provedena analýza rozložení tlaku na podložku při chůzi žen. V teoretické části jsme se zaměřili na syntézu poznatků ohledně anatomické terminologie dolní končetiny a biomechaniky chůze. Dále bylo potřeba klasifikovat typ obuvi, definovat vysoký podpatek a zmínit deformity plynoucí ze špatné obuvi. Rozložení plantárního tlaku při chůzi žen je významně ovlivněno výškou podpatků a jako takové má zásadní vliv na zdravotní aspekty chůze. V praktické části se zabýváme statistickým vyhodnocením hodnot maximálního tlaku mezi ploskou nohy a podložkou, které jsme získali z měření a potvrzením či vyvrácením stanovených hypotéz, které se týkají rozdílné distribuce plantárního tlaku v dílčích segmentech plosky nohy mezi jednotlivými probandy. Samotné měření zahrnovalo zjištění plantárního tlaku při chůzi po rovině u devíti vybraných žen na úseku v délce 15 metrů. Při chůzi byly použity boty s vysokým podpatkem (10 cm), středním podpatkem (5,5 cm) a boty bez podpatku.

Klíčová slova: chůze, systém Pedar, podpatek, maximální tlak, noha, deformity nohy

Abstract:

The aim of this thesis was to apply a dynamic examination method to assess the plantar foot pressure on a foot while walking on different types of heels. Using the mobile measuring system Pedar-X from the German company Novel, based in Munich, an analysis of the pressure distribution on the mat was performed while women were walking. In the theoretical part, we focused on the synthesis of knowledge concerning anatomical terminology of the lower extremity and biomechanics of walking. Furthermore, it was necessary to classify the types of footwear, define the high heel and mention the deformities resulting from the bad footwear. The distribution of plantar pressure when women were walking is significantly affected by the height of the heel and as such has a major impact on the health aspects of walking. In the practical part, we deal with the statistical evaluation of the peak pressure between the sole of the foot and the pad, which we obtained from the measurement and confirmation or rejection of the hypotheses, which relate to the different distribution of plantar pressure in the individual segments of the sole between individual probands. The measurement itself consisted of finding a plantar pressure while nine women were walking on a 15-meter flat stretch. High heel (10 cm) shoes, middle heel (5.5 cm) and barefoot shoes were used for walking.

Keywords: walking, Pedar system, high-heel, Peak pressure, foot, foot deformities

Obsah

Seznam obrázků	9
Seznam tabulek.....	11
Seznam grafů	12
Seznam použitých zkratk	13
Úvod.....	14
1. Syntéza poznatků.....	15
1.1 Systém pedar.....	15
1.1.1 Charakteristika systému Pedar.....	16
1.1.2 Možnosti využití	17
1.1.3 Vlastnosti stélky.....	17
1.2 Obuv	19
1.2.1 Historie	19
1.2.2 Základy konstrukce obuvi	21
1.2.3 Typy obuvi.....	24
1.2.4 Fenomén podpatku.....	25
1.2.4.1 Historie podpatku.....	26
1.2.4.2 Anatomie boty na vysokém podpatku.....	27
1.3 Funkční anatomie dolní končetiny	28
1.3.1 Kostra dolní končetiny	29
1.3.2 Svaly dolní končetiny.....	31
1.3.3 Klouby dolní končetiny	38
1.3.4 Klenba nohy.....	40
1.4 Chůze.....	42
1.4.1 Ontogeneze chůze	43
1.4.2 Periodická charakteristika chůze.....	44
1.4.3 Proces vzniku chůze	44
1.4.4 Řízení chůze.....	45
1.4.5 Krokový cyklus.....	47
1.4.6 Parametry chůze.....	48
1.5 Biomechanika chůze	48
1.5.1 Biomechanika	48
1.5.2 Fyziologický stereotyp	49
1.6 Posturální stabilita.....	54
1.6.1 Kinetika, kinematika	56
1.6.1.1 Kinetická analýza.....	57

1.7	Chůze na podpatku.....	59
1.7.1	Dopad vysokých podpatků nohy.....	60
1.7.2	Dopad vysokých podpatků na kolena.....	60
1.7.3	Dopad vysokých podpatků na páteř.....	61
1.7.4	Dopad vysokých podpatků na chůzi.....	61
1.8	Deformity a jiné patologické problémy nožní klenby.....	63
1.8.1	Plantární fascitida.....	64
1.8.2	Plochá noha (<i>pes planus</i>).....	64
1.8.3	Lukovitá noha (<i>pes cavus</i>).....	64
1.8.4	Příčně plochá noha (<i>pes transversoplanus</i>).....	65
1.8.5	Vbočený palec (<i>hallux valgus</i>).....	65
1.8.6	Kladívkovitý prst.....	65
1.8.7	Drápkovitý prst.....	66
1.8.8	Patní ostruha.....	66
1.8.9	Bursitida.....	66
1.8.10	Mortonova neuralgie.....	66
1.8.11	Artróza kolene.....	67
1.8.12	Kuří oka, mozoly, puchýře.....	67
2.	Cíle a hypotézy.....	68
	Hypotézy.....	69
3.	Metodika práce.....	70
3.1	Charakteristika testovaného souboru.....	70
3.2	Charakteristika použitých metod.....	71
3.3	Realizace měření.....	72
3.4	Metoda zpracování a vyhodnocení dat.....	73
4.	Výsledky.....	78
4.1	Fotoanalýza.....	84
4.2	Výsledky ankety.....	88
5.	Diskuze.....	91
6.	Závěr.....	94
	Seznam použité literatury.....	96
	Seznam příloh.....	103

Seznam obrázků

- Obr. č. 1** *System Pedar a jeho stélka ve sportovní obuvi* (Zdroj: www.novel.de)
- Obr. č. 2** *Uchycení analyzátoru a kalibrační přístroj Trublu*
(Zdroj: www.novel.de)
- Obr. č. 3** *Celý systém Pedar od firmy Novel* (Zdroj: www.researchgate.net)
- Obr. č. 4** *Software od firmy Novel, zobrazující grafické zatížení chodidel*
(Zdroj: www.novel.de)
- Obr. č. 5** *Jedna z nejstarších dochovaných bot a muzeum bot*
(Zdroj: www.wikipedia.org)
- Obr. č. 6** *Druhy kopyt k výrobě bot* (Zdroj: www.fler.cz)
- Obr. č. 7** *Konstrukční prvky obuvi a druhy kopyt*
(Zdroj: upraveno podle Howell, 2012)
- Obr. č. 8** *Všechny druhy novodobých bot*
(Zdroj: www.jaibeedesign.wordpress.com)
- Obr. č. 9** *Evoluce bot na podpatku* (Zdroj: www.die-welt-der-schuhe.de)
- Obr. č. 10** *Transparentní bota na podpatku (lodička) s nohou uvnitř*
(Zdroj: www.pilatesuvas.cz)
- Obr. č. 11** *Kostra dolní končetiny* (Zdroj: <http://vyuka.zsjarose.cz>)
- Obr. č. 12** *Svaly dolní končetiny* (Zdroj: <http://is.muni.cz>)
- Obr. č. 13** *Rozložení kleneb nohy, tříbodová opora*
(Zdroj: upr. podle Cihlářová, 2017 a <http://farmaceutickyasistent.cz>, 2019)
- Obr. č. 14** *Fáze krokového cyklu* (Zdroj: Cihlářová, 2017)
- Obr. č. 15** *Změna těžiště těla při chůzi v pravolevém a horizontálním směru*
(Zdroj: Nováková, K. 2013)

- Obr. č. 16** *Krokový cyklus a zapojení svalových partií*
(Zdroj: Charrette M. in: www.cyrceleofdocs.com, 2019)
- Obr. č. 17** *Aktivita svalů během krokové fáze* (Zdroj: Klodner, 2013)
- Obr. č. 18** *COG, COM a Oporná báze během posturálního postavení*
(Zdroj: <https://podiatryarena.com>, 2005)
- Obr. č. 19** *Příklad páky druhého stupně* (Zdroj: Janura, 2011)
- Obr. č. 20** *Příklady vytvarování postury těla při chůzi na podpatku*
(Zdroj: Bowman, 2017)
- Obr. č. 21** *Normální krokový cyklus a chůze ve vysokém podpatku*
(Zdroj: <http://robotics.snu.ac.kr>, 2017)
- Obr. č. 22** *Biomechanická fotoanalýza chůze na nulovém podpatku za pomoci bodového znázornění* (Zdroj: vlastní)
- Obr. č. 23** *Biomechanická fotoanalýza chůze na středním podpatku za pomoci bodového znázornění* (Zdroj: vlastní)
- Obr. č. 24** *Biomechanická fotoanalýza chůze na vysokém podpatku za pomoci bodového znázornění* (Zdroj: vlastní)

Seznam tabulek

- Tab. č. 1** *Sledovaný soubor (vlastní tvorba)*
- Tab. č. 2** *Friedmanův test teoreticky*
- Tab. č. 3** *Popisná statistika - výsledky měření*
- Tab. č. 4** *Friedman ANOVA test*
- Tab. č. 5** *Wilcoxonův párový test*
- Tab. č. 6** *Koláčové diagramy s výsledky dotazníkového šetření*

Seznam grafů

- Graf č. 1** *Výsledky měření v absolutních hodnotách ve vztahu k mediánu a interkvartilové odchylce*
- Graf č. 2** *Výsledky měření v absolutních hodnotách ve vztahu k průměru a směrodatné odchylce při intervalu spolehlivosti 95%*
- Graf č. 3** *Výsledky měření v relativních hodnotách ve vztahu k mediánu a interkvartilové odchylce*
- Graf č. 4** *Výsledky měření v relativních hodnotách ve vztahu k průměru a směrodatné odchylce při intervalu spolehlivosti 95%*

Seznam použitých zkratek

α – hladina významnosti

abs. – absolutní hodnota

atd. – a tak dále

cm – centimetr

CNS – centrální nervová soustava

COG – centre of gravity

COM – centre of mass, těžiště

COP – centre of pressure

č. – číslo

EVA – etylen vinylacetát

H - hypotéza

kg – kilogram

kPa – kilopascal

KTV – Katedra tělesné výchovy a sportu

m – metr

NP – nulový podpatek

obr. – obrázek

P max – maximální tlak

PU – polyuretan

PVC – polyvinylchlorid

rel. – relativizovaná hodnota

resp. – respektive

SD – směrodatná odchylka

SP – střední podpatek

tab. – tabulka

TUL – Technická univerzita v Liberci

tzn. – to znamená

V – výzkumná věta

VP – vysoký podpatek

Úvod

Obuv je jeden z mnoha vynálezů, kterými si zpříjemňujeme a zpohodlnujeme život na této planetě. Primární účel bot bylo zamezení chladu a poranění. Jak šel čas, tak se i obuv vyvíjela společně s lidmi a získávala větší a větší důležitosti a popularity. Obuv se stala nedílnou součástí lidského života a v dnešní době si již nikdo nedovede představit vyjít ven bez bot či snad chodit naboso v pouhém bytě. Boty už neslouží pouze jako ochrana, boty znamenají standard moderní doby a vyrábí se nepřeberné množství typů na nejrůznější lidskou činnost. Zdravotní obuv, společenská či taneční, sportovní. Moderní technologie jsou na vzestupu a používají se lepší, kvalitnější a odolnější materiály na výrobu. V botách se točí business a peníze.

Již za doby Ludvíka XVI. jsme vynalezli tzv. obuv na vysokém podpatku. Ze začátku byla symbolem nadřazenosti a kastování, nyní patří ke každodenní rutině žen. Stala se symbolem sexappealu a spousta dámské populace si nedokáže představit vyjít do práce nebo do společnosti bez lodiček či jiného typu obuvi na vysokém podpatku. Vysoký podpatek zkrátka zvyšuje sebevědomí.

Tato diplomová práce se týká vlivu výšky podpatku na chůzi žen a pojednává o něm. Jak se projevuje vysoký podpatek na samotnou chůzi a jaký má vliv na celkovou posturu těla. Vysoký podpatek je velice známá a oblíbená doména žen, zároveň je ale i poměrně dlouho kritizován odbornou veřejností. I přes to se ho ženy nechtějí vzdát. Má markantní podíl na nejrůznějších zdravotních problémech ženské populace. Vysoký podpatek se ale bohužel netýká pouze žen a dívek. Ač se to nezdá, i muži nosí velmi často podpatky. Například formální pracovní obuv na podpatku, polobotky či mokasíny.

Téma diplomové práce jsem si vybral, jelikož mě tato problematika velice zajímá a bohužel vidím, jak si spousta žen zbytečně ničí celý pohybový aparát. Počínaje prsty u nohou a konče samotnou páteří. Sám si uvědomuji fatální následky podpatku, z toho důvodu se snažím nosit obuv s nulovým dropem a prosazuji barefoot obuv, která by měla být v každém botníku, minimálně jako kompenzační pomůcka, Nicméně tato práce nepojednává o efektu barefoot bot, nýbrž vysokých podpatcích a jejich vlivu na chůzi a zdraví ženské populace. Jelikož právě ony jsou nejrizikovější skupina, z důvodu častého nošení velmi vysokých podpatků. Doufám, že tato práce bude přínosná jak pro odbornou, tak i pro laickou veřejnost a upozorním na zdravotní dopad.

1. Syntéza poznatků

1.1 Systém pedar

Následující kapitola byla zpracována dle zdrojů od německé firmy pedar.de. Systém Pedar od německé firmy Novel je zařízení, které měří dynamický tlak na chodidlech dolních končetin. Běžně se využívá ve výzkumu k vyčíslení plantárního tlaku na plosku nohy pomocí tlakoměrných stélek do obuvi. Speciální vložka do bot se musí vložit od konkrétní obuvi, aby mohlo následovat samotné měření určité pohybové aktivity. Každá obuv nám vykazuje odlišný výsledný tlak na plosku nohy, mění se i těžiště těla, záleží tedy na nás, co chceme měřit a čeho chceme dosáhnout měřením.



Obrázek 1: Systém Pedar a jeho stélka ve sportovní obuvi

Zdroj: www.novel.de

1.1.1 Charakteristika systému Pedar

Pedar systém se skládá z vložek či stélek, které se vloží do určité obuvi. Z každé speciální stélky vede kabel do centrální banky, sloužící jako úložiště dat. Zařízení na uchování dat z měření (analyzátor) se musí pevně uchytit na bedrech testované osoby. Celý systém je propojen s počítačem pomocí bezdrátové technologie bluetooth, což je velice výhodné pro téměř okamžité vyhodnocení výsledků. Dalšími možnostmi propojení s počítačem jsou pomocí USB kabelu či SD Karty. Ke zpracování a vyhodnocení výsledků měření slouží software, který se nainstaluje do notebooku či počítače. Další součástí systému je kalibrační přístroj s názvem Trublu, pomocí nějž můžeme zajistit přesnější výsledky.



Obrázek 2: Uchycení analyzátoru (vlevo) a kalibrační přístroj Trublu (vpravo)

Zdroj: www.novel.de

System Pedar je tedy velice mobilní a flexibilní a umožňuje testování široké škály pohybů, sportů, motorických dovedností. Můžeme pomocí něj měřit například maximální sílu do stélky, délku trvání kroku, tlak chodidla do vložky, zatížení jednotlivých nohou a další.

1.1.2 Možnosti využití

System najde uplatnění především ve vědě a výzkumu. Provádí se nejrůznější biomechanická testování, při kterých se můžeme zabývat dopadem na plošku nohy. System může posloužit jako návrh designu zdravotních bot či vložek, dále pro posouzení zdravotního stavu člověka, ke kinetické analýze volné chůze či dlouhodobějšímu monitoringu sportovní aktivity. Další výhodou je možnost spárování s kamerovým systémem a tedy zase o něco širší možnost analýzy pohybu.

1.1.3 Vlastnosti stélky

Samotná elastická stélka obsahuje tlakové senzory, které jsou umístěny po celé ploše a jsou propojeny se systémem, aby bylo měření co nejpřesnější. Celkový počet senzorů by měl být až 99 na jednu vložku. Vložky se vyrábí ve velikostech 22 až 49 (evropské číslování) a celkem třech šířkách. Šířka stélky by se měla pohybovat mezi 1 – 1,9 mm.



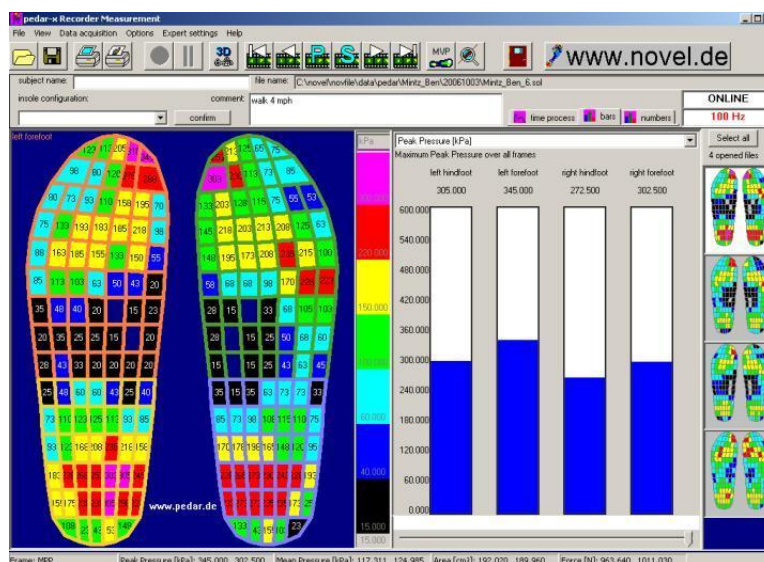
Obrázek 3: Celý systém Pedar od firmy Novel

Zdroj: www.researchgate.net

Výrobce Novel uvádí, že systém dokáže zpracovat tyto charakteristiky:

- Individuální výběr senzoru
- Obraz tlakového působení ve 2D a 3D
- Isobarický pohled (zobrazení) tlaku
- Animace krokových fází (doba letové a oporové fáze)
- Průměrné a individuální linie chůze
- Výpočet regionálního zatížení
- Zobrazení těžiště těla (centra tlaku)
- Zobrazení maximálního tlaku a síly v závislosti na čase
- Numerické zobrazení
- On-line a off-line módy
- Dlouhodobá analýza zatížení
- Integrace do databáze Novel a další porovnávání

(Novel.de, 2019)



Obrázek 4: Software od firmy Novel zobrazující grafické zatížení chodidel

Zdroj: www.novel.de

1.2 Obuv

Obuv je nedílnou součástí naší západní kultury. Nikdo si nedokáže v dnešním světě představit chůzi bez bot. Mnohé prvky moderní obuvi, například podpatky či úzkou špičku zde máme z kulturních důvodů. Její vzhled se mění především v závislosti na módě. Se vznikem obuvi se postupem času začala rýsovat jakási nadřazenost. Ten, kdo nenosil boty, byl často pokládán za divocha, kohosi podřadného, vybočujícího z normy. V mnoha kulturách se dokonce dle tohoto měřítka rozdělovalo do kast, či jinak řečeno sociálních skupin (Bowman, 2017).

Boty využíváme především za účelem ochrany před vnějšími vlivy prostředí. Aby na nás negativně nepůsobil chlad směrem od země a předešlo se poranění. Od vzniku jakési prvotní ochrany nohy uběhla celá řada tisíciletí a obutí se neustále vyvíjí směrem kupředu. Už nemá pouze funkci ochrannou, ale nyní i designovou, tlumící či zdravotní. Plní ale skutečně v dnešní době obuv zdravotní funkci? Co když nám nové prototypy bot deformují tělo a přirozený postoj či snad dokonce samotnou chůzi?

1.2.1 Historie

Kdy a z jakého důvodu člověk vlastně upřednostnil nohu v obuvi před bosou nohou? S možnou teorií přechodu z bosé nohy do boty přišel americký vědec Louis Erik Trinkaus. Původní tvar plosky nohy pravěkého člověka se podobal noze primátů s velkým palcem postaveným proti zbytku prstů. Noha primátů se lehce podobá naší ruce. Evoluce však palec postupem času zmenšila a posunula k ostatním prstům nohy. První boty byly nejspíše vyráběny z vláknitých materiálů, kterých byl v okolí dostatek. Většinou se boty splétaly z trávy či papyru (stoplusjednicka.cz, 2017).

O důkazu prvních primitivních bot nám svědčí jeskynní malby, které byly nalezeny ve Španělsku a Skandinávii. Malby jsou staré zhruba 15 000 let a jsou z období mladšího paleolitu (starší doby kamenné). Z obrázků lze vyčíst, že tehdejší lidé si balili nohy do zvířecích kůží a přivazovali si je pomocí zvířecích šlach, anebo textilních či kožených motouzů. Dalšími materiály potom byly kůra a lýko ze stromů (Blažková, 2016).

Nejstarší dochované boty byly vyrobeny z pelyňku okolo roku 7 000 – 8 000 před naším letopočtem a měly tvar sandálů. Byly nalezeny v USA v Oregonu a byly celé z kůže. K uchycení sloužily provázky, které se omotaly okolo kotníku (Štýbrová, 2009).

V průběhu historie lidstva procházela obuv velmi rozsáhlým rozvojem. Procházela evolucí stejně jako lidstvo samo. Všechno to bylo v závislosti na lokálním klimatu, životních podmínkách a potřebách lidí, dostupných materiálech pro výrobu, sociální příslušnosti, tradicích a módě. Vývoj směřoval od obyčejných kožených mokasín, které se vyráběly pouze z jednoho kusu kůže zvířat, přes antické sandále až ke středověkým pestře zdobeným střevícům šlechty. Dále svou chvilku slávy zažily kožené jezdecké holínky, úzké špičaté boty sahající vysoko nad zem, staročeské dřeváky či například kožeštinové boty. Dlouhou dobu trvalo, než se začaly rozlišovat levé a pravé boty.

Od 16. století se do popředí dostaly boty na vysokém podpatku. Za doby vlády Ludvíka XIV. se začala společnost vizuálně dělit na chudší a bohatší. V tomto období se šlechtic poznal snadno podle vysokého zašpičatělého střevíce, který mu přisuzoval určitou společenskou nadřazenost nad ostatními prostými lidmi. Platilo dále pravidlo, že čím vyšší podpatek, tím důležitější a významnější osoba. K tomu se hojně přidávaly na nárt nejrůznější pentle a ozdoby. Ze začátku se jednalo pouze o mužskou záležitost, ale postupem času se tento druh obuvi rozmohl i u žen. A to byl začátek dnešních střevíců. Šlechtické boty na vysokém podpatku vymizely, ale střevíce zde máme dodnes.

V průběhu 19. století se výroba obuvi zjednodušila. Byl vynalezen šicí stroj a obuvní průmysl neustále rostl a kvetl. Dámy začaly nosit kotníčkové boty. Produkce se stala masivní záležitostí. Vznikly všemi dobře známé tkaničky do bot. Vzhled bot byl ovlivněn hodně sportem a vyráběly se stovky nejrůznějších typů bot různých materiálů, barev, velikostí a vlastností (stoplusjednicka.cz, 2017).

Boty jsou v nynější době spotřebním zbožím, které se nakupuje pro potěšení, za nějakým účelem. Sportovní boty, boty na běhání, boty k moři, boty do hor, společenské boty, kopačky, sálová obuv. Každý z nás má doma několik párů bot pro nejrůznější využití. Staly se naší součástí a většina z nás si bez nich nedokáže

představit svůj život. Mají spoustu výhod a my se je snažíme neustále zdokonalovat. To je jeden úhel pohledu.

V dalších kapitolách se tedy pokusíme nastínit i druhou stranu mince – nevýhody a problémy související s obuví.



Obrázek 5: Jedna z nejstarších dochovaných bot (vlevo) a muzeum bot (vpravo)

Zdroj: www.wikipedia.org

1.2.2 Základy konstrukce obuvi

I když je jasné, že novodobá moderní obuv není tak složitá jako noha, dá se jí považovat svým způsobem za hi-tech výrobek. Ona bota sama o sobě je technologický zázrak, který se neustále vyvíjí, aby byl ještě lepší a pohodlnější. Aby vydržel co největší teplotní extrémy, aby se pot ideálně odpařoval a zároveň zůstala noha v suchu a teple. Požadavek na obuv máme ale každý jiný. Každý vyžadujeme trochu jiná vlastnosti a uplatnění. Někdo přisuzuje vyšší váhu designu boty, někomu je to lhostejné a zajímá se pouze o funkčnost. Rozebereme proto nyní základní komponenty univerzální boty.

- **Kopyto boty**

Kopyto je ústředním konstrukčním prvkem všech bot. Jo to laicky řečeno forma, kolem níž vzniká dále bota. Kopyto definuje vnitřní tvary obuvi. Zároveň platí, že pomocí stejného kopyta lze dále vyrábět různé styly bot. Budou mít potom stejný tvar prostoru pro prsty, oporu nožní klenby a výšku paty. Kopyta mohou být rovná, středně asymetrická, nebo silně asymetrická. Prostor pro prsty potom může být do špičky, obdélníkový, nebo kruhový. Většinou narazíte na prostor do špičky, který je bohužel nešťastným řešením, jelikož jsou prsty dosti smáčknuté k sobě a časem dochází k deformacím prstů či chodidla (Howell, 2012).



Obrázek 6: Druhy kopyt k výrobě bot

Zdroj: www.fler.cz

- **Podrážka obuvi**

Podrážka se skládá z trvanlivé (tvrdé) vnější podrážky, polstrované střední části a měkké části vevnitř boty (vnitřní stélka). **Vnější podrážka (podešev)** se obvykle vyrábí z tvrdého uhlíku, který je uzavřen do pryže se vzorkem, jenž zlepšuje přilnavost k povrchu. Bývá nejrůznější tvrdosti a zpravidla nejtvrdší bývá na patě. Celá podešev je potom v přímém kontaktu se zemí. Podešev bývá usňová, pryžová či syntetická. **Střední část podrážky (mezipodešev)** je konstruována tak, aby absorbovala nárazy a ve většině případů je vyráběna ze stlačitelného polyuretanu (PU), nebo etylen vinylacetátu (EVA). Mohou zde být další tlumící

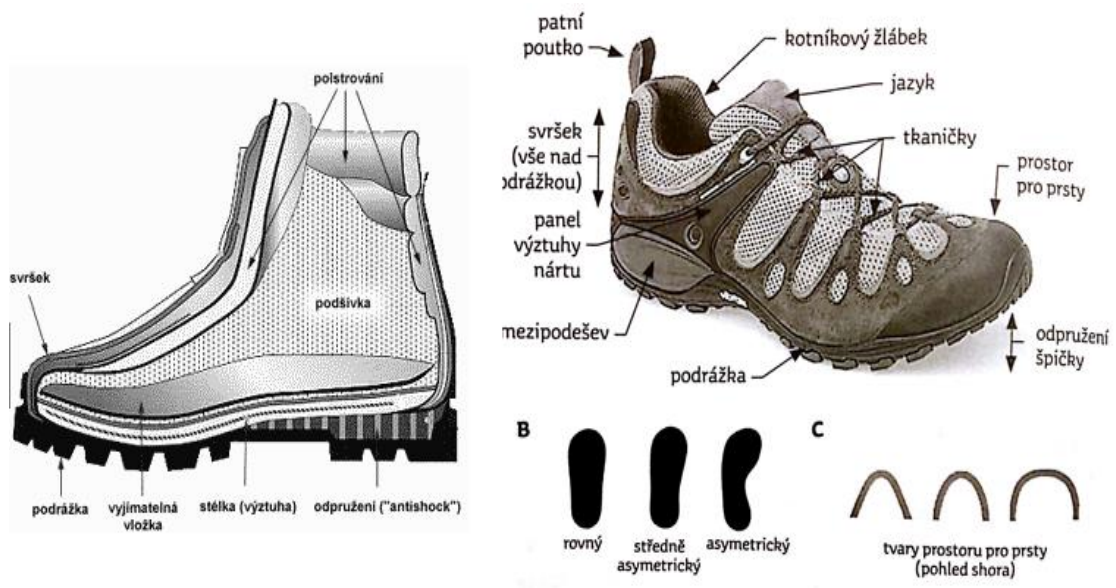
prvky, vzduchové kapsle či gel. **Měkká, vnitřní část boty (vnitřní stélka)** se stará hlavně o pocit, který vnímáte po nazutí boty. Většinou se používá tenká vrstva měkké EVA pěny, která je anatomicky tvarována podle chodidla.

Součástí podrážky bývá podpatek a patník, který je součástí podpatku a nachází se na samém konci podpatku. Nutno podotknout, že patník je daleko slabší a nachází se především u společenské obuvi (Howell, 2012).

- **Svršek obuvi**

Svršek tvoří všechny části obuvi nad podrážkou. Svršek se může vyrábět z nylonové tkaniny, kůže, koženky, pryže, poromeru, textilních materiálů, syntetických materiálů (PVC, PU) nebo vodou nepropustné membrány (př. GORE-TEX).

Vrchní část boty se skládá z jazyka a tkaniček. Ke zpevnění boků se mohou použít panely výztuhy nártů (Howell, 2012).



Obrázek 7: Konstrukční prvky obuvi a druhy kopyt (vpravo dole)

Zdroj: upraveno podle Howell, 2012

1.2.3 Typy obuvi

Podle konstrukce lze boty rozdělit na tři hlavní druhy:

- sandály
 - tuhá a plochá podešev
 - řemínky k přivazování

- opánky a mokasíny
 - z jednoho kusu měkčí kůže
 - vpředu a na patě sešité směrem vzhůru

- venkovní boty a městské stěvíce s pevným rámem a stélkou
 - přišit na svršku jazyk
 - svazovány nejčastěji tkaničkami či suchým zipem
 - vzadu podpatek
 - vpředu podešev

Rozdělení obuvi podle účelu:

- pracovní
- módní
- ortopedická
- pro diabetiky
- turistická
- vojenská
- vycházková (rekreační)
- zimní (galošová)
- taneční
- společenská
- sportovní (různé druhy)
- koupací
- domácí

Rozdělení podle tvaru:

- pánská, dámská a dětská
- plochá, nízká (polobotky), vysoká a válenky
- s vysokým podpatkem

(ekonomikon.cz, 2019)



Obrázek 8: Všechny druhy novodobých bot

Zdroj: www.jaibeedesign.wordpress.com

1.2.4 Fenomén podpatku

Na začátku si položme otázku. Co je to vůbec podpatek? Pojem podpatek tak, jak ho známe, znamená jakékoliv vyvýšení v zadní části boty. Tento termín zná určitě každý, ale málokdo ví, že téměř naprostá většina lidí ho má na každé své obuvi. Ať už se jedná o sportovní a společenskou obuv, sandále a další. Jak bylo výše napsáno, podpatek je sebemenší vyzdvižení paty nad špičku. A tento jev se zkrátka někde musí dříve či později podepsat. Platí zde přitom pravidlo, že čím je vyšší podpatek, tím je vyšší šance si přivodit nějaké zdravotní komplikace. Přitom právě u jehlových podpatků je to v relativně krátkém časovém horizontu nejdříve vidět. Toto všechno si ale postupně rozebereme a já se to pokusím i s pomocí Pedaru dokázat.

1.2.4.1 Historie podpatku

Obuv s vysokým podpatkem vznikla daleko dříve, než se narodil Ježíš Kristus. Již ve starověkém Egyptě byla vysoká obuv znamením vyššího postavení ve společnosti a využívala se především při slavnostních událostech. Podle některých zdrojů chodili na vysokém podpatku například i řezníci. Důvod to mělo takový, aby vyšší obuv ulehčovala pohyb po krvi, patřící poraženým zvířatům.

Později, v antickém období, vysokou obuv začali používat i Řekové a Římané. Byla obouvána herci v tragédiích, aby dodala potřebnou vážnost hereckému projevu a dále sloužila jako poznávací znamení prostitutek v ulicích města.

V průběhu středověku si tehdejší lidé navykli používat nasazovací dřevěné podpatky, které je měly uchránit před blátem a odpadky. Tento vynález se dá již pokládat za předchůdce dnešního podpatku – klínu.

V 15. století vynalezli Benátčané podpatek ve stylu platformy. Tato atypická bota, která se nazývala chopines, byla vysoká 18 – 20 centimetrů a měla jediný význam – chránila šaty dam před umazáním. Co na to, že je musely při procházce městem podepírat dvě služebné, bylo to zkrátka v módě. Tento módní výstřelek se postupem času rozmohl do celé Evropy a například Angličanky ho dovedly k extrému a podpatek prodloužily téměř do půlmetrové délky.

V 16. století se podpatek rozmáhá i na americkém kontinentě, tehdejšími Divokým západě. Své uplatnění našel u jezdců na koni, kdy sloužil jako opora nohy ve třmeni. Noha snáze držela a nesklouzávala se.

V 17. století se dostáváme k již zmíněnému francouzskému králi Ludvíku XIV., který byl nižšího vzrůstu a zpopularizoval vysoké podpatky mezi pánskou šlechtu. Podpatek nosily tedy jak ženy, tak muži. Mužský podpatek byl ve tvaru kostky, naopak dámy ho měly zúžený. Byla to takzvaná doba červeného podpatku. Myšlenka červeného podpatku vyšla opět z hlavy krále Ludvíka XIV. a rozšířila se po celé buržoazní sféře (Bočková, 2014).



Obrázek 9: Evoluce bot na podpatku

Zdroj: www.die-welt-der-schuhe.de

Od následujícího století byl podpatek již ryze ženskou záležitostí. Pouze na chvíli po Velké francouzské revoluci vyšel z módy, aby si potom našel pevné místo v každém botníku moderní ženy. Poslední číslo, které bychom si měli sdělit je 250, značí totiž, před kolika lety se ozřejmila škodlivost nošení vysokého podpatku na posturu těla (Bočková, 2014).

1.2.4.2 Anatomie boty na vysokém podpatku

V dnešní době jsou desítky a desítky druhů bot na podpatku určeny pouze ženám. Každá takováto bota (lodička) má velice výrazný podpatek, který slouží k vyvýšení boty. Dělí se na společenskou, sportovní, taneční, extravagantní, volnočasovou či fetiš. Velikost podpatku může být libovolná. Samotný podpatek se dělí podle typu na jehlový, kuželový, klínový, brikety a extravagantní (wikipedia, 2018).



Obrázek 10: Transparentní bota na podpatku (lodička) s nohou uvnitř

Zdroj: www.pilatesuvas.cz

1.3 Funkční anatomie dolní končetiny

V této části se budeme zabývat anatomickým složením dolní končetiny. Kostrou, svaly a kloubními spojeními. Dolní končetiny slouží jako dva pilíře, které podepírají celé tělo a nesou veškerou váhu. Umožňují zároveň i pohyb (lokomoci) vzpřímeného těla člověka v prostoru a čase. Je potřeba sdělit, že noha a dolní končetina není to samé. V anatomickém názvosloví se nohou označuje pouze část dolní končetiny od kotníku po konečky prstů. Dolní končetina má daleko robustnější kostru, mohutnější svalové skupiny a omezenou pohyblivost jednotlivých kloubů. Je to z důvodu větší stability opěrných končetin. Jak má být těleso stabilní, musí být podepřeno třemi body a těžiště se potom musí nalézat mezi nimi. Noha má také tři opěrné body a jsou jimi: kost patní, hlava prvního metatarzu a hlava pátého metatarzu. Mezi těmito třemi body jsou vytvořeny dva systémy kleneb – podélná a příčná. V nynější době se občas mluví o 3 klenbách, kdy podélná se dělí ještě na vnitřní (mediální) a vnější (laterální). Klenba je velice důležitá pro chůzi, jelikož chrání měkké tkáně plosky nohy a umožňuje odpružení při došlapu a přizpůsobení se různým terénům a povrchům (Šimšík a Porada, 2008).

1.3.1 Kostra dolní končetiny

Volná dolní končetina je osovému skeletu připevněna pánevním pletencem. **Pánevní pletenec** je tvořen dvěma kostmi pánevními a kostí křížovou. **Pánevní kost** (*os coxae*) bývá občas přirovnávaná k přesýpacím hodinám. Její prostřední část je nahoře užší a naopak dole se rozšiřuje. V dětství je složena ze tří kostí, které postupně srůstají v jednu kost. Tyto kosti se nazývají kost sedací, stydká a kyčelní. Všechny tři kosti se stýkají v kyčelní jamce (*acetabulum*) a tvoří její plochu.

- **kyčelní kost (*os ilium*)** - je to velká plochá kost, která má tělo a směrem vzhůru se modeluje v lopatu kosti kyčelní. Její hřeben (horní okraj) slouží k upínání břišních svalů a je ukončen předním horním trnem. U hubených lidí se dá velice snadno nahmatat. Na vnější ploše lopaty začínají hýžd'ové svaly.
- **sedací kost (*os ischii*)** – tělo sedací kosti vystupuje z jamky kyčelního kloubu a vytváří oblouk. V tomto oblouku se nachází sedací hrbol.
- **stydka kost (*os pubis*)** – tělo kosti stydké vybíhá z jamky kyčelního kloubu směrem dopředu. Vytváří oblouk podobný oblouku sedací kosti a oba oblouky se střetávají a vymezují otvor ucpaný (*foramen obturatum*). Otvor ucpaný je uzavřený a vyplněný vazivovou vrstvou a svaly.

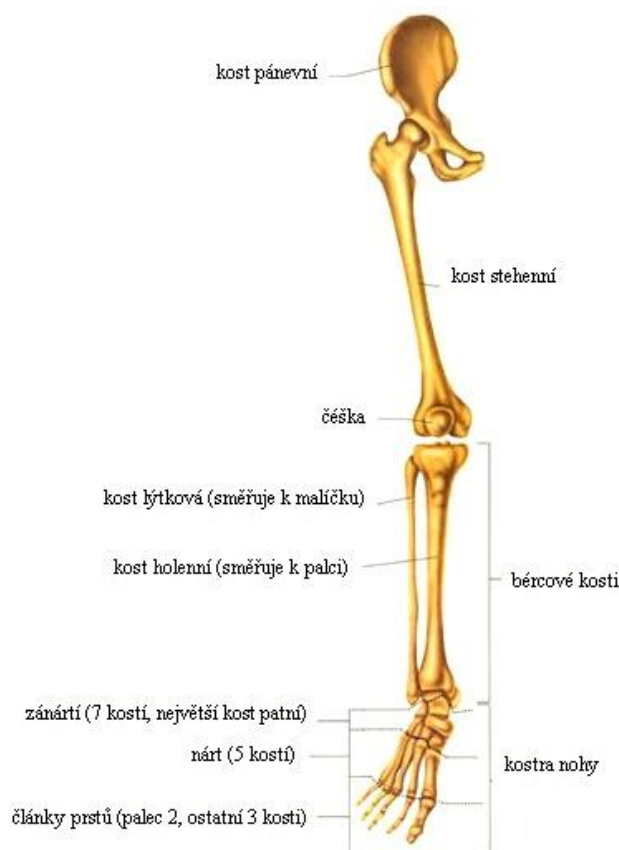
Kosti pánevní se vzadu připojují tuhým křížokyčelním kloubem ke křížové kosti a svým způsobem spojují kostru dolní končetiny k páteři neboli osovému skeletu. Vpředu spojuje oba celky chrupavčitá **spona stydká** (*symphysis*) a vazivo. Vzniklý pevný komplex se nazývá **pánev** (*pelvis*) a je oporou páteře, upínají se na ni svaly, má ochrannou funkci pánevních orgánů. Pánev žen je větší a širší z důvodu těhotenství a porodu.

Na pánevní pletenec se připojuje kostra volné dolní končetiny, která se skládá ze stehenní kosti, holenní kosti, lýtkové kosti, zánártních kostí, nártních kostí a článků prstů.

- **stehenní kost (*femur*)** – je nejdelší a nejsilnější kost v těle. Má kulovitou hlavici, která zapadá do **jamky** kosti pánevní a tvoří kyčel (kyčelní kloub). Kyčelní kloub spojuje pánevní pletenec a volnou dolní končetinu. **Hlavice** stehenní kosti přechází v zúžený **krček**, který je spojen s tělem femuru. nad krčkem vybíhá stehenní kost ve **velký chocholík** (*trochanter*

major), pod krčkem v **malý chocholík** (*trochanter minor*). Na oba chocholíky se upíná hýžďové svalstvo. Dolní konec stehenní kosti se rozšiřuje do dvou mohutných **kloubních hrbolů** – vnitřního a vnějšího. Vpředu jsou obě styčné plochy spojeny s **čěškou** (*patella*) tvořící ochranu kolenního kloubu.

- **holenní kost** (*tibia*) – holenní kost je dlouhá a mohutná a má trojboké tělo. Holenní kost se nachází na palcové straně bérce a má vnitřní a vnější hrbol. Oba hrboly tvoří kloubní plochu pro hlavici femuru. Mezi styčnými plochami kloubu se nachází dva chrupavčité **menisky**, které mají tvar disku. Dolní část tibie přechází ve **vnitřní kotník** (*malleolus medialis*).
- **lýtková kost** (*fibula*) – se nachází naopak na malíkové straně bérce. Je daleko štíhlejší a tím pádem křehčí než tibie. Hlavice lýtkové kosti je připojena pod zevní hrbol holenní kosti a ke všemu jsou obě kosti po délce propojeny vazivovou membránou. Dolní konec lýtkové kosti přechází v zevní kotník.
- **zánártní kosti** (*ossa tarsi*) - je jich celkem sedm a jsou vzájemně kloubně propojeny. Nazývají se častokrát jako tarzální kosti. Nejmohutnější je **patní kost** (*calcaneus*), která vybíhá dozadu do mohutného hrbolu kosti patní. Na kost patní se upíná velmi důležitá šlacha trojhlavého lýtkového svalu – Achillova šlacha. Nejvýše je uložena **kost hlezenní** (*talus*), která tvoří kloub s kostí lýtkovou a i holenní. Spojuje tedy bérce s nohou. Dále se zde nachází **kost lodřkovitá, krychlová a tři kosti klínové**.
- **nártní kosti** (*ossa metatarsi*) – nártní kosti tvoří základ nártu a je jich celkem pět. Jsou označeny římsky I. - V.
- **články prstů** (*phalanges*) – každý prst na noze má tři články (základní, střední a koncový), výjimkou je palec, který má pouze dva (základní a koncový). Všechny články prstů jsou propojeny mezi sebou kloubně (Merkunová a Orel, 2008).



Obrázek 11: Kostra dolní končetiny

Zdroj: <http://vyuka.zsjarose.cz>

1.3.2 Svaly dolní končetiny

Svaly dolní končetiny jsou určeny k lokomoci těla, a proto jsou výrazněji mohutnější než svaly horní končetiny. Pohyby v kyčelním kloubu ovládá kyčelní svalstvo začínající na pánevní kosti. Stehenní kost je obalená stehenním svalstvem, které začíná na pánevní kosti a dále pak i na přímo na stehenní kosti. Upíná se buď přímo na stehenní kost, anebo na bérec. Podle toho ovládají tyto svaly pohyby buď v kolenním kloubu, anebo se zapojují při pohybech v kyčelním kloubu. Svaly bérce se nachází na předkolení, kde většinou mají začátek, a končí na kostře vlastní nohy, která pohyb ovládá. Na kostře nohy je rozložené svalstvo nohy, které působí na pohyby prstů a svým tonem pomáhají udržovat klenbu nohy (Šimšík a Porada, 2008).

1. SVALY KYČELNÍ

a. Přední skupina

- **Sval bedrokyčlostehenní (*m. iliopsoas*)** – má část bederní a část kyčelní. Obě části se upínají k malému chocholíku kosti stehenní. Tento sval ohýbá stehno v kyčli a vytáčí vně

b. Zadní skupina

- **Velký sval hýžd'ový (*m. gluteus maximus*)**
– nejmohutnější. Má široký začátek, jelikož začíná na kosti kostrční, křížové a kyčelní. Upíná se v oblasti velkého chocholíku ke kosti stehenní. Tento sval natahuje stehno, což pomáhá ke vzpřímenému postoji. Dále potom stehno vytáčí vně a odtahuje
- **Střední sval hýžd'ový (*m. gluteus medius*)**
- **Malý sval hýžd'ový (*m. gluteus minimus*)** - tyto dva svaly začínají na kosti kyčelní a upínají se také k velkému chocholíku kosti stehenní. Hlavní funkce je natahovat stehno v kyčli a odtahovat či vytáčet stehna dovnitř i vně
- **Skupina sedmi hlubokých svalů** – tyto svaly začínají na jednotlivých místech kosti pánevní. Mezi ně patří svaly upínající se na velký stehenní chocholík a v jeho okolí přitahují stehno v kyčli a rotují vně. Dále potom svaly upínající se k hraně kosti stehenní, které stehno odtahují, ohýbají v kyčli a rotují zevně

2. SVALY STEHNA

a. Přední skupina

- **Čtyřhlavý sval stehenní (*m. quadriceps femoris*)** – jedná se o nejmohutnější stehenní sval. Jedna z jeho hlav začíná na kosti kyčelní a zbylé tři na kosti stehenní. Všechny hlavy quadricepsu se sbíhají v pevnou šlachu, která je napevno k česce a pokračuje jako českový vaz (*ligamentum patella*) na bērec, kde se upíná

na drsnatinu kosti holenní. Tento sval natahuje kolenní kloub, jedna z jeho hlav ohýbá stehno v kyčelním kloubu

- **Krejčovský sval (*m. sartorius*)** – jeho začátek se nachází na horním předním trnu kosti kyčelní a jedná se nejdelší sval v našem těle. Běží šikmo přes stehno a upíná se na kost holenní. Pomocí něho můžeme ohýbat koleno a ohýbat, odtahovat a zevně rotovat stehnem v kyčelním kloubu

b. Zadní skupina

- **Dvojhlavý sval stehenní (*m. biceps femoris*)** – je to hlavní sval stehna na zadní straně nohy, jeho dlouhá hlava začíná na kosti sedací, krátká hlava potom na horní části kosti stehenní. Obě hlavy se upínají na vnější hrbol kosti holenní a také hlavici lýtkové kosti. Dvojhlavý sval stehenní ohýbá kolenní kloub a natahuje kyčelní kloub
- **Sval poloblanitý (*m. semimembranosus*)** – upíná se pomocí šlachy ke kosti holenní
- **Sval pološlašitý (*m. semitendinosus*)** – stejně jako sval poloblanitý se upíná na kost holenní

c. Vnitřní skupina

- **Přitahovač velký (*m. adductor magnus*)**
- **Přitahovač dlouhý (*m. adductor longus*)**
- **Přitahovač krátký (*m. adductor brevis*)**
- **Štíhlý sval stehenní (*m. gracilis*)**
 - všechny tyto svaly mají začátek na kosti stydké, anebo na kosti sedací. Upínají se na hranu kosti stehenní. Přitahují a rotují (směrem dovnitř) stehno. Další funkcí je ohýbání kolenního kloubu

3. SVALY BÉRCE

a. Přední skupina

- **Přední sval holenní (*m. tibialis anterior*)** – tento sval začíná na vrchní části kosti holenní a upíná se k zánártí a k bázi 1. nártní kosti. Směrem vzhůru pomáhá ohýbat nohu v hlezenním kloub – dorzální flexe nohy
- **Dlouhý natahovač palce (*m. hallucis longus*)** – sval začíná z přední části kosti lýtkové a mezikostní membrány. Natahovač palce má dlouhou úponovou šlachu, která se táhne přes nárt a upíná se až k článkům palce. Kromě toho, že natahuje palec, pomáhá při natahování nohy
- **Dlouhý natahovač prstů (*m. extensor digitorum longus*)** – dlouhý natahovač prstů začíná od zevního hrbolu holenní kosti či frontální části lýtkové kosti či mezikostní membráně. Svalová šlacha je dosti úzká a větví se na pět menších šlach. Tyto části se upínají k článkům všech prstů, kromě palce. Funkce jsou tedy natahování prstů nohy a natahování samotné nohy
- **Třetí sval lýtkový (*m. fibularis tertius*)** – začíná na dolní části kosti lýtkové a přilehlé mezikostní membráně. Upíná se k 5. kosti zánártní. Tento sval ohýbá nohu v hlezenním kloubu směrem nahoru (dorzální flexe) a také vytáčí nohu

b. Zevní skupina

- **Dlouhý sval lýtkový (*m. fibularis / peroneus longus*)**
- **Krátký sval lýtkový (*m. fibularis / peroneus brevis*)**
 - tyto lýtkové svaly ze zevní skupiny ohýbají nohu v hlezenním kloubu směrem dolů (plantární flexe) a zevně ji vytácejí (abdukce, pronace)

c. Zadní skupina

i. Povrchová skupina

- **Trojhlavý lýtkový sval (*m. triceps surae*)** – tento sval je hlavním lýtkovým svalem a je složen ze dvou částí: dvojhlavého svalu lýtkového a šikmého svalu lýtkového. **Dvojhlavý sval lýtkový (*m. gastrocnemius*)** začíná na výběžku stehenní kosti a kloubním pouzdrů kolene. **Šikmý sval lýtkový (*m. soleus*)** začíná na obou bérceových kostech. Všechny tyto tři hlavy trojhlavého lýtkového svalu se spojují veprostřed bérce v Achillovu šlachu, která má úpon na kosti patní. Lýtkový triceps ohýbá kolenní kloub a nohu v hlezenním kloubu (plantární flexe). Sval je velmi důležitý při chůzi, výponech či stání na špičkách
- **Chodidlový sval (*m. plantaris*)** – má funkci stejnou jako trojhlavý lýtkový sval a taktéž se upíná na patní kost za pomoci Achillovy šlachy
- **Podkolenní sval (*m. popliteus*)** - sval začíná na zevním kondyly stehenní kosti a upíná se na horní partii holenní kosti

ii. Hluboká vrstva

- **Zadní sval holenní (*m. tibialis posterior*)** – zadní holenní sval začíná na kosti stehenní a lýtkové a mezikostní membráně. Upíná se na kost nártní a 2. – 4. zánártní. Ohýbá nohu v hlezenním kloubu (plantární flexe)
- **Dlouhý ohýbač prstů (*m. flexor digitorum longus*)** - dlouhý ohýbač prstů začíná na zadní ploše kosti holenní a upíná se ke všem článkům prstů kromě palce. Slouží k ohybu nohy v hlezenním kloubu a prstů nohy ve všech

kloubech. Ke všemu vytáčí nohu směrem dovnitř (supinace, addukce)

- **Dlouhý ohýbač palce (*m. flexor hallucis longus*)**
– ohýbač palce začíná v dolní a střední části lýtkové kosti a končí na druhém palcovém článku. Funkci má ohýbání nohy v kloubu hlezenním a ohýbání palce ve všech kloubech

4. SVALY NOHY

a. Svaly hřbetu nohy

- **Krátký natahovač palce (*m. extensor hallucis brevis*)**
– začíná na patní kosti a upíná se k článku na palci. Natahuje palec
- **Krátký natahovač prstů (*m. extensor digitorum brevis*)**
– natahovač prstů se skládá ze čtyř částí a začíná na kosti patní. Všechny čtyři části svalu probíhají pod šlachami dlouhého natahovače 2. – 4. prstu, na jehož články či šlachy se upínají. Slouží k natahování článků prstů
- **Mezikostní svaly (*mm. interossei dorsales I. - IV.*)** – svaly vyplňující prostor mezi kostmi nártními na hřbetní straně nohy

b. Svaly plosky nohy

i. Palcová skupina

- **Odtahovač palce (*m. abductor hallucis*)** – tvoří zpevnění podélné klenby u nohy a odtahuje palec od zbytku prstů na noze (abdukce)
- **Přítahovač palce (*m. adductor hallucis*)** – sval, který přitahuje palec k ukazováčku nohy
- **Krátký ohýbač palce (*m. flexor hallucis brevis*)**
– tento sval dokáže ohýbat palec a zároveň udržuje podélnou klenbu

ii. Střední skupina

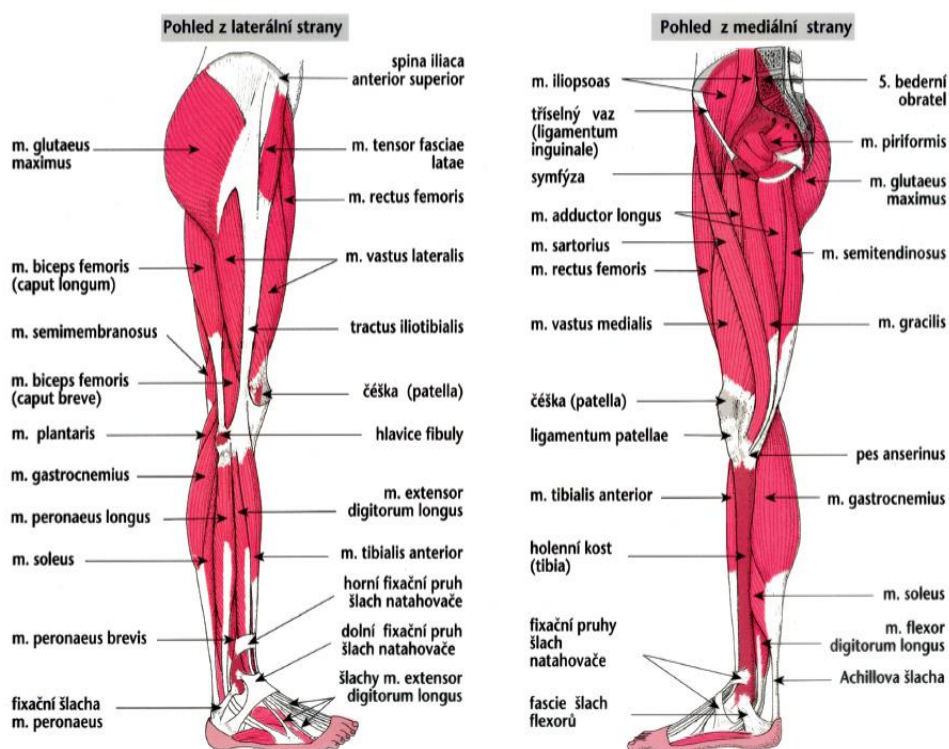
- **Krátký ohýbač prstů (*m. flexor digitorum brevis*)** – je nezbytný k udržení a podpoře klenby nožní
- **Čtyřhranný sval plosky (*m. quadratus plantae*)**
 - se vyznačuje jako podporovatel dlouhého ohýbače prstů (bérkový sval)

iii. Malíková skupina

- **Odtahovač malíku (*m. abductor digiti minimi*)**
 - odtahuje malíček od prsteníku
- **Krátký ohýbač malíku (*m. flexor digiti minimi brevis*)** – tento sval ohýbá a i odtahuje malík

iv. **Mezikostní skupina** – tato skupina obsahuje celkem tři svaly a leží mezi nártními kostmi

(Merkunová a Orel, 2008)



Obrázek 12: Svaly dolní končetiny

Zdroj: <http://is.muni.cz>

1.3.3 Klouby dolní končetiny

V místě, kde se dva, anebo více kostí spojí, vzniká kloub. Ke kloubům dolní končetiny patří kloub křížokyčelní, kyčelní a kolenní, lýtkoholenní horní kloub a klouby nohy.

Křížokyčelní kloub (*articulatio sacroiliaca*) spojuje kloubní plochu kosti kyčelní a kosti křížové. Jedná se o tuhý kloub, který je tvořen dvěma drsnatými ploškami, které jsou zpevněné silnými vazy. Rozsah pohybu v tomto kloubu je z toho důvodu velmi malý. **Stydká spona** (*Symphysis pubica*) spojuje kosti stydké chrupavkou.

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je omezený kulovitý kloub, který spojuje dolní končetinu s pánví. Na kyčelním kloubu se nachází hlavice kosti stehenní (*caput femoris*) a jamka (*acetabulum*). Pevnost tohoto kloubu je zajišťována čtyřmi pevnými vazy a silným pouzdrém, které dosahuje na přední straně šířky téměř 10 mm. Kloubní pouzdro kyčelního kloubu je tvořeno nejsilnějším vazem v lidském těle, iliofemorálním vazem. Kloubní rozsah je potom až 120° při flexi. Při extenzi je to zhruba do 13°. Při abdukci je rozsah až 40°, addukci do 10° a vnější a vnitřní rotaci přibližně 15° a 35°.

Pohyby v kyčelním kloubu a které svaly se zapojují:

- **flexe** – *m. iliopsoas* (přímý stehenní sval), *m. rectus femoris* (přímý stehenní sval), *m. pectineus* (hřebenový sval)
- **extenze** – *m. gluteus maximus* (velký sval hýžd'ový), *m. biceps femoris* (dvojhlavý stehenní sval), *m. semitendinosus* (pološlašitý sval), *m. semimembranosus* (poloblanitý sval)
- **abdukce** – *m. gluteus medius et minimus* (střední a malý hýžd'ový sval), *m. piriformis* (hruškovitý sval), *m. obturatorius internus* (vnitřní ucpávající sval)
- **addukce** – *m. adductor longus, brevis et magnus* (dlouhý krátký a velký přitahovač), *m. gracilis* (štíhlý sval)
- **zevní rotace** – *m. quadratus femoris* (čtvercový stehenní sval), *m. piriformis* (hruškový sval), *m. gemellus superior et inferior* (horní a dolní dvojitý sval), *m. obturatorius internus et externus* (vnitřní a vnější ucpávající sval), *m. gluteus maximus* (velký sval hýžd'ový)

- **vnitřní rotace** – *m. gluteus minimus* (malý sval hýžďový), *m. tensor fasciae latae* (napínač stehenní povázky)

Kolenní kloub (*articulatio genus*) je největší a nejsložitější kloub lidského těla. Kolenní kloub spojuje stehenní kost s holenní kostí a čéškou. Funkci ochrannou plní na tomto kloubu právě česka, která se nachází na přední straně kloubu. Dolní konce (kondyly) stehenní kosti tvoří hlavici kloubu, jamku tvoří plošky na kosti holenní. Stabilitu a pevnost kloubu zajišťují dva chrupavčité menisky (*meniscus medialis a lateralis*). Vnější meniskus je oválný, pohyblivější. Tento meniskus je v zadní části spojen s kloubním pouzdrem a přerušený průběhem svalu. V těchto místech je volný, díky čemuž je více pohyblivý, a tím pádem méně náchylný k porušení. Vnitřní meniskus je poloměsíčitý a méně pohyblivý, jelikož je celým svým obvodem pevně spojen s kloubním pouzdrem. Celý kloub je chráněn pouzdrem, které je zpevněno důležitými vazy, uplatňujícími se zejména při redukci torzních pohybů. Vazivový aparát je složený z předních křížových vazů (*ligamentum cruciatum anterius*), zadních křížových vazů (*ligamentum cruciatum posterius*), 18 postranních kolenních vazů (*ligamentum collaterale tibiale a fibulare*) a úponové šlachy česky (*ligamentum patallae*). Rozsah pohybu kolenního kloubu je složitý, je možné koleno ohýbat, natahovat a rotovat při ohýbání. Flexe je v rozsahu 130 - 160°, extenze (základní postavení), vnitřní rotace je mezi 5 – 7° a vnější rotace 21°.

Pohyby v kolenním kloubu a které svaly se zapojují:

- **flexe** - *m. biceps femoris* (dvojhlavý stehenní sval), *m. semitendinosus* (pološlašitý sval), *m. semimembranosus* (poloblanitý sval)
- **extenze** – *m. quadriceps femoris* (čtyřhlavý sval stehenní)
- vnitřní rotace – *m. biceps femoris* (dvojhlavý stehenní sval), *m. tensor fasciae latae* (napínač stehenní povázky)
- **zevní rotace** - *m. semitendinosus* (pološlašitý sval), *m. semimembranosus* (poloblanitý sval)

(Dylevský, 2009)

Dalšími klouby dolní končetiny jsou **kloubní spojení stehenní kosti s holenní kostí** (*articulatio tibiofibularis*) a **klouby nohy** (*articulationes pedis*). Mezi klouby nohy se řadí horní kloub zánártní (*articulatio talocruralis*), který spojuje kost hlezenní s kostí kladkovitou a dolní kloub zánártní, který spojuje hlezenní kost s patní kostí. Dále musíme zmínit i klinicky významné klouby: Chopartův (*articulatio tarsi transversa*) a Lisfrankův (*articulatio tarsometatarsalis*). Metatarsy spojují metatarzofalangové klouby (*articulationes metatarsophalangeales*), naopak prsty nohy spojují kladkové mezičláňkové klouby (*articulationes interphalangeales*) (Šimšík a Porada, 2008).

Pohyby v hlavních kloubech nohy a které svaly se zapojují:

- **plantární flexe** – *m. triceps surae* (trojhlavý lýtkový sval), *m. tibialis posterior* (zadní holenní sval), *m. flexor digitorum longus* (dlouhý ohýbač prstů nohy), *m. flexor hallucis longus* (dlouhý ohýbač palce nohy)
- **dorzální flexe** - *m. tibialis anterior* (přední holenní sval), *m. flexor digitorum longus* (dlouhý ohýbač prstů nohy), *m. flexor hallucis longus* (dlouhý ohýbač palce nohy)
- **supinace** – *m. tibialis anterior* (přední holenní sval), *m. tibialis posteriori* (zadní holenní sval), *m. flexor digitorum longus* (dlouhý ohýbač prstů nohy), *m. flexor hallucis longus* (dlouhý ohýbač palce nohy), *m. triceps surae* (trojhlavý lýtkový sval)
- **pronace** – *m. peroneus longus* (dlouhý lýtkový sval), *m. peroneus brevis* (krátký lýtkový sval), *m. peroneus tertius* (třetí lýtkový sval)

(Dylevský, 2009)

1.3.4 Klenba nohy

Ze všech 206 kostí lidského těla tvoří neskutečných 52 kostru chodidla. 26 kostí každé nohy do sebe zapadá takovým způsobem, který umožňuje chodidlu se měnit při každém došlapu či kroku z flexibilní do pevné struktury. Flexibilita je umožněna především díky kosterním obloukům. Kosterní oblouky se skládají z **dvou podélných klenebních oblouků (laterální a mediální)**, které se táhnou od paty k článkům nohy a **jednoho příčného oblouku**, který probíhá po šířce chodidla. Při každém došlapu tyto

oblouky fungují jako tlumící prvky proti nárazu a naopak při odrazu poskytují pružení. Pomáhají zároveň rozložit váhu těla na plochu chodidla a díky své pružnosti se přizpůsobit okolnímu terénu.

Nožní klenba tvoří základní systém tlumení nárazu pro tělo. Absorbuje energii došlapu při chůzi a běhu a funguje jako tlumič, který chrání tělo před poškozením kloubů nohy, kolene či páteře. Noha má tedy tři oblouky, byť v mnoha pramenech se hovoří pouze o dvou. Hlavice kosti hlezenní slouží jako svorník mediálního podélného oblouku, naopak kost krychlová laterálního podélného oblouku. Svorníkem příčného oblouku je kost klínová střední.

Nejdůležitější funkcí mediálního podélného oblouku je nést váhu těla a funguje tedy jako tlumič nárazů při každém došlapu a absorbuje energii. Mediální podélný oblouk je nejvíce patrný pohledem a je nejproblematictější ze všech oblouků nohy. Zborcená oslabená klenba nohy či plochá noha jsou projevem oslabeného mediálního podélného oblouku. Laterální podélný oblouk také nese váhu, především ale plní podstatnou roli při jejím přenášení. Při zatížení se laterální podélný oblouk zploští a měl by se po celé délce dotknout podložky. Při chůzi chodidlo v supinaci dopadá na laterální podélný oblouk, který nese v tento moment tíhu těla. V další fázi kroku se váha těla přenáší přes oblouk na hlavice nártních kostí, naopak chodidlo se přetáčí do pronace. Příčný oblouk je důsledkem skutečnosti, že je mediální podélný oblouk vyšší než laterální podélný oblouk. Pod hlavicemi nártních kostí není příčný oblouk, nachází se totiž pod jejich základnami. Značí to fakt, že příčný oblouk v oblasti nártu přemostňuje oba podélné oblouky, zato směrem ke článkům prstů se zploští. Jelikož se nosná kost tohoto oblouku nachází směrem k vnitřku chodidla, příčný oblouk pomáhá držet mediální podélný oblouk zvednutý. Laterální podélný oblouk se může díky tomu naopak narovnávat. Váha těla je během stojné krokové fáze na vnější hraně plosky nohy. Poté během odrazové fáze se váha přesouvá dovnitř a přes chodidlo k palci. Kostí se během tohoto procesu uzamykají do pevné struktury a otáčejí.

Oblouky nožní klenby hrají zásadní roli v procesu udržení a přenosu váhy celého těla při pohybu. Nohy mají více funkcí než pouze pohyb těla. Váhu těla drží i v klidném postavení těla a pracují opět oblouky nohy. Když klidně stojíme, laterální podélný oblouk se narovná a hrbolek páté nártní kosti na vnější hraně plosky nese hlavní část váhy, naopak mediální podélný oblouk dělí zbývající váhu na patu a vnitřní hranu chodidla. Všechny tyto tři body nesou váhu těla a nazývají se jako body středu tlaku či trojbodová opora (Howell, 2012).

Klenba nohy je zabezpečována také svaly a vazy. Je udržována vzájemným napětím svalů a vazů nohy a bérce.

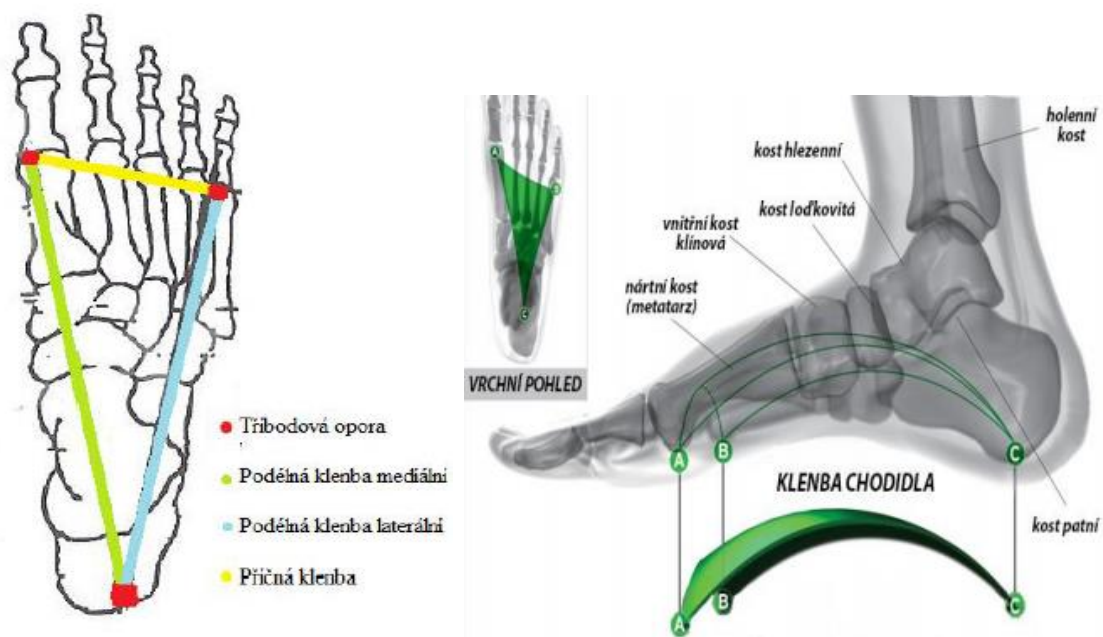
Vazy:

- chodidlový loďkopatní vaz (*ligamentum calcaneonaviculare plantare*)
- dlouhý chodidlový vaz (*ligamentum plantare longum*)
- chodidlová aponeuróza (*aponeurosis plantaris*)

Svaly:

- vlastní svaly nohy
- zadní sval nohy (*m. tibialis posterior*)
- přední sval holenní (*m. tibialis anterior*)
- dlouhý sval lýtkový (*m. fibularis longus*)

(is.muni.cz, 2019)



Obrázek 13: Rozložení kleneb nohy, třibodová opora

Zdroj: upraveno podle Cihlářová, 2017 a <http://farmaceutickyasistent.cz>, 2019

1.4 Chůze

Chůze představuje komplexní proces, na němž se podílí přibližně polovina z 630 svalů a 260 kostí lidského těla. Chůze je jednoduchý rytmický základní pohyb, který se učíme od raného dětství a provádíme ji přirozeně a nevědomě. Je to jedna z forem lokomoce lidského těla, nazýváme ji častokrát jako bipedální lokomoci (Howell, 2012).

Od prvního krůčku vědeckého zkoumání chůze z medicínského hlediska uplynulo již několik tisíc let. Již ve starověkém Egyptě byla chůze pokládána za symbol biologického dění. Na papyru psaném lékařem Ebersem se můžeme dočíst o poznávání „chůze srdce“ či „pochodu srdce“. Toto vše bylo sepsáno před tři a půl tisíci lety a neznamenal to nic jiného než prapočátky studia srdeční činnosti. Na papyru byl vyobrazen symbol pro srdce a hnedka vedle něho symbol dvou jdoucích nohou.

První, kdo se teoreticky zamýšlel nad pohyby živočichů a tedy i lidí, byl Aristoteles. Jednalo se o spis „O chůzi živočichů“. Následoval Galén, který se už zaměřil pouze na člověka a to ve spise „O řízení chůze v lidském těle“. A následovali další a další myslitelé, kteří se snažili pochopit a objasnit fungování lidské chůze (Daněk, 1978).

1.4.1 Ontogeneze chůze

Vývoj stereotypu chůze je soubor podmíněných a nepodmíněných reflexů a programů. Vývoj chůze je součástí celkového motorického vývoje člověka. Souvisí s vývojem tělesného postoje (postura), který je základem všech cílených pohybů člověka. Chůze se v průběhu lidského života mění.

Již od narození dítě vykazuje drobné pohyby a důležitý je třetí měsíc po porodu, kdy svalový tonus přechází do hypotonie a dítěti se začíná napřimovat trup a centrovat kořenové klouby končetin. Mezi půl rokem a rokem života dochází k dynamickému vývoji lokomoce u dítěte. Přichází první batolení, lezení, první pokusy o postavení s oporou, boční chůze. Stabilitu udrží až na konci prvního roku života díky tonickému svalstvu a začíná se projevovat první bipedální lokomoce v podobě prvních nestabilních krůčků. Chůze je široká a nemotorná. Horní končetiny dítě používá k držení balancu. Odraz od podložky a odvíjení nohy se vyvíjí v následujících letech vývoje. Fáze opěrná je vyvinuta mnohem dříve, než odrazová. Postupem času zůstávají ruce podél těla a následuje pohyb trupu. Zhruba v 7 letech už vypadá chůze dítěte totožně s chůzí dospělého člověka (Bočková, 2010).

1.4.2 Periodická charakteristika chůze

Uskutečnění chůze má dva základní požadavky. První je periodičnost pohybu každé nohy z jedné polohy opory do další. Druhým požadavkem je dostatečná reakční síla na chodidlo pro zajištění opory. Oba základní parametry jsou nezbytným předpokladem pro vznik jakékoliv formy chůze na dvou končetinách. Tento cyklický pohyb dolních končetin tvoří podstatu periodického charakteru lidské chůze. Chůze se potom od běhu liší v tom, že v každém okamžiku je noha v kontaktu s podložkou. U běhu tedy dochází k letové fázi (Šimšík a Porada, 2008).

1.4.3 Proces vzniku chůze

Iniciátorem všech pohybů je centrální nervová soustava (CNS). Časté opakování a ekonomizace jednotlivých pohybů tvoří v mozkové kůře dynamické stereotypy. Větší citlivost receptorů, větší dráždivost CNS, lepší funkčnost zrakového analyzátoru a vnímání, zlepšení koordinace svalové soustavy lze dosáhnout vhodným trénováním (tělesnými cvičeními). Zvýšená dráždivost některých oblastí CNS se pozoruje hlavně po krátkých svalových zátěžích. Velice důležité jsou vztahy CNS k jednotlivým analyzátorům a k vegetativnímu nervovému systému.

Proces chůze vzniká jako nervový impulz v CNS a končí generováním reakčních sil podložky. Hlavním rysem tohoto procesu je, že je založený na metodě akce a reakce, Lokomoční procesy jdou ze supraspinálních center, které slouží k převodu myšlenek na vzory pohybových aktivit, důležité pro výslednou chůzi. Nervový výstup, který vychází ze supraspinálních aktivit, můžeme potom chápat jako centrální lokomoční řízení přenášené do mozku a míchy.

Řízení pohybu má dvě složky:

1. aktivaci nižších nervových center, které následně vytvoří sekvenční vzorek aktivace svalu
2. senzorickou zpětnou vazbu ze svalů, kloubů a jiných receptorů přizpůsobujících pohyb

Aktivované stáhnuté svaly vyvíjí napětí na synoviálních kloubech. Kloubní síly a momenty působí na kosterní spoje, aby se pohybovaly a silově působily na venkovní

prostředí. Jednotlivé události, které se musí uskutečnit, aby vznikla chůze, můžeme shrnout do těchto bodů:

- registrace a aktivace řízení chůze v v CNS
- přenos signálu chůze do periferního nervového systému
- kontrakce svalu vyvíjejícího tenzi
- generování sil a momentů na synoviálních kloubech
- regulace kloubních sil a momentů pevnými kosterními systémy
- posun kosterních systémů způsobem, jaký nazýváme chůze
- generování reakčních sil podložky

(Šimšík a Porada, 2008)

1.4.4 Řízení chůze

Motorický systém polohy je základem složité soustavy cílených a úmyslných pohybů, které jsou řízeny mozkovou kůrou, bazálními ganglii či korovým mozečkem. Všechny nervové vlivy způsobující kontrakci svalu se uplatňují ve své konečné podobě pomocí motoneuronů, které jsou uloženy v jádrech hlavových nervů a v páteřní míše. K vykonání úmyslného pohybu je zapotřebí spolupráce tří systémů, které bez sebe nemůžou být a navzájem se ovlivňují. Jedná se o senzomotoriku, motorický systém poloh a motorický systém úmyslného pohybu. Tělo zpracovává obrovské množství informací a v průběhu života se informace spojují v pohybové vzorce. Když mozek přijímá podněty z vnějšího okolí, porovná je s již naučenými vzorci pohybových schopností či dovedností a neustále předvídá na základě zpětné vazby.

1. **Senzomotorika** – každý organismus potřebuje k vykonání určitého pohybu jistý podnět z okolního prostředí. Je vystaven určitému stimulu, vlivu okolního prostředí, který se označuje jako aferentace. V CNS jsou potom tyto stimuly hodnoceny a analyzovány. Následně posílají informace, které slouží k vykonání určité reakce. Tyto impulzy jsou následovně vedeny po eferentních drahách až k výkonným orgánům (efektorům), svalům. Celý proces, který čítá vstup informace, analýzu a reakci CNS – svalovou činnost, nazýváme senzomotorika. K získávání informací nám pomáhají proprioreceptory, které jsou uloženy ve svalech,

šlachách či kloubech. Proprioreceptory můžou být například svalová vřeténka a šlachová tělíska. Svalová vřeténka informují CNS o rychlých změnách délky svalu při pohybové činnosti a o dlouhodobých změnách při udržování polohy. Šlachová tělíska reagují na pasivní protažení i na svalovou kontrakci. Působí jako záchranná brzda před přetížením svalů a svalových vláken.

2. **Motorický systém polohy** – zajišťování polohy těla je řízeno hybnými centry mozkového kmene, prostřednictvím koordinace polohových, postojových a vzpřimovacích reflexů. Postojové reflexy můžeme definovat na různých úrovních od lokálních reakcí, přes segmentální, až po celkovou statickou reakci. Vzpřimovací reflex reaguje na gravitační podnět a snaží se ho regulovat. Jeho úkolem je navrácení těla do vzpřímené polohy. Rovnováhou těla rozumíme schopnost udržet polohu těla a jeho částí v prostoru a čase.

3. **Motorický systém úmyslného pohybu** – úmyslné pohyby jsou základním předpokladem života vyšších živočichů. Pomocí nich se zajišťují základní biologické potřeby či potřeby sociokulturní. Můžeme to nazvat jako volní složka pohybu. Konečná podoba výstupní motorické činnosti je výsledkem kooperace celé hybné soustavy. Pro vykonání úmyslného pohybu je potřeba několika postupných kroků.
 - a. volní činnost s úmyslem vykonání pohybu
 - b. plán provedení pohybu, který vychází z asociačních korových center přes bazální ganglia do mozečku. Bazální ganglia se spoluúčastní na vyvolání pohybu a realizaci pomalého pohybu. Mozeček kontroluje provedení a rychlou motoriku
 - c. začátek pohybu náleží mozkové kůře, která přijala programy cestou talamu a řídí pohyb

(Trojan et al, 2005)

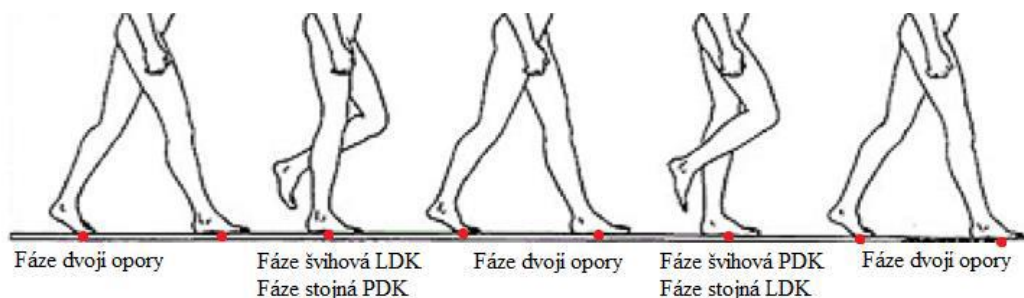
1.4.5 Krokový cyklus

Většina autorů definuje cyklus chůze jako periodu od dotyku paty se zemí jedné nohy po další kontakt paty té stejné nohy (tzv. dvojkrok). Krokem se rozumí vzdálenost mezi místy dopadu pravé a levé paty. Jedná se tedy o periodický vzor pohybu. Základní determinanty chůze představují pohyb a rovnováha. Rovnováha je schopnost člověka zaujmout vertikální posturu a udržovat při tom pevné postavení. Pohyb je potom ve vztahu k chůzi schopnost zahájit a držet rytmický krokový mechanismus.

Chůze se skládá ze tří hlavních částí, které na sebe postupně navazují. Nazývají se **fáze stojná (jednooporová)**, **fáze švihová (odrazová)** a **fáze dvojí opory**. Jeden dvojkrok chůze trvá přibližně asi 1 sekundu a 60% je ve stojné fázi a 40% v kroku ve fázi švihové jednooporové. Na začátku a na konci fáze stojné dochází k dvojité opoře. Během jednooporové fáze se dotýká země pouze jedna noha, naopak během fáze dvojí opory jsou obě nohy na zemi. Ve fázi dvojité opory jsme v průměru pouze 20 % doby z dvojkroku. V průměru za den uskutečníme 10 000 kroků (5 000 dvojkroků), z toho plyne, že přeneseme přibližně 700 tun denně. Délka kroku je v průměru okolo 70 cm. Je to obrovská zátěž pro celý pohybový aparát a noha při každém kroku vykonává řadu složitých pohybů (Šimšík a Porada, 2008).

Občas se ještě definuje termín **došlap**. Na začátku krokového cyklu je potřeba přenést váhu na přední nohu, která se dostává v ten moment před těžiště těla. Pohltí náraz nohy na podložku a přizpůsobí se na zatížení jako důsledek přenosu váhy těla na jednu nohu. Na jedné noze může potom viset až 70 % hmotnosti těla. Z toho plyne, že úlohou oporné končetiny je v první části včas zachytit padání těla, aby se těžiště nedostalo příliš nízko a dále odpružit následné padání při došlapu a přeměnit energii pádu na propulzní sílu. Je zajímavé, že při došlapu naboso dopadáme na téměř celou plošku, kdyžto v obuvi dopadáme nejdříve na patu a poté se jakoby zhoupneme směrem ke špičce.

Váha se přenáší postupně od paty po vnější hraně chodidla a přes jeho plošku na palec. A na konci už nastává pouze odrazová švihová fáze. Podrobněji si ale popíšeme v kapitole biomechanika chůze (Howell, 2011).



Obrázek 14: Fáze krokového cyklu

Zdroj: Cihlářová, 2017

1.4.6 Parametry chůze

Chůzi vnímáme jako plynulý pohybový děj, který má své typické poznávací rysy, charakteristiky. A můžeme je popsat a změřit pomocí několika parametrů:

- rychlost chůze (v kilometrech za hodinu nebo metrech za sekundu)
- tempo chůze (pomalé, střední, rychlé)
- rytmus chůze (počet kroků za 1 minutu)
- délka kroku
- šířka kroku
- energetická náročnost chůze
- úhel pravé či levé nohy (interní, externí rotace)
- místo těžiště těla
- časové střídání kroku pravou a levou dolní končetinou
- nezávislost pohybů horních končetin od pohybů dolních končetin a pánvi

(Šimšík a Porada, 2008)

1.5 Biomechanika chůze

1.5.1 Biomechanika

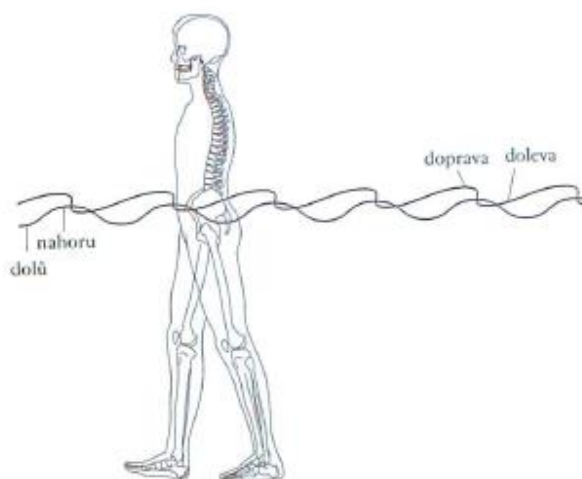
Biomechanika je řeckého původu a skládá se ze dvou slov. Bios = život a mechanos = pohyb. Biomechanika je tedy nauka o pohybu neformovatelných těles a tekutin. Zabývá se mechanickými vlastnostmi biologických předmětů, prvků na všech

úrovních. Pracuje s obory, jako jsou například statika, kinematika, dynamika a životnost živých systémů z pohledu mechaniky kontinua. Cílem biomechaniky je analýza (rozklad) a syntéza (spojování) mechanického pohybu u živých organismů z posouzení nejrůznějších vnitřních i vnějších účinků. Uvažujeme při tom s fyziologickými a patologickými jevy u živých bytostí. Musíme brát v potaz jejich vrozené i získané vady, úrazy. Biomechanika přispívá velkou měrou k vývoji neinvazivní diagnostiky (bez nutnosti proniknutí do organismu), nových léčebných metod, lékařských a chirurgických nástrojů a technologií. Další aplikace biomechaniky se nachází například v posuzování zátěže a únavy svalů, interakce člověk-okolí, kinesiologie, počítačová diagnostika, robotika, prevence úrazů a jejich následná rehabilitace.

Ve světě se využívá biomechanika ke zkoumání mechanické odezvy a dysfunkce tkání, orgánů a struktur organismů. Ať už to jsou lidé, zvířata či rostliny. V biomechanice člověka se především jedná o tyto soustavy: oběhová, dýchací, trávicí, reprodukční, vylučovací a konečně i svalově kosterní. Zabývá se tématy, jako jsou mechanika svalově kosterního systému, analýza chůze, ortopedická biomechanika, mechanika úrazů, cirkulace krve, tokové vlastnosti dalších tělních tekutin, mechanické vlastnosti buněk, dentální mechanika, tkáňové inženýrství a celá řada dalších oborů (Konvičková, Valenta, 2007).

1.5.2 Fyziologický stereotyp

Z fyzikálního hlediska je každý pohyb spjatý s výdejem energie. Platí přitom, že množství energie potřebné pro vykonání pohybu, je dané hmotností objektu a velikostí pohybu těžiště tohoto objektu v prostoru (předozaďním, pravolevým a vertikálním směru). Chůze představuje pohyb těla směrem dopředu, který je význačn  minimálním výdejem energie, kdy se těžiště těla pohybuje po sinusoidě ve vertikálním směru a zároveň i v pravolevém směru. Pokud se vyskytne odchylka od energetického minima, jedná se o nenormální vzorec chůze. Chůze je natolik specifická činnost těla, kdy každý jedinec má trochu jiný stereotyp chůze, že podle analýzy chůze lze v dnešní době dokonce identifikovat osoby. Využití má tedy například i v kriminalistice (Vařeka, Vařeková, 2009).



Obrázek 15: Změna těžiště těla při chůzi v pravolevém a horizontálním směru

Zdroj: Nováková, K. 2013

Hlavním pohybovým aparátem při chůzi jsou dolní končetiny. Dolní končetiny jsou v téměř neustálém kontaktu se zemí. Dolní končetiny musí odolávat reakčním silám podložky a díky gravitační síle se jedná o stejnou sílu opačného směru, která se musí rovnat síle, již působí svaly. Tyto síly umožňují přenášet kloubní spojení dolní končetiny (kloub kyčelní, kolenní a hlezenní). Teoretické těžiště těla je umístěné vnitřně před druhým křížovým obratlem a, jak jsme se již zmínili výše, popisuje při bipedální lokomoci tvar sinusoidy ve vertikální i horizontální rovině. Výkyvy těžiště těla, které je obvykle ve středu stojné fáze, stoupají s rychlostí chůze a mohou být maximálně 5 cm. Při zvyšování rychlosti chůze se zkracuje stojná fáze a prodlužuje švihová fáze krokového cyklu. K posunutí těžiště dochází celkem dvakrát během dvojkroku a popisuje 3D sinusoidu, jež je závislá na délce kroku a zvyšuje se rychlostí pohybu těla (Janura, 2011).

Jak bylo již zmíněno, krokovou fází dělíme na fázi, která začíná dotykem paty s podložkou, pokračuje kontaktem pátého metatarzu, kdy se postupně celá ploska nohy rozloží na podložku. Následuje postupně odlepení paty, plosky, prstů nohy a nakonec i palce. Po odlepení palce od podložky noha přechází do fáze švihové. V průběhu kroku je udržována podpora horních partií lidského těla, udržována stabilita a napřímění těla. Při každém kroku dochází ke kontrole, která má za cíl bezpečný kontakt s podložkou. Uplatňujeme mechanickou energii, sloužící k udržení či navýšení rychlosti chůze

v čelní rovině. Mechanickou energii dále vstřebáváme při dopadu nohy či snížení vlastní rychlosti. Švihová fáze je rozdělena na akcelerační švihovou a decelerační (relaxační) fázi. Akcelerační část je charakterizována propulzní (bezděčnou) silou dolní končetiny. Ve švihové fázi také dochází ke zkrácení dolní končetiny a během fáze relaxace dochází k dotyku paty s podložkou (Bočková, 2014).

Tzv. biomechanická zásada uvádí, že při chůzi po rovné plošině musíme vykonat zhruba 1/15 mechanické práce, která je potřeba ke zvednutí těla ve vertikálním směru o stejnou vzdálenost. Při chůzi se tělo pohybuje koordinovaně a vyhlazuje tudíž efektivně trajektorii těžiště těla, navíc rozděluje mechanický výkon na více svalů. Přispívá k tomu nemalou měrou i ohýbání chodidla v kotníku. S pomocí hlezenního kloubu, kdy odraz ze špičky nohy prodlužuje délku kroku. Dále přispívá natáčení pánve směrem vzhůru na straně opěrné nohy, kde ve výsledku snížíme maximální výšku těžiště těla a zmenšíme hodnotu převýšení. Zmenšíme trajektorii těžiště a výdej energie. Poslední činitel je pohyb končetin, kdy pohyb rukou zároveň s výkrokem posouvá těžiště těla vzhůru vzhledem k trupu. Díky tomu zvýšíme minimální výšku těžiště těla a zmenšíme opět hodnotu převýšení. Díky mávání rukou během chůze totiž pomáháme odlehčit svalům nohou aktivací jiných svalových skupin (Bochníček Z., 2019).

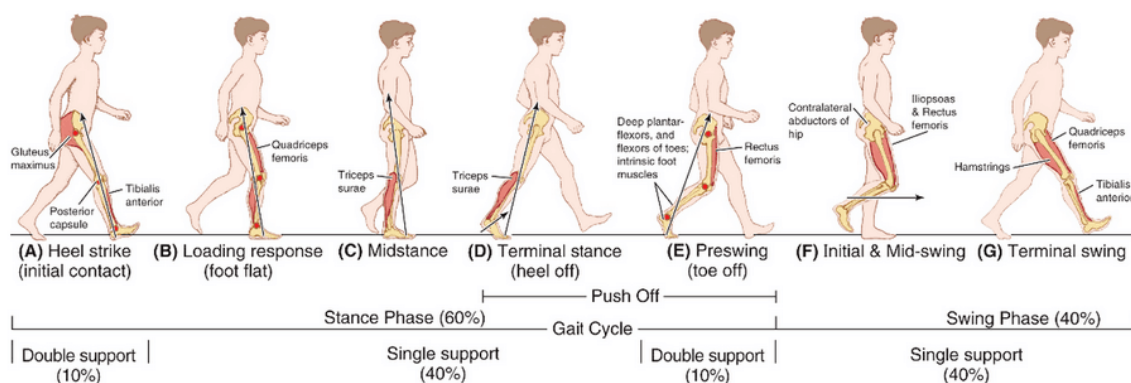
Fáze krokového cyklu tedy dělíme na tři hlavní části: opěrnou fázi (stojnou), švihovou fázi (kročnou) a fázi dvojí opory, která se častokrát uvádí jako součást opěrné fáze. Na fázi opěrnou připadá 60 % z cyklu (z toho 20 % fáze dvojí opory a 40 % fáze jednooborová) a na fázi švihovou zbývá 40 % cyklu. Existuje ale podrobnější dělení krokové fáze na osm událostí. Těchto osm událostí je natolik všeobecných, že můžou být aplikované na jakýkoliv styl chůze a vypadají následovně:

1. **Počáteční – iniciální kontakt (*Heel strike*)** – moment kdy se noha dotkne podložky. U normální chůze je pata první částí nohy, která se dotkne podložky a stává se středem otáčení. Kyčel je ve flexi, koleno v extenzi a kotník přechází do dorzální flexe do neutrální polohy. V tom samém momentu se druhá noha nachází na konci konečné fáze stoje.
2. **Postupné zatížení (*Foot flat / Loading response*)** – první fáze dvojité opory začíná v okamžiku, kdy se noha dostane do kontaktu s podložkou a pokračuje, dokud není druhá noha zdvihnutá směrem k nakročení. Hlezenní kloub

zahajuje z neutrálního postavení pasivní plantární flexi. V subtalárním kloubu dochází k pronaci a v transverzotarzálním k supinaci. Koleno se dostává do flexe a kyčel pokračuje do extenze. Hmotnost těla se přenáší na opornou končetinu a pánev rotuje směrem za ní. Dochází k vnitřní rotaci v kyčelním kloubu. Tato část je důležitá z hlediska pohlcování otřesů, přenášení hmotnosti a pohybu dopředu. Opačná noha je ve fázi přípravy na odraz. Další úlohou cyklu je opora na jedné noze, kdy leží celá váha těla právě na této noze a musí poskytnout stabilitu trupu.

3. **Střed opory (*Mid stance*)** – představuje první polovinu fáze jednoduché opory. Začíná se zdvihem protější nohy a pokračuje se až do doby, kdy je celá váha přenesena na fixovanou stojnou nohu. Oporná končetina postupuje přes nohu dorzální flexí kotníku, naopak kyčel a koleno jsou v extenzi. V subtalárním kloubu dochází k supinaci a v transverzotarzálním k pronaci. Protější noha pokračuje ve své střední švihové fázi.
4. **Ukončení opory (*Heel off / Terminal stance*)** – začíná, když se pata zdvihne od podložky a pokračuje, dokud se protější noha nedotkne dopadem podložky. Hmotnost těla postupuje za opornou končetinu. V Kyčli se zvyšuje extenze.
5. **Přešvih (*Toe off / Preswing*)** – je druhou dvojitou oporou krokového cyklu. Začíná počátečním dopadem paty opačné nohy a končí aktivním odrazem palce. Kontakt s podložkou opačné nohy způsobuje nárůst plantární flexe v kotníku, flexe kolena a snížení extenze kyčle. Probíhá přenos hmotnosti těla na opačnou nohu.
6. **Iniciální švih (*Initial swing*)** – začíná zdvihem paty od podložky a končí, když je kročná noha vedle oporové. Noha se posunuje díky zvyšování flexe v kyčli a flexe kolene. Kotník je zpočátku v plantární flexi a následně v dorzální flexi. Opačná noha je ve fázi střední opory.
7. **Střední švih (*Mid swing*)** – při kterém dochází k nulovému postavení v hlezenním kloubu, zakončený vertikálním postavením tibie. Posun končetiny je ukončený další kyčelní flexí. Koleno má možnost extenze v reakci na gravitační sílu a pokračuje do dorzální flexe do neutrálního postavení. Opačná končetina je na konci fáze středu opory.
8. **Koncový švih (*Terminal swing*)** – kdy se koleno napíná do extenze a noha se připravuje na nový kontakt (dopad) s podložkou. Kyčel drží svojí flexi

a kotník zůstává v dorzální flexi v přechodu do neutrální polohy. Dochází ke zpomalení stehna díky excentrické kontrakci zadních stehenních svalů a velkého hýždového svalu (Vařeka a Vařeková, 2009; Šimšík a Porada, 2008).



Obrázek 16: Krokový cyklus a zapojení svalových partií

Zdroj: Charrette M. in: www.cyricleofdocs.com, 2019

Stojná fáze	Mechanický cíl	Aktivní svalové skupiny	Konkrétní svaly
Iniciální kontakt	Začátek brždění flexe v KYK, uložení končetiny na podložku	Dorsální flexory, extenzory kyčle, flexory kolene	m. tibialis anterior, m. gluteus maximus, hamstringy
Postupné zatížení	Přenesení váhy těla, stabilizace pánve, brždění pohybu vpřed	Extenzory kolene, abduktory kyčle, plantární flexory	mm. vasti, m. gluteus medius, m. gastrocnemius
Střední stojná	Stabilizace kolene, ploska tvoří střed otáčení pro setrvačný pohyb vpřed	Plantární flexory (izometricky)	m. gastrocnemius, m. soleus
Koncová stojná	Akcelerace pohybu	Plantární flexory (koncentricky)	m. gastrocnemius, m. soleus
Přešvih	Příprava na švihovou fázi	Flexory kyčle	m. iliopsoas, m. rectus femoris
Švihová fáze			
Iniciální švih	Ploska odlepena od podložky, pohyb vpřed, různý individuální rytmus	Dorzální flexory, flexory kyčle	m. tibialis anterior, m. iliopsoas, m. rectus femoris
Střední švih	Ploska od podložky	Dorzální flexory	m. tibialis anterior
Koncový švih	Bržděn pohyb bérce vpřed, nastavení a příprava na kontakt plosky s podložkou	Flexory kolene, extenzory kyčle, dorziflexory hlezna, extenzory kolene	hamstringy, m. gluteus maximus, m. tibialis anterior, mm. vastii

Obrázek 17: Aktivita svalů během krokové fáze

Zdroj: Klodner, 2013

1.6 Posturální stabilita

System vzpřímeného držení těla má celkem tři hlavní části – část řídicí, senzorickou a výkonnou. Senzorická složka je například zrak, propriorecepce. Řídicí systém zajišťuje mozek a mícha a konečně výkonnou složku zajišťuje pohybový systém, především kosterní svalstvo.

Postura je aktivní držení částí lidského těla a musí fungovat proti působení vnějších sil, zejména proti tíhové síle, gravitaci. Je to dynamický proces udržování polohy těla, který je zajištěn pomocí svalové činnosti řízené CNS. Je vyžadováno zpevnění osy těla, trupu, krku a hlavy. Postura nemusí být jenom při stoji na dvou nohách, definuje se i při sedu a je nutnou součástí bipedální lokomoce. Postura je tonický stav a naopak pohyb je fyzický. Zaujetí správné postury je nutnou součástí a podmínkou všech motorických činností a nachází se na začátku i konci jakéhokoliv cíleného pohybu. Postura, díky které je umožněno provést plánovaný pohyb, se nazývá **atituda**.

Posturální stabilita je tedy schopnost lidského organismu zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnitřních a vnějších sil tak, aby nedošlo k pádu či zhroucení těla. Mají zde význam především osová struktura těla (páteř, břišní a zádožné svaly) a k tomu se aktivují i struktury lokomočního systému, vazivové struktury páteře a kyčelních kloubů či pružné meziobratlové disky (Vařeka, Vařeková, 2009).

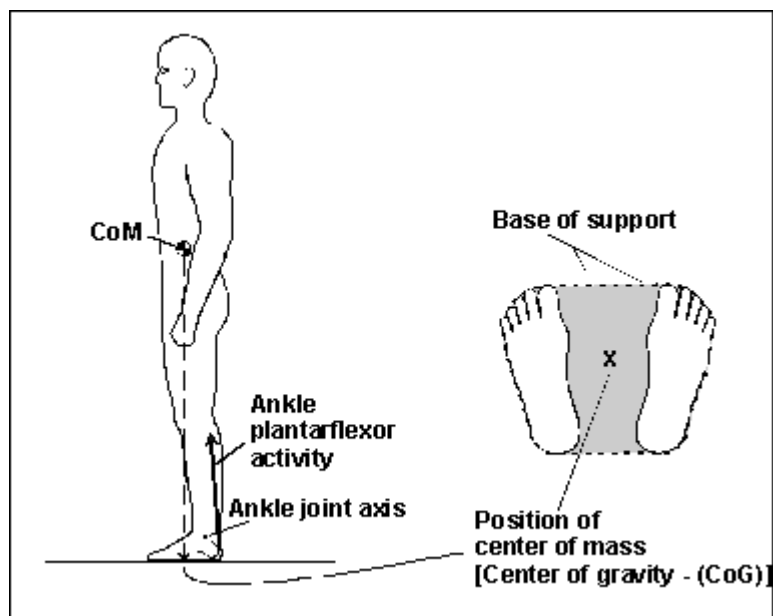
S posturální stabilitou úzce souvisí další pojmy, které si níže popíšeme.

- **Oporná plocha (*Area of support, AS*)** – je definována jako plocha dotyku těla s podložkou. Přesněji jde o tu část plochy dotyku nohy s podložkou, která v ten moment aktivně tvoří opornou bázi. V případě plosky nohy se síla mezi ní a podložkou nepřenáší rovnoměrně, nýbrž pomocí tříbodového systému klenby nohy
- **Oporná báze (*Base of support, BS*)** – je ta část podložky, která je ohraničena nejvzdálenějšími body oporné plochy. Při stoji na jedné noze je oporná báze stejná nebo lehce větší než oporná plocha. Při stoji na obou nohách je oporná báze větší než plocha. Čím více budeme dávat nohy od sebe, tím více poroste oporná báze. Oporná plocha bude ale stále stejná

- **COM (*Centre of mass, těžiště*)** – představuje teoretický hmotný bod, ve kterém se soustředí hmotnost celého těla člověka v globálním vztažném systému. Pro zjištění COM musíme použít matematické experimentální metody jako vážený průměr těžišť všech segmentů těla
- **COG (*Centre of gravity*)** – pro nalezení COG musíme promítnout těžiště těla (COM) do roviny oporné báze (BS). Pokud zaujímáme statickou polohu, COG se musí nacházet v oporné bázi. Pokud náhodou dojde k promítnutí COG mimo opornou bázi, není již možné, aby se vrátilo zpět za pomoci pouze vnitřních sil, v tomto případě je tedy pouze možné změnit opornou bázi přemístěním oporné plochy
- **COP (*centre of pressure*)** – je působiště vektoru reakční síly podložky. COP je totožné s COG pouze, pokud je těleso dokonale tuhé a to lidské tělo rozhodně není. K definování jeho polohy lze využít například silovou plošinu Kistler. Pozice COP závisí nejen na poloze těžiště (COM), ale také na činnosti svalů bérce. Při plantární flexi (vysoký podpatek) se posunuje COP směrem dopředu

(Vařeka, Vařeková, 2009)

Při chůzi dochází k přemístování oporné plochy a oporné báze. COG se může v některých momentech nacházet mimo opornou bázi, například během dvouoporového postavení. V určitých fázích chůze může výslednice vnějších sil směřovat i mimo opornou bázi, ale musíme zajistit, aby výslednice sil do ní po krátké době opět směřovala. Musí se zde totiž nacházet i COP. Na udržení posturální stability slouží především hlezenní mechanismus v předozadním směru a kyčelní mechanismus v laterolaterálním směru. Hlezenní mechanismus udržuje rovnováhu především díky plantárním a dorzálním flexorům (Vařeka, Vařeková, 2009).



Obrázek 18: COG, COM a Oporná báze během posturálního postavení

Zdroj: <https://podiatryarena.com>, 2005

1.6.1 Kinetika, kinematika

Biomechanicky je pohyb dolních končetin při chůzi podobný podvojně kyvadlové soustavě, která má podobu mechanického oscilátoru. Bipedální lokomoce člověka je složitý pohyb, který je složený ze základních pohybů v definovaném biokinematickém řetězci. Chůze musí mít tedy svalový timing a kyvadlový charakter. Zároveň na nás působí okolní síly. Kinematika chůze popisuje dráhu, rychlost a zrychlení. Když aplikujeme na bipedální lokomoci, pak posuzujeme délku a frekvenci kroku, trvání švihové a oporné fáze či dvojkrok a jeho symetričnost (Bočková, 2014).

Každé těleso má určitou hmotnost a každé těleso má v závislosti na své hmotnosti schopnost setrvat ve svém původním stavu. Působením síly se ale změní rychlost a následovně i hybnost tělesa. Tíhová síla působí svisle a tedy, pokud zatlačíme na podložku určitou silou, potom podložka působí na nás zcela stejnou silou opačného směru. Reakční síla uvede naše tělo do pohybu, a pokud tuto činnost opakujeme, dochází k pohybu, v našem případě k chůzi. Nutno podotknout, že působením sil se tělesa navzájem deformují.

Kinetika a kinematika jsou moderní vědní obory, které jsou složkou mechaniky tuhých těles a pomáhají nám analyzovat lidský pohyb, zároveň berou v potaz gravitační působení. Kinematika popisuje pohyb tělesa jako takový, bez příčin a souvislostí.

Je založená na záznamu pohybu a jeho vyhodnocení. Záznam bývá většinou ve formě videoanalýzy či kinogramu. Kinetika naopak zkoumá tyto silové souvislosti. Jelikož budeme zkoumat veškeré změny při chůzi na různě vysokých podpatcích, bude nás zajímat spíše kinetika (Klodner, 2013).

1.6.1.1 Kinetická analýza

Každá lokomoce je výsledkem působení vnitřních či vnějších sil. Pohyb je vlastně změna polohy vyvolaná nějakou určitou silou a síla je vždy vázána na hmotu. Silou na sebe působí dvě tělesa, která jsou vzájemně v kontaktu či na sebe působí silovým polem. Silové pole může být magnetického, gravitačního či elektrického rázu. Lidské tělo je neskutečný vynález, který má proměnlivě členěný povrch se vzájemně pohyblivými částmi. Pokud chceme analyzovat pohyb těla, musíme analyzovat především působení sil na tělo jako celek a zároveň i působení všech sil na jednotlivé části těla.

Na naše tělo působí několik sil a jsou jimi gravitace, síla kosterního svalstva, nárazy, deformační síly či pevnost a pružnost tkání. Při všech pohybech se kromě síly svalů projevuje i gravitační síla. Tato síla brzdí či napomáhá určitému pohybovému modelu. Dále ovlivňuje postavení těla a nutí nás k zaujetí co nejstabilnější polohy a minimalizuje působení na člověka, který právě uskutečňuje pohyb v horizontální rovině. Výchozí pozice pro většinu lidských aktivit je stoj či sed. Obě tyto základní pozice si proto nárokují vysokou aktivitu antigravitačních svalů, které zajišťují zaujmout stabilní polohu. Práce svalů v součinnosti s reakční silou podložky předává těžišti určitou kinetickou energii. Těžiště má už však určitou potenciální energii, která se mění zároveň s posunem těžiště a dosahuje nejvyšší polohy ve fázi střední opory a nejnižší ve fázi dvojí opory. Kinetická energie se během chůze mění a platí pravidlo, že maximum kinetické energie odpovídá minimu potenciální energie.

V případě, že působení sil vzniká jako důsledek vykonaného pohybu, jedná se o sekundární síly, které se můžou dělit na vnitřní a vnější podle místa působení. Klasickým příkladem vnější sekundární síly je třecí síla, která vzniká jako odpor hmoty proti pohybu při vzájemném kontaktu. Další podobné síly můžou být odstředivá či dostředivá síla a mnohé další. Mimo reálné síly působí na hmotu také setrvačné síly, které nevyplývají ze vzájemného působení sil, naopak vznikají jako důsledek zrychleného pohybu, který má sklon setrvat v daném stavu. Jestliže působí na tělo současně více sil, rovnají se všechny síly výslednici sil, která je složená

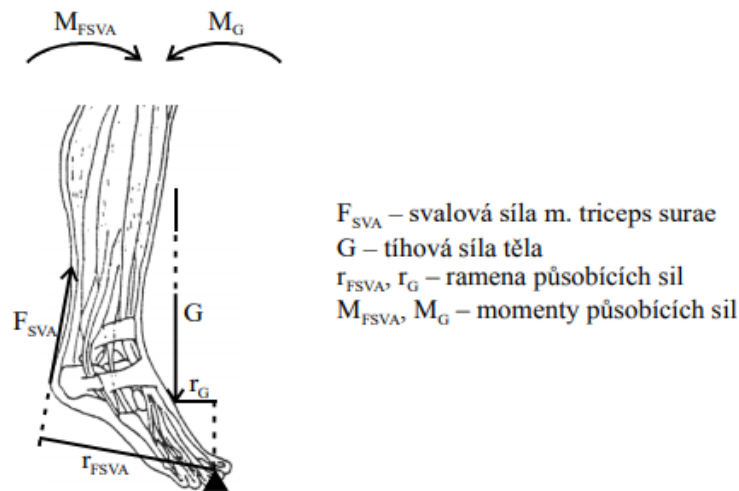
ze součtu vektorů těchto sil. Pokud je výslednice rovna nule, pak je hmota (tělo) v klidu vzhledem ke vztažné soustavě a nazýváme tento stav statická rovnováha.

Dynamická rovnováha je rovnováha těla během určitého pohybu, který je složen z mikrofází a právě během těchto mikrofází musí být dosaženo rovnováhy. Uplatňuje se zde již zmíněná setrvačná síla, která vzniká při zrychleném nebo zpomaleném pohybu. Výslednice dynamické rovnováhy musí být opět rovna nule.

Pro pochopení vnitřních sil v těle je nutné zmínit pákový systém. Kostí, svaly či kloubní spojení jsou pro nás určitý biologický mechanismus a fungují zároveň jako takzvaný pákový mechanismus, kdy osy otáčení vedou skrze klouby a kosti jsou nosníky, na které působí svalové síly. Podle vzájemné polohy svalové síly, tíhové síly břemene a osy otáčení rozeznáváme páky prvního, druhého a třetího stupně (Vařeka, Vařeková, 2019; Klodner, 2013).

- **Páka prvního stupně** – osu otáčení má mezi vektorem svalové a vektorem tíhové síly. Příkladem je spojení lebky a páteře
- **Páka druhého stupně** – Vektor tíhové síly se nachází mezi bodem otáčení a vektorem síly svalové. Rameno síly je potom delší než rameno břemena. Příkladem je plantární flexe v hlezenním kloubu. Jedná se o velmi podobnou situaci jako při chůzi na podpatku, kdy je zřetelně vidět plantární flexe kotníku. Síla je umožněna kontrakcí m. triceps surae, směr vektoru síly je potom určen směrem Achillovy šlachy. Rameno tíhové síly je menší než rameno síly svalové.
Působící tíhovou sílu musíme překonat svalovou silou, která je menší. Pomocí této páky lze přemístit po kratší dráze daleko větší hmotnost. V tomto případě dochází k takzvané izometrické svalové kontrakci.
- **Páka třetího stupně** – rameno síly má kratší než břemena. Vektor svalové síly se nachází mezi bodem otáčení a vektorem tíhové síly. Sem patří většina kloubů v těle, například flexe v loketním kloubu

(Vařeka, Vařeková, 2019; Klodner, 2013)



Obrázek 19: Příklad páky druhého stupně

Zdroj: Janura, 2011

1.7 Chůze na podpatku

Zvýšená pata se objevuje prakticky u každé obuvi. V současné době ji má dokonce ve větší míře i pánská bota, dokonce i mnohé sandály. Na extrémním konci spektra stojí potom vysoké jehlové podpatky u dámské obuvi.

Mnoho antropologů a filozofů si pokládalo a stále pokládá otázku, proč jsou pro muže a ženy podpatky tak atraktivní. Na toto téma bylo napsáno nepřehledné množství knih, které se na toto téma dívají z psychologického, ale i anatomického hlediska. Z psychologického aspektu se můžeme bavit o určitém pocitu moci, který údajně ženy ve vyšších podpatcích mají. Z toho vyplývá stoupající sebedůvěra. Z anatomického hlediska se nabízí vysvětlení, že obliba vysokých podpatku tkví ve změnách držení těla, které vychází z obutí vysokého podpatku, a je doprovázeno sexualitou. V obuvi na vysokém podpatku se těžiště posouvá dopředu, a aby se tělo nezhroutilo k zemi a bylo stále vzpřímené, musí se postura těla uzpůsobit změně. Dojde k několika změnám v držení těla, které poskytnou dostatečnou oporu a správný balanc. V rámci kompenzace dochází ke změnám od prstů nohy až k horní části páteře. Lýtkové svaly se zapojují daleko více a dodává to dojem pevnějších nohou s dobrým svalovým napětím. Po zvednutí paty se musí koleno ohnout, a aby setrvalo v rovině, začnou se napínat stehenní svaly. Pánev se vychyluje dopředu mezi úhlem 10° až 15° , což umocňuje prohnutí páteře. Hrudník se zvedá nahoru a hýždě vystupují o 25 %.

Všechny tyto adaptační projevy těla vedou k „vyzývavějšímu“ postoji, který je žádoucí v sexuální oblasti (Howell, 2011).

1.7.1 Dopad vysokých podpatků nohy

Při stožení naboso jsou pata i prsty nohy rovně na podložce a váha těla je rozložena rovnoměrně mezi přední a zadní částí plosky nohy. Klenba je v tento moment stlačená a pružně reaguje na gravitační sílu váhy těla, nese celou váhu. Na podpatcích, které mají přes 5 cm je klenba protažená, prsty jsou ohnuté v pozici hyperextenze a kotník je téměř natažený. Podpatky zvedají a namáhají klenbu nohy, oslabují vazy a vše to postupem času graduje ke zhroucení celé klenby nožní. Jak jsme si již řekli, klenba funguje jako tlumič nárazů a vysoký podpatek tuto schopnost pružení vyřadí. Nožní klenba nikdy při chůzi nedosedne na podložku a neposkytuje oporu váze těla.

Vysoké podpatky přesouvají část váhy těla, která má právě stát na patách, na chodidlo. 90 % váhy těla potom leží na hlavicích nártních kostí. Vliv vysokých podpatků je ke všemu ještě umocňován velmi stísněným prostorem pro články prstů, tak častým tomuto typu obuvi. Prsty jsou stlačené a nepřírodně zdeformované, což vede k dalším potížím, jelikož na těchto prstech je de facto opřena většina váhy těla.

Vyvýšená pata má za následek zkrácení lýtkových svalů a Achillovy šlachy. Přitom platí pravidlo, že čím větší podpatek nosíte, tím více si Achilovku zkrátíte. Tento jev se dá snadno změřit již po půl roce intenzivního nošení (Howell, 2011).

1.7.2 Dopad vysokých podpatků na kolena

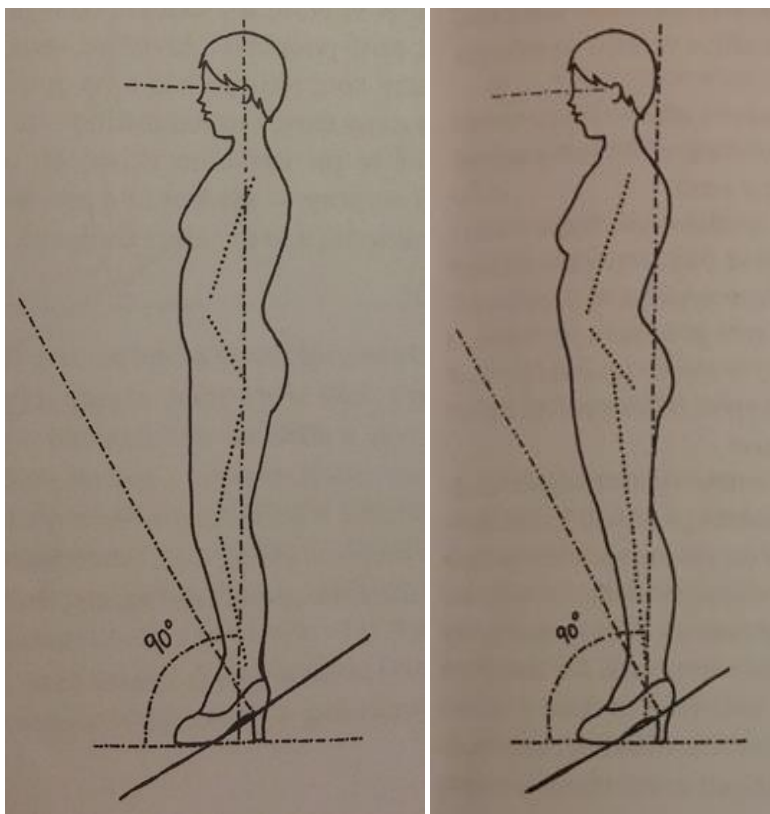
Dle studie na Harvardské univerzitě, mají vysoké podpatky výrazný dopad na kolenní klouby. Totožně jako v případě chodidel je váha těla rozložena rovnoměrně v kolenním kloubu. Zatěžuje se úměrně přední i zadní strana. Díky podpatku vysokému 5 cm se váha těla posune do přední části a zátěž se ve výsledku zvýší o celých 23 %. Dnes je již prokázáno, že vysoké podpatky jsou jedním z hlavních viníků artrózy kolene u žen i mužů. Opět platí pravidlo, čím vyšší podpatek, tím vyšší nápor na koleno i další klouby. Samozřejmě, že výskyt artrózy kolene stoupá s věkem, ale množství starších žen s osteoartrózou je téměř třikrát vyšší než u mužů podobného věku (Howell, 2011).

1.7.3 Dopad vysokých podpatků na páteř

Lidská páteř se skládá ze čtyř oblouků. Krční lordóza, hrudní kyfóza, bederní lordóza a křížová kyfóza. Stejně jako klenba nohy plní páteř funkci tlumící – ochranu proti nárazům. Vysoké podpatky deformují tyto oblouky a více prohlubují, nejvíce z nich potom oblouk bederní. Toto prohloubení způsobuje v konečném efektu omezení tlumící schopnosti páteře. Tato deformace je z důvodu podsunutí pánve dopředu, přibližně o 15 %. Musíme ještě zdůraznit, že tlumení páteře je ještě zhoršeno z důvodu vyřazení tlumícího efektu klenby nožní, takže páteř trpí daleko více. To vše má za následek bolestivé problémy v oblasti beder (Howell, 2011).

1.7.4 Dopad vysokých podpatků na chůzi

Když se zaměříme pouze na chůzi na vysokých podpatcích, při pozorování je vidět, že kotník je zafixován do permanentní extenze, zatímco klenba nohy zůstává stále ve zvýšené a natažené pozici. Články prstů jsou fixovány v hyperextenzi. Pokud jsou chodidlo a kotník v této poloze uzamčeny, má to za následek fatální změnu stylu chůze. Délka kroku se značně zkracuje a rychlost chůze se zpomaluje, jelikož se kotník nemůže řádně protáhnout, bota na podpatku musí samozřejmě dopadat rovně na podložku a žena došlapuje především na hlavice nártních kostí. Výsledkem je zřejmé zatížení přední části chodidla, které se dostává do role, na kterou není od přírody přizpůsobeno, protože za normálních okolností by tíhu celého těla nesla klenba nožní. Můžeme tedy říci, že nejvyšší napětí ve svalech je ve fázi nároku, kdy pata dopadá na podložku (Howell, 2011).



Obrázek 20: Příklady vytvarování postury těla při chůzi na podpatku

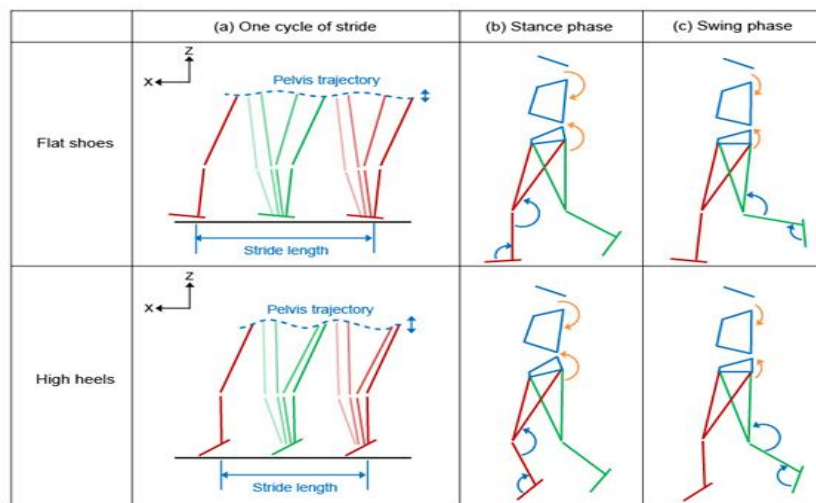
Zdroj: Bowman, 2017

Při chůzi na podpatku se výrazně mění zapojení hlav v *m. quadriceps femoris*. V *m. vastus medialis* a *m. vastus lateralis* se zapojení snižuje, naopak se zvyšuje zapojení *m. rectus femoris*. Spolu s přímým svalem stehenním se zvyšuje zapojení i u *m. peroneus longus* a především u *m. soleus*. Nejvyšší aktivita této hluboké hlavy tříhlavého svalu lýtkového je na konci stojné fáze, před odrazem končetiny, ale i během švihu. Dochází dále k rapidnímu zkrácení *m. gastrocnemius medialis* a zatuhnutí Achillovy šlachy, což vede ke snížení aktivního rozsahu pohybu v hlezenním kloubu. Při chůzi na podpatku se dále snižuje aktivita *m. tibialis anterior* (Bočková, 2014).

S vyšším podpatkem se zvyšuje plantární flexe v hlezenním kloubu a zároveň i při dopadu na patu flexe v kolenním kloubu. Nejvyšší úhel plantární flexe můžeme vypočítat při nároku a dotyku paty s podložkou, je tomu z důvodu již zmíněnému zkrácení *m. gastrocnemius medius*. Při chůzi na vysokém podpatku se oplošťuje bederní lordóza, u pánve nastává posun směrem dopředu (anteverze) a k vnitřní rotaci

u kyčelního kloubu, snížení vzdálenosti mezi kolenním a hlezenním kloubem. Dochází k zadnímu posunu hlavy a hrudní páteře (Bočková, 2014).

Na závěr musíme zmínit, že tělo každého jedince se na podpatcích chová malinko jinak. Každé tělo má odlišný tvar a rozloženou hmotnost. Při plantární flexi v kotníku reagují jednotlivé segmenty lidského těla trochu jiným způsobem, kdy se snaží přizpůsobit a vhodně nastavit těžiště do co nejstabilnější postury (Bočková, 2014).



Obrázek 21: Normální krokový cyklus (nahore) a chůze ve vysokém podpatku (dole)

Zdroj: <http://robotics.snu.ac.kr>, 2017

1.8 Deformity a jiné patologické problémy nožní klenby

Obuv na vysokém podpatku nám může způsobit nejrůznější zdravotní potíže. Howell sepsal všechny negativní dopady na chůzi a držení těla.

Obuv může omezit flexibilitu chodidel a prstů. Může zkrátit a oslabit svaly, Achillovu šlachy a zároveň svaly lýtky, výrazně omezit schopnost klenby nohy tlumit vnější nárazy či pružit. Boty dokážou negativně změnit kloubní pozice v chodidlech, kotnících, kolenech, kyčlích či páteři. Obuv na vysokém podpatku omezuje odrazovou a úchopovou schopnost článků prstů, mění způsob rozložení celkové váhy těla a mění pozice oporných pilířů, které nesou tuto váhu. Vysoké podpatky ničí senzoricou zpětnou vazbu mezi citlivou ploškou nohy a CNS (Howell, 2011).

1.8.1 Plantární fascitida

Tento výraz popisuje obecně bolest v patě, nebo na spodní straně chodidla. Obvykle se projevuje u běžců, kteří jdou nad hranice svých možností a enormně zatěžují své nohy. Hlavní příčinou plantární fascitidy jsou špatné boty. Bolesti se nejčastěji projevují po probuzení, při začátku chůze nebo při dlouhém zastavení (Howell, 2011).

1.8.2 Plochá noha (*pes planus*)

Plochá noha vzniká z důsledku zhroucení klenby nohy. Když se rozpadne svalovo-vazivový opěrný systém. Zpočátku dochází k oslabení *m. tibialis posterior* a *m. fibularis longus*. Vazy po této události ještě dokážou chvíli klenbu udržet vcelku, ale i ty nakonec nápor nevydrží a klenba se totálně zhroutlí. Dochází k zploštění mediální podélné a příčné klenby a zároveň se vychyluje laterálně i přednoží. Plochá noha vzniká z důsledku nevhodné obuvi, špatně zahojené zlomeniny bérce, ochrnutí svalů, které jsou důležité pro udržení klenby, intenzivního pohybu po nevhodném povrchu. Dále se často uvádí dědičnost, přetěžování nohou či nadváha (Cubertová, 2015).

1.8.3 Lukovitá noha (*pes cavus*)

Lukovitá noha či občas vypuklé chodidlo je dynamická deformace chodidla a je výsledkem poruch rovnováhy mezi silami působení svalů lýtky a chodidla na nožní klouby. *Pes cavus* lze snadno poznat podle omezené pronace, tuhosti, zkrácení svalů prstů, narůstající nestability hlezenního kloubu s častými distorzemi. Chybí laterální otisk a sekundárně dochází ke kladívkovitým prstům. Snižuje se dorsální flexe v tomto kloubu, jelikož vznikají kostní blokády. *Pes cavus* vzniká oslabením *m. tibialis anterior*, *m. fibularis longus* a *m. triceps surae*, díky narušení některého z těchto svalů je oslabena celá rovnováha a statika klenby nohy. Vypuklé chodidlo bývá častým důsledkem nošení malé obuvi, nebo obuvi s podpatkem. Pata se totiž dostává blíže k prstům a zvyšuje se tak zakřivení plosky. Občas je *Pes cavus* dědičného rázu (Cubertová, 2015).

1.8.4 Příčně plochá noha (*pes transversoplanus*)

Deformita, kdy poklesnou hlavičky středních metatarsů a oploští se přední příčný oblouk nohy. Klenba se propadne a noha se dotýká podložky všemi pěti metatarzálními hlavičkami. Zvýšeným tlakem na tuto oblast pak vznikají velké bolesti (vředy, otlaky). Častokrát je spojeno s vbočením palce či se sníženou podélnou klenbou. Za příčiny se uvádí nošení podpatků s výraznou špičkou, kdy dochází k přetěžování přednoží a ochabování krátkých svalů nohy, dále také nadváha (Howell, 2011).

1.8.5 Vbočený palec (*hallux valgus*)

Vbočený palec nastává, když je palec otočený dovnitř ke zbylým prstům nohy. Tato deformita je způsobená příliš úzkým prostorem pro články prstů v moderních botách, často v kombinaci s vysokým podpatkem. Váha těla leží při odrazové fázi na palci jen na malý moment, jelikož palec je odrazový prvek a bývá posledním článkem, který se odlepuje od podložky. Opěrnou funkci přebírá tedy druhý metatarz a dochází k omezení dynamiky. Úzký prostor pro prsty a k tomu vbočený palec posouvají váhu směrem k ose nohy. *Hallux valgus* je porucha, která se tvoří po dlouhé roky. Není zde pochyb, že tato porucha má kořeny již v raném dětství, nejspíše z důvodu špatné obuvi. Jakmile se začne tvořit vbočený palec, je ho velmi těžké zastavit. Pomocí speciálních pomůcek na vyrovnávání prstů lze ale tento neblahý jev přibrzdit či zcela eliminovat. Tato deformita může mít původ například z revmatoidních nebo při traumatech nohy, konkrétněji při poranění prvního a druhého metatarzu (Howell, 2011).

1.8.6 Kladívkovitý prst

Kladívkovitý prst je vyvolán nošením malých bot, zejména v oblasti špičky nohy. Dochází zde k ohnutí jednoho z delších prstů, většinou ukazováčku či prostředníčku, směrem dolů k zemi. Na vrchu kladívkovitého prstu se mohou velmi často tvořit kuří oka, mozoly. Tato deformita vzniká často při působení dlouhodobého tlaku na prsty v omezeném prostoru či s poklesem příčné klenby. Svaly a šlachy, které za normálních okolností udržují prst v rovné poloze, jsou utlačovány a zamknou prst ve skrčené poloze. Po určité době již nejde prsty narovnat (Howell, 2011).

1.8.7 Drápovitý prst

Drápovité prsty jsou flexní deformita, která postihuje klouby druhého až pátého prstu. Tedy od malíčku až po ukazováček. Jsou zároveň ohnuté v prvním a druhém kloubku nohy. Projevují se bolestí a poškozením pod hlavičkou metatarsů. Tento funkční problém je zapříčiněn nevhodnou obuví a déletrvajícím tlakem váhy vlastního těla na ohnuté prsty. Při zatížení se projevuje jako bodavá bolest (Cubertová, 2015).

1.8.8 Patní ostruha

Patní ostruha je výrůstek na patní kosti, v místě úponu šlach na kost patní. Dochází z důvodu poklesu klenby nožní (nevhodná obuv) dochází k velké zátěži na patu. Náš organismus se snaží samozřejmě nějak chránit a do místa posílá zpevnění v podobě vápníku, ten se hromadí a vznikne ostruha (Cubertová, 2015).

1.8.9 Bursitida

Bursitida je často projevem vbočení palce. Jsou to zvětšené části pojivových tkání (tíhové váčky), které vznikají kolem přetěžovaných kloubů. Nejčastěji se projevuje na prvním kloubu palce. Občas se uvádí, že bursitida je dědičná záležitost, ale spíše je pravda, že někdo má vrozenou predispozici k bursitidě a projeví se až nošením nesprávné obuvi – většinou nošením špičaté úzké boty (Howell, 2011).

1.8.10 Mortonova neuralgie

Neuralgie je ztenčení nebo naopak zvětšení nervové tkáně. K tomuto problému dochází, když je část nervu permanentně vystavena vnějšímu tlaku. Objevuje se na chodidle, většinou poblíž druhé či třetí nártní kosti na plosce. Zpočátku se může zdát, že máte v botě kamínek či prostě píchání v prstech nohy. Může to ale znamenat bursitidu a tedy poškození nervů v noze. Dá se to relativně dobře léčit, ale musíme vše řešit včas. Pokud tak neučiníme, stav se zhorší a dojde k poškození trvalého rázu. Pokud bychom chtěli hledat hlavní příčinu tohoto poškození, nalezneme ji opět v nošení úzké obuvi s těsným prostorem pro prsty a zvýšenou patou (Howell, 2011).

1.8.11 Artróza kolene

Artróza kolene sužuje miliony lidí po celém světě a projevuje se především v pozdním věku života. Podle mnoha vědeckých studií je hlavní příčinou chození po mnoho let v botách s vysokým podpatkem. Zvýšená pata vede k flexi kolene a vyššímu tlaku na přední část kolenních kloubů. Toto vše má za následek rychlejší opotřebení kloubů a bolesti. Osteoartróza se vyskytuje daleko více u žen, pravděpodobně z důvodu masivního nošení vysokých podpatků (Howell, 2011).

1.8.12 Kuří oka, mozoly, puchýře

Vznikají z důvodu trvalého vyššího tlaku v botách. Při nošení vysokého podpatku tento tlak narůstá a šance je daleko vyšší (Howell, 2011).

2. Cíle a hypotézy

Hlavní cíl práce

Hlavním cílem mé práce bylo zjistit, jaký má výška podpatku či obecně podpatek vliv na distribuci plantárního tlak na plosku nohy. Jakým způsobem se tedy mění plantární tlak na plosce nohy při obvyčejné chůzi, pokud se zvýší sklon chodidla k zemi.

Dílčí úkoly

Pro dosažení cíle a předpokládaných výsledků bude třeba především:

1. Studium literatury a odborná rešerše vzhledem k danému tématu
2. Příprava a zajištění podmínek pro realizaci měření
3. Dynamografické vyšetření chůze žen s pomocí systému Pedar
4. Fotoanalýza vybraných probandek při chůzi – vliv podpatku na posturu těla
5. Anketní šetření
6. Analýza naměřených dat, zpracování výsledků, vyvození závěrů

Hypotézy

Pro účely této práce, týkající se sledování odchylek plantárních tlaků na ploše nohy při nošení vysokého podpatku, byla stanovena následující výzkumná otázka:

V: Bude se maximální tlak působící na podložku při chůzi po rovině během krokového cyklu při použití odlišného typu obuvi v jednotlivých částech chodidla lišit?

Na základě výzkumné otázky byly pro účely statistického zpracování sestaveny následující hypotézy:

H1: Maximální tlak působící na podložku v přední části nohy při chůzi po rovině v obuvi bez podpatku bude nižší než maximální tlak působící na podložku v přední části nohy při chůzi po rovině s podpatkem.

H2: Maximální tlak působící na podložku ve střední části nohy při chůzi po rovině v obuvi bez podpatku bude vyšší než maximální tlak působící na podložku ve střední části nohy při chůzi po rovině s podpatkem.

H3: Maximální tlak působící na podložku v zadní části nohy při chůzi po rovině v obuvi bez podpatku bude vyšší než maximální tlak působící na podložku v zadní části nohy při chůzi po rovině s podpatkem.

3. Metodika práce

S cílem vypracovat tuto diplomovou práci bylo provedeno měření na Katedře tělesné výchovy a sportu při Technické univerzitě v Liberci, při kterém byly testovány předem domluvené probandky, které mají zkušenosti s nošením vysokých podpatků. Požadována byla shodná velikost nohy (38 EU), z důvodu použití stejné vložky a hlavně totožných párů bot. Dále potom aktivní užívání bot na vysokém podpatku, aby každá řádně zvládla zadaný úsek i na 10 centimetrovém podpatku. Kromě testování chůze pomocí měřicího systému Pedar od německé společnosti Novel byla ještě navíc každá probandka během samotného měření focena z bočního pohledu. Výsledná data byla následně přenesena a zpracována v počítači za pomoci softwaru Pedar. Dále se pracovalo již s obdržnými daty v programu Microsoft Excel.

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Měření bylo provedeno u skupiny zdravých žen, studentek Technické univerzity v Liberci (N=9; věk: 23 ± 2 let; výška: $1,66 \pm 0,08$ m; hmotnost: 56 ± 6 kg). Na začátku měření byly všechny probandky seznámeny se samotným testováním, za jakým účelem je prováděno a stručně vysvětlen celý průběh měření. Všechny probandky používají pravidelně obuv se střední výškou podpatku a to minimálně 1-2x týdně. Navíc dvě probandky se věnují povolání, které vyžaduje pravidelné nošení vysokého podpatku, konkrétně profesionální modeling. Použitá obuv měla velikost EU 38 a byla totožná u všech účastnic, včetně použité Pedar vložky. Žádná dívka neměla problémy během měření, i když s pomocí dotazníku se dvě svěřily, že měly v minulosti operovanou nohu. Ani jedna potom na dotaz, zda cítila bolest na dolní končetině při měření, neodpověděla kladně.

Tabulka č. 1: Sledovaný soubor

Probandka	Věk	Výška	Váha	Operovaná DK	Zkušenosti s modelingem
1. P.M.	22	163 cm	52 kg	ano	ano
2. K.K.	21	174 cm	52 kg	ne	ano
3. T.H.	24	172 cm	58 kg	ne	ne
4. N.Z.	25	163 cm	58 kg	ne	ne
5. B.K.	21	164 cm	55 kg	ne	ne
6. I.J.	23	165 cm	62 kg	ano	ne
7. R.U.	24	159 cm	53 kg	ne	ne
8. M. W.	23	168 cm	50 kg	ne	ne
9. V. S.	23	168 cm	50 kg	ne	ne
Průměr	22,89	166,22 cm	54,44 kg	-	-
SD	1,29	4,47 cm	3,89 kg	-	-

3.2 Charakteristika použitých metod

- **Dynamografická metoda** - za pomoci systému Pedar od německé společnosti Novel. Tento systém měří dynamický tlak na chodidlech dolních končetin. Speciální vložky se umístí do obou bot, jsou napojeny optickými kabely na analyzátor, který je umístěn na bedrech. Systém Pedar umožňuje přesné monitorování lokálního zatížení, které vzniká mezi nohou probanda a obuví. Data z každého měření jsou potom zaznamenána do analyzátoru a posléze přenesena do počítače, kde mohou být následovně analyzována. Získaných informací z každého měření je nepřehledné množství a musí se tedy vyčlenit správná data pro další postup a statistické ověření.
- **Metoda anketního šetření** – všechny probandky vyplnily před testováním dotazníkové šetření, ze kterého se posléze čerpala data a informace. Jednalo se o základní informace o testovaných osobách, které sloužily k dalším výpočtům či úvahám ohledně hypotéz.
- **Fotoanalýza** – každá probandka byla během obou měření nafocena na fotoaparát z bočního pohledu, za účelem zjistit rozdíly ve sklonu a postavení páteře, či samotné postuře těla při zvyšování podpatku (dropu). Všechny probandky souhlasily s focením za vědeckými účely.

3.3 Realizace měření

Samotné měření probíhalo během prosince 2019 na sportovní hale Katedry tělesné výchovy a sportu (KTV) při Technické univerzitě v Liberci. Měření se zúčastnilo 9 žen, které tvořily testovaný soubor. Všechny probandky musely splňovat podmínku, aby měly stejnou velikost nohy – 38 EU. Proto před měřením proběhlo anketní dotazování studentek, aby se našly vhodné kandidátky na testování. Každá byla obeznámena s cíli a průběhem měření.

Měření bylo zahájeno vyzkoušením všech typů bot s použitím tenkých bavlněných ponožek všemi účastnicemi. Byly zadány jasné instrukce týkající se měření a způsobu provedení. Poté následovalo samotné měření chůze, tempo si každý z probandů určil sám podle svého přirozeného tempa chůze. Vyměřený úsek absolvovala každá studentka dvakrát v jednom typu obuvi. Po každé změně bot bylo nutné provést novou kalibraci snímacích stélek. Zároveň se pokaždé musela instalovat do bot speciální vložka a přichytit měřící zařízení – analyzátor kolem beder. Kabele mezi vložkou a analyzátozem se přichytily pomocí fixačních pásek na suchý zip na dvou místech u každé z dolních končetin. Záznam byl pořízen vždy na úseku dlouhém 15 metrů, který tvořil rovný povrch sportovní haly KTV, frekvence snímání dynamických parametrů byla 100 Hz. Data byla zaznamenána do počítače. Systém nám umožnil snímat tlak v jednotlivých fázích chůze. Celkem se tedy každá probandka prošla ve třech různých botách a každá zdolala 15metrový úsek celkem dvakrát. Pro finální analýzu bylo chodidlo nohy rozděleno na 3 části (masky): pata, střední část chodidla a špička). Pro každou z těchto oblastí byl určen maximální tlak (P_{max}).

U každé probandky se analyzovala konstantní chůze na rovném povrchu sportovní haly KTV, kdy se podmínky měnily především v závislosti na sklonu. Pro náš sledovaný parametr Peak pressure (maximální plantární tlak na plošku nohy) tak vzniklo u každého testovaného jedince 3 x 2 párových záznamů pro 3 segmenty na noze. Každá probandka se prošla ve třech různě vysokých podpatcích a námi stanovenou dráhu absolvovaly dvakrát. Zároveň se maximální tlak snímal na obou nohách, proto párový záznam. Určitě musíme poznamenat, že z každého záznamu chůze jsme vybrali 8 krokových cyklů. Celkem měla tedy každá probandka 36 údajů Peak pressure v kPa, tudíž celkový počet dat byl přesně 324. Pro zamezení laterality jsme hodnoty zprůměrovali a tím pádem data zredukovali na polovinu. Po relativizaci hodnot

jsme měli již 18 číselných hodnot u každého měřeného jedince, celkově to bylo 162 údajů. Všechna data jsou přiložena v příloze č. 1.

3.4 Metoda zpracování a vyhodnocení dat

Získali jsme veliké množství dat, které jsme vygenerovali v softwaru systému Pedar od společnosti Novel (verze 20. 3. 36, Novel, Německo). Především nás zajímal parametr Pmax (Maximum peak pressure), neboli maximální tlak, se kterým jsme dále pracovali a který byl v jednotkách kPa. Jedná se rozložení tlaku na podložku. Každá probandka měla v každé ze tří obuví celkem dvě měření. Dohromady bylo tedy 6 měření pro každou obuv na levé i pravé noze, kdy se ještě každé měření i s pomocí přednastavených „mask“, které nabízí daný software, rozdělilo na tři části (pata, střed a špička u levé i pravé nohy). Výsledky se musely zprůměrovat, aby se zamezila lateralita a z důvodu správnosti se musela data dále přepočítat se zohledněním hmotnosti každé ženy. Každá probandka má jinou hmotnost a musel se tento parametr brát v potaz. Pro účely našeho měření jsme z každého Pedar záznamu chůze vybrali celkem 8 krokových cyklů. Všechna data jsou přiložena v příloze č. 1.

Relativizace hodnot se spočítala pomocí vzorce. Zprůměrovaný naměřený maximální tlak testované osoby v určitém segmentu nohy (v kPa) se vydělil součinem reálné hmotnosti testované osoby (v kg) s gravitační konstantou, která je zhruba 9,81 N/kg. Musí se zkrátka počítat s gravitační silou, která působí bez výjimky na každého člověka na této planetě a platí, že čím těžší těleso, tím bude více přitahováno k Zemi. Relativizované hodnoty jsou poté uváděné bez jednotek.

$$\textit{Relativizace hodnot} = \frac{P \textit{ peak (kPa)}}{m \textit{ (kg)} \times g \left(\frac{\textit{N}}{\textit{kg}}\right)}$$

Legenda: *P peak.....maximální tlak*
 mhmotnost
 g.....gravitační konstanta

Nyní jsme se mohli již zaměřit na popisnou statistiku. Rozlišila se pro každý segment nohy (pata, střed, špička) a pro všechny tři různě vysoké dropy (0 cm, 5,5 cm a 10 cm) absolutní a relativizované hodnoty. Pro každou tuto část se statisticky vypočítala směrodatná odchylka, minimum a maximum, medián a interkvartilové

rozpětí (Příloha č. 2). Tyto parametry byly potřebné pro následovné statistické ověřování hypotéz. V interkvartilovém rozpětí je se nachází polovina náhodného výběru a slouží jako popis proměnlivosti dat či k odhadu neznámé směrodatné odchylky.

Pro testování stanovených hypotéz se používá tzv. **Statistický test**. Můžeme zvolit dva druhy testování - **parametrické** a **neparametrické**. Parametrický test je takový, pro jehož odvození se musí konkretizovat typ rozdělení, popřípadě jeho parametry. Tento test vyžaduje splnění určitých podmínek, zejména nepřítomnost extrémů a dostatečný rozsah výběru, proto má vyšší sílu testu. Naopak neparametrický je takový, u jehož odvození není nutné upřesnit typ rozdělení. Tento test je vhodný pro malé výběry či při přítomnosti extrémních hodnot. Celkově má širší použití než parametrický test, bohužel síla testu je nižší. Při testování hypotéz se nejprve stanoví **nulová hypotéza H_0** , u které se budeme snažit rozhodnout, zda platí či neplatí. Neparametrické testy mají bohužel menší sílu zamítnutí H_0 , když hypotéza není správná. K nulové (testované) hypotéze ještě většinou definujeme tzv. **alternativní hypotézu H_1** , která se stává platnou, pokud se testovaná hypotéza zamítne a tedy neplatí.

Při testování nulové hypotézy existuje riziko, že dojde k jedné z následujících chyb. **Chyba 1. druhu** je taková, když chybně zamítneme a nepřijmeme pravdivou nulovou hypotézu H_0 . **Chyba 2. druhu** vypadá potom tak, že přijmeme H_0 , i když není tato hypotéza ve výsledku správná. Jelikož nepoznáme, že neplatí.

Dalším krokem je stanovení si **hladiny významnosti**, která se značí písmenem řecké abecedy alfa (α). My jsme zvolili hladinu významnosti na 5% (0,05), nutno podotknout, že hladina významnosti může být vyšší (0,1), ale i nižší (0,01 a 0,001). Hladina významnosti je vlastně určení pravděpodobnosti či míry rizika chyby 1. Druhu, kdy můžeme nulovou hypotéze neoprávněně zamítnout, i přes to, že je správná a pravdivá. Platí přitom, že čím nižší je hladina významnosti, tím obtížnější je zamítnutí nulové hypotézy.

S hladinou významnosti úzce souvisí tzv. **p-value (p-hodnota)**. Je to číselný údaj, který se používá při statistickém testování hypotéz. Podstata hodnoty p-value a hladiny významnosti je α je v podstatě stejná. Hladina významnosti je předpokládaná pravděpodobnost zamítnutí H_0 za předpokladu, že tato nulová hypotéza byla správná a určujeme ji vždy před samotným statistickým testem. P-value potom představuje nejnižší možnou hladinu významnosti, při které se ještě může zamítnout nulová hypotéza. Tato hladina významnosti je determinovaná hodnotou testového kritéria, které

je vyjádřeno na základě přesného určení výběru. P-value nám poskytuje daleko více informací o výsledku testování než prosté zamítnutí či potvrzení nulové hypotézy H_0 .

Nejjednodušším způsobem, jak rozhodnout o výsledku statistického testu, je porovnat hladinu významnosti α a p-value. Pro posuzování hypotézy platí následující pravidlo:

1. Pokud je p-value \leq hladina významnosti α , potom zamítáme nulovou hypotézu H_0 ;
2. Pokud je naopak p-value $>$ hladina významnosti α , potom přijímáme nulovou hypotézu H_0 .

Nyní již zvolíme vhodný test (testovou statistiku) a vypočítáme její hodnotu. Dle vypočítané hodnoty testové statistiky následovně vypočteme nejmenší obor zamítnutí (Nováková, 2013).

Friedmanův test (Friedmanova ANOVA) je z kategorie neparametrických testů pro více výběrů, konkrétněji jde o analýzu rozptylu. Friedmanův test používáme v případě, že výběry jsou závislé a je jich více než dva. Je-li tedy p-value $\leq 0,05$ (hladina významnosti), zamítá se hypotéza o shodě středních hodnot. V takovém případě je třeba zjistit, které střední hodnoty jsou rozdílné. Pokud hypotézu o shodě středních hodnot nelze zamítnout, další testy nadále již neděláme. Pokud dojde přeci jenom k zamítnutí, musí následovat další test, abychom zjistili, které skupiny se mezi sebou odlišují. Vytvoříme páry (dvojice) a použijeme další test, v našem případě Wilcoxonův párový test pro závislé výběry. Je to dvouvýběrový post-hoc test, obdoba parametrického párového t-testu (Mrkvička, Petrášková, 2006).

Friedmanův test - rovnice

$$Q = \frac{12}{nk(k+1)} \sum_{i=1}^k R_i^2 - 3n(k+1)$$

Kde m je počet bloků (řad)

k je počet skupin nebo vyšetření

R_i^2 je součet pořadí hodnot v daném bloku

Tabulka č. 2: Friedmanův test teoreticky

Bloky	Vyšetření			
	1	2	...	k
1	R_{11}	R_{12}	...	R_{1k}
2	R_{21}	R_{22}	...	R_{2k}
⋮				
⋮				
n	R_{n1}	R_{n2}	...	R_{nk}
Σ	R_1	R_2	...	R_k

Dle Mrkvičky a Petráškové (2006) se Wilcoxonův test nejčastěji používá jako párový test. Je velice platný, pokud nemáme široký výběr. Tento test není testem o střední hodnotě, nýbrž testem, který pracuje se zobecněním předpokladů a pokládán na distribuční funkce daných náhodných výběrů. Předpokládejme, že náhodné výběry X_1, X_2, \dots, X_n a Y_1, Y_2, \dots, Y_n jsou dva nezávislé výběry ze dvou spojitých rozdělení. Chceme otestovat určenou hypotézu, ve které bude platit, že distribuční funkce obou rozdělení jsou shodné. Oba výběry X_1, X_2, \dots, X_n a Y_1, Y_2, \dots, Y_n proto uspořádáme vzestupně do posloupnosti jako jeden hromadný výběr. Pokud toto splníme, zjistíme součet pořadí výběru X_1, X_2, \dots, X_n a Y_1, Y_2, \dots, Y_n . Tyto dva součty označíme jako T_1 respektive T_2 .

Pomocí vzorce vypočteme:

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1+1)}{2} - T_1, \quad U_2 = n_1 n_2 + \frac{n_2(n_2+1)}{2} - T_2$$

Je-li menší číslo z dvojice U_1 a $U_2 \leq$ hladině významnosti 0,05, nulová hypotéza o správnosti se zamítá (Mrkvička, Petrášková, 2006).

Statistické zpracování výsledků proběhlo s využitím Softwaru STATISTICA, verze 13.4.

V příloze č. 2 byly potom vypočítané hodnoty, které sloužily pro statistické ověření. Průměr, medián, neboli střední hodnota, směrodatná odchylka, minimální a maximální hodnoty, interkvartilové rozpětí, konfidenční interval (interval spolehlivosti) nastavený na 95 %. Interkvartilové rozpětí je rozdíl mezi hodnotou horního a dolního kvartilu. Rozdělíme-li testovaný soubor na čtyři stejné části, horní kvartil odděluje 25 % nejvyšších hodnot a dolní potom 25 % nejnižších. Směrodatná odchylka je vymezena jako odmocnina rozptylu, který je roven součtu druhých mocnin odchylek od průměru dělený počtem pozorování. Známe-li směrodatnou odchylku, můžeme konečně vypočítat interval spolehlivosti, který jsme využili u relativizovaných hodnot. Z definice normálního rozdělení plyne, že 95 % všech hodnot leží v intervalu průměr (mean) $\pm 1,96$ násobeno směrodatnou odchylkou (SD). V tomto případě mluvíme o intervalu spolehlivosti 95 %, intervalovém odhadu neznámého parametru. Porovnání intervalů spolehlivosti je nejsnazší způsob, jak porovnat dva soubory a platí, že pokud se tyto dva intervaly pro 95 % hladinu významnosti číselně interferují (prolínají), část hodnot v obou souborech je totožná a nejspíše nebude možné spoléhat na statisticky významné rozdíly mezi oběma soubory. Z těchto údajů jsme posléze sestrojili Box-plot grafy. První dva jsou s absolutními hodnotami v kPa a další dva s relativizovanými (Peřina, 2012).

Dále jsme chtěli vizuálně naznačit posturální problematiku, a tak jsme zvolili metodu fotoanalýzy, kdy byly všechny probandky postupně nafoceny. Fotoaparát (zrcadlovka) byl umístěn na stativu a snímal jeden celý krokový cyklus každé probandky. Snažili jsme se především zachytit fázi dvojí opory, kde by byly vidět největší rozdíly v postuře těla. Každá probandka byla nafocena ve všech třech typech obuvi (nulový podpatek, nízký podpatek a vysoký podpatek) a během chůze dopředu i zpět. Pro upřesnění musíme zmínit, že délka úseku byla 10 metrů a stativ se zrcadlovkou byl umístěn v poslední třetině úseku. Z fotek jsme se snažili vybrat dvě probandky, kde bude nejlépe vidět posturální deformace. Poté se pracovalo s fotkami v programu Adobe Photoshop 12.0 CS5 Extended. Znázornily se body v hlavních, námi zvolených segmentech, a pospojovaly. Zvolili jsme hlezenní a kolenní kloub u obou dolních končetin, pánev a ramenní kloub. Celkem měla tedy každá probandka vyznačených 6 bodů na svém těle. Po pospojování bodů rovnými liniemi jsme mohli perfektně vyzorovat úhlové změny či náklony.

4. Výsledky

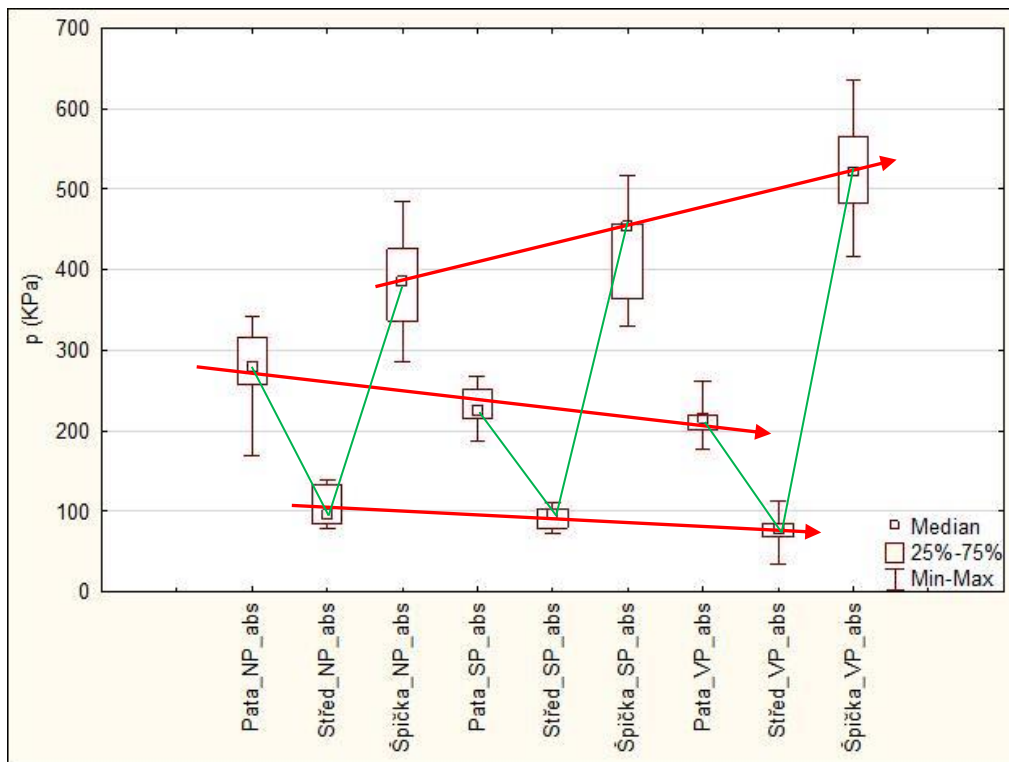
Tabulka č. 3: Popisná statistika - výsledky měření

Segment nohy (na určitém dropu)	N	Průměr	Medián	SD	Minimum	Maximum	Q75-Q25
Pata_NP_abs	9	276,6667	280,6250	51,1670	170,0000	343,1250	58,125
Střed_NP_abs	9	104,2361	96,2500	24,2842	78,7500	138,7500	48,125
Špička_NP_abs	9	382,0833	386,2500	66,3443	286,8750	485,0000	89,375
Pata_NP_rel	9	0,5179	0,5441	0,0885	0,3333	0,6435	0,091727
Střed_NP_rel	9	0,1957	0,1962	0,0458	0,1483	0,2720	0,062754
Špička_NP_rel	9	0,7129	0,7097	0,0916	0,5624	0,8172	0,111164
Pata_SP_abs	9	228,8889	226,2500	28,2182	186,8750	267,5000	36,25
Střed_SP_abs	9	91,6667	96,2500	14,9609	72,5000	111,2500	24,375
Špička_SP_abs	9	427,8472	453,7500	70,5988	330,0000	517,5000	93,125
Pata_SP_rel	9	0,4284	0,4244	0,0413	0,3663	0,4855	0,075833
Střed_SP_rel	9	0,1715	0,1757	0,0239	0,1307	0,1995	0,039925
Špička_SP_rel	9	0,8034	0,7986	0,1398	0,6404	1,0145	0,199931
Pata_VP_abs	9	213,8889	216,2500	23,8705	178,1250	261,8750	18,75
Střed_VP_abs	9	75,1389	77,5000	25,5826	33,7500	112,5000	17,5
Špička_VP_abs	9	518,3194	521,8750	74,4286	415,6250	634,8750	81,25
Pata_VP_rel	9	0,4008	0,4103	0,0358	0,3317	0,4411	0,043854
Střed_VP_rel	9	0,1386	0,1505	0,0401	0,0688	0,1977	0,019358
Špička_VP_rel	9	0,9734	0,9316	0,1450	0,7943	1,1909	0,186035

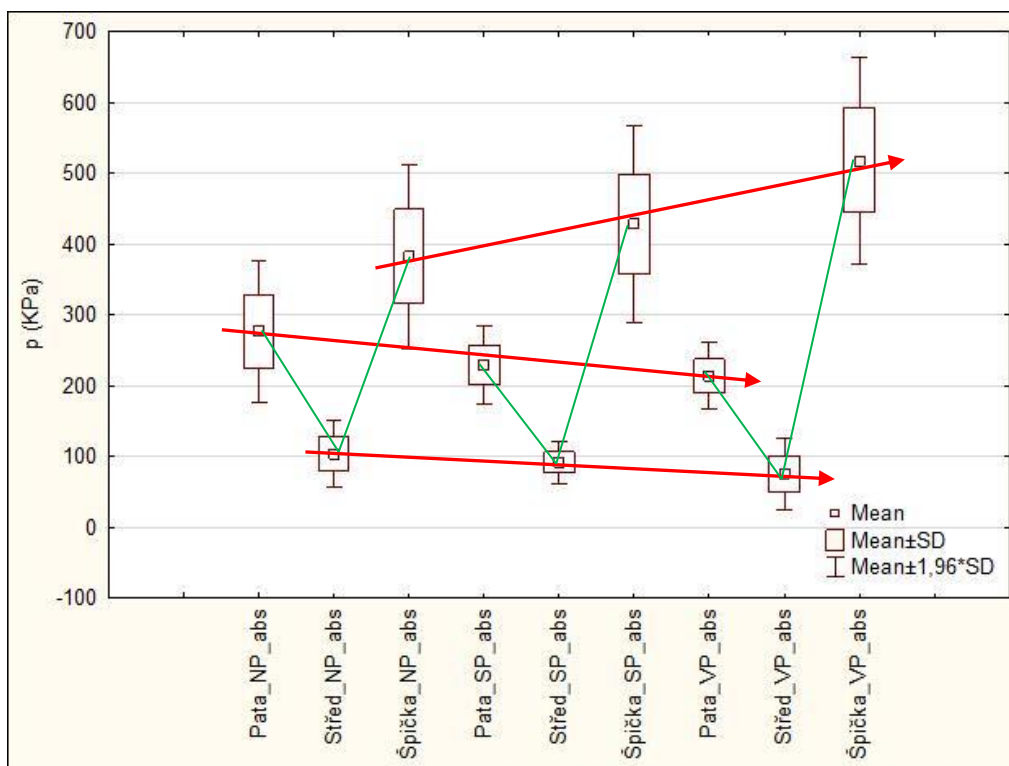
Legenda: NP – nulový podpatek, SP – střední podpatek (5,5 cm), VP – vysoký podpatek (10 cm), rel – relativní hodnota četnosti, abs – absolutní hodnota četnosti, SD – směrodatná odchylka, minimum – nejmenší hodnota, maximum – nejvyšší hodnota, Q75-Q25 – interkvartilové rozpětí

Ze všech absolutních a relativizovaných údajů jsme vytvořili tabulku výše, kde jsme zaznamenali údaje popisné statistiky. Jednalo se o medián, směrodatnou odchylku, minimální a maximální hodnoty či interkvartilové rozpětí. Celkem jsme získali 108 údajů. Je důležité zmínit, že absolutní hodnoty jsou v kPa a relativizované bez měrné veličiny. Nejmenší hodnoty Peak pressure jsou pokaždé ve střední části nohy, na patě je více než dvojnásobek maximálního tlaku, který je na středu. Markantní navýšení maximálního tlaku je na špičce u vysokého podpatku. Oproti patní části je průměrný maximální plantární tlak na špičce vyšší o 142 % a oproti středu o 589 %. Průměrný maximální tlak na patu se při porovnání nulového a vysokého podpatku snížil na noze na podpatku o 23 %. Ve střední části došlo opět ke snížení, a to o 27 %. Situace se otočila na špičce, kde došlo ke zvýšení u vysokého podpatku o 35 %.

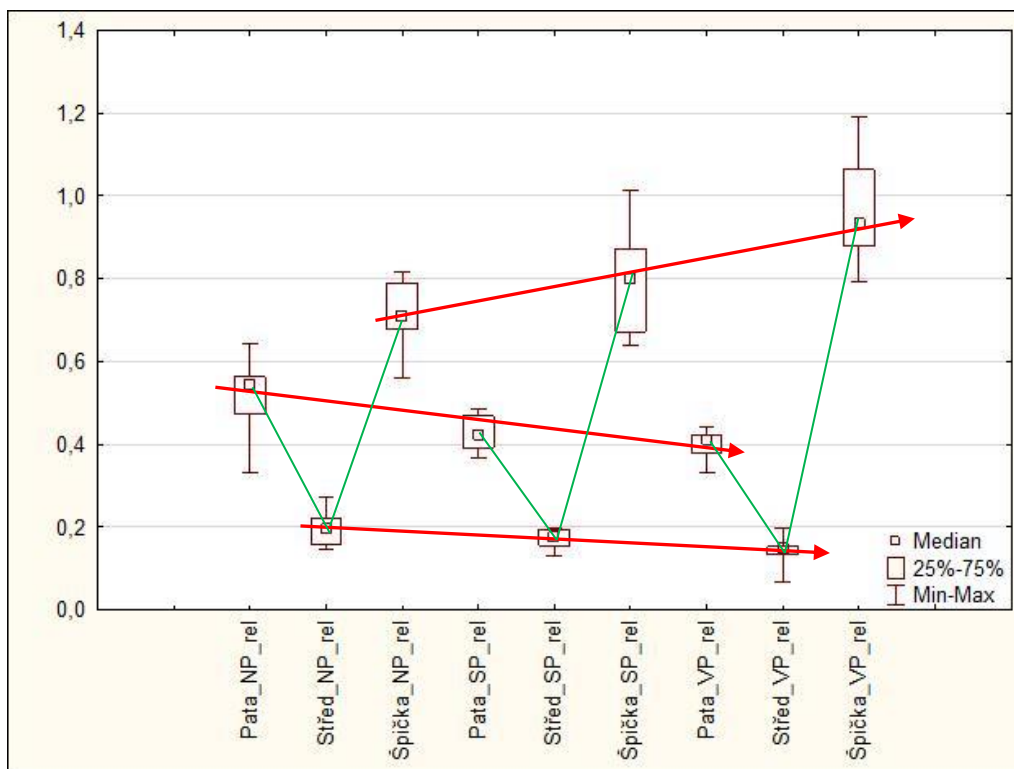
Pro názornost uvádím i grafické zpracování na další stránce, kde jsou naznačeny trendy závislosti maximálních tlaků na výšce podpatku.



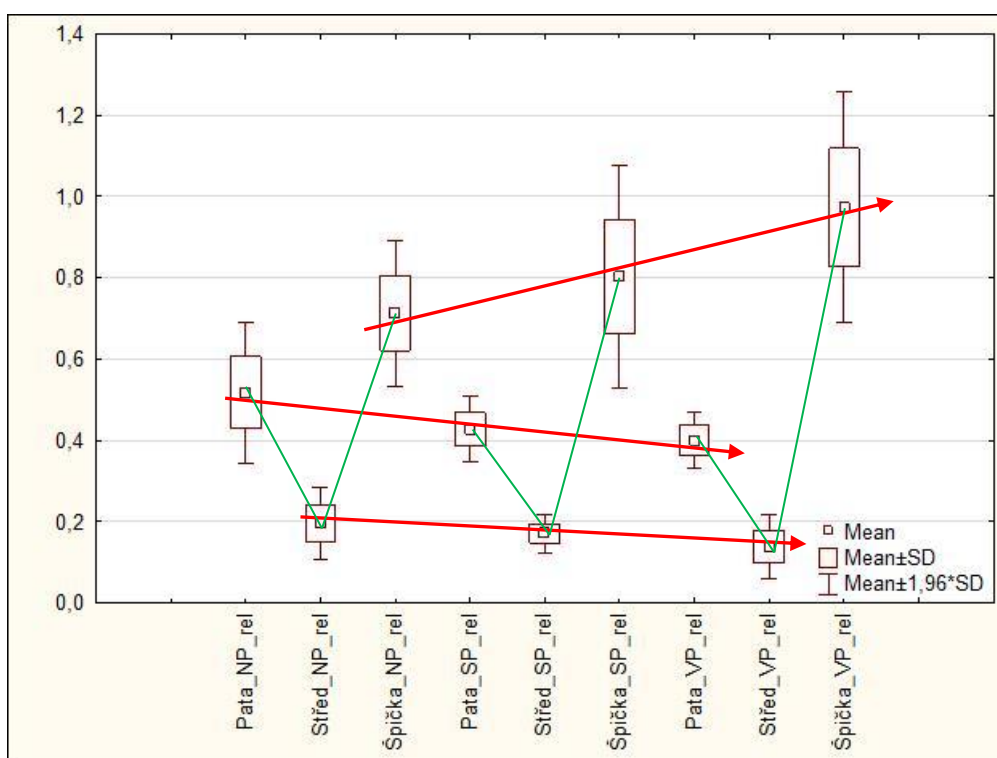
Graf 1: Výsledky měření v absolutních hodnotách ve vztahu k mediánu a interkvartilové odchylce (NP- nulový podpatek, SP – střední podpatek, VP – vysoký podpatek)



Graf 2: Výsledky měření v absolutních hodnotách ve vztahu k průměru a směrodatné odchylce při intervalu spolehlivosti 95% (NP- nulový podpatek, SP – střední podpatek, VP – vysoký podpatek)



Graf 3: Výsledky měření v relativních hodnotách ve vztahu k mediánu a interkvartilové odchylce (NP- nulový podpatek, SP – střední podpatek, VP – vysoký podpatek)



Graf 4: Výsledky měření v relativních hodnotách ve vztahu k průměru a směrodatné odchylce při intervalu spolehlivosti 95% (NP- nulový podpatek, SP – střední podpatek, VP – vysoký podpatek)

Ve všech čtyřech případech můžeme pozorovat červenou barvou klesající trendy v oblasti paty a střední části nohy jak v absolutních hodnotách tak i v relativizovaných. Naopak je zřetelně vidět jednoznačně stoupající trend na špičkách ve všech čtyřech Box-plot grafech. Dále jsme spojili u jednotlivých typů bot jejich průměry či mediány zelenou barvou. Vznikla nám tak v každém grafu tzv. „véčka“, pro každý drop jedno, tudíž v každém grafu celkem tři. Je patrné, že se stoupajícím podpatkem se zvyšuje velikost tvaru V. V grafu absolutních hodnot nám s vyšším podpatkem klesá plantární tlak na patě a střed, naopak na špičce nám plantární tlak stoupá rychlejším tempem.

Výše uvedená pozorování (Graf 1 – 4) potvrzují, že maximální tlak působící na podložku při chůzi po rovině během krokového cyklu se v jednotlivých částech chodidla liší. Navíc při použití odlišného typu obuvi se tyto rozdíly zvětšují v závislosti na výšce podpatku. Zjištěné výsledky současně podporují platnost námi stanovených hypotéz (H1 – H3). Nyní lze tedy přistoupit k testování statistických hypotéz. Jejich úkolem je potvrdit znázorněné trendy a potvrdit rozdílnost distribuce tlaků v jednotlivých částech chodidla v závislosti na typu (výšce) podpatku.

Tabulka č. 4: Friedman ANOVA test

Segment	p-value (rel)	Potvrzení statistické významnosti $\alpha=0,05$
pata	0,013	ANO
střed	0,097	NE
špička	0,016	ANO

Legenda: p-value (rel) – relativizovaná p-hodnota, α – hladina významnosti

Z tabulky č. 3 jsme zjistili, že rozdíly na patě a na špičce jsou statisticky významné na hladině $\alpha = 0,05$. Ve špičce obuvi bez podpatku je daleko menší maximální plantární tlak než ve špičkách podpatkových bot.

Pro statistické ověření rozdílu na středě byla hladina významnosti α opět stanovena na 0,05 a p-hodnota byla 0,097. Zde jsme trend statisticky nepotvrdili, i když v grafech je jasně patrné, že i zde dochází ke klesajícímu trendu. Nutno ale podotknout,

že pokud bychom počítali s hladinou významnosti 0,1, i zde by došlo k potvrzení statistické významnosti. Hlavní důvod byl s největší pravděpodobností úzký výběr.

K zlepšení představy o rozdílech mezi jednotlivými skupinami dat byly provedeny ještě post – hoc testy a to pomocí Wilcoxonova párového testu. Výsledky jsou uvedeny v tab. 4.

Tabulka č. 5: Wilcoxonův párový test

Rozdíl	p-value (rel) NP x SP	p-value (rel) SP x VP	p-value (rel) NP x VP
Pata	0,011	0,139	0,015 (H3)
Střed	0,110	0,038	0,038 (H2)
Špička	0,260	0,038	0,011 (H1)

Legenda: p-value (rel) – relativizovaná p-hodnota, NP – nulový podpatek SP- střední podpatek, VP – vysoký podpatek

Opět jsme stanovili základní předpoklad, hladinu významnosti α na 5 % (0,05). Porovnávali jsme párově mezi sebou všechny tři druhy bot (NP, SP, VP) a zjišťovali, jestli někde nastal rozdíl, respektive jsme se snažili opět potvrdit trendy. Získali jsme celkem devět údajů p-value (rel), kdy v 6 případech (zeleně) jsme mohli potvrdit rozdíly na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ a ve zbylých třech (červeně) se rozdíly na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ nepotvrdily. Co je pro nás důležité, je poslední sloupec, kde jsme párově porovnávali nízký a vysoký podpatek. Všechny tři hodnoty vyšly zeleně a potvrdily se signifikantní rozdíly na patě, středu i špičce. Zejména rozdíly špiček byly velmi statisticky významné (p-value rel = 0,011).

Zejména díky box-plot grafovým trendům a s pomocí silnějšího Friedman ANOVA statistického testu či Wilcoxon párového testu můžeme potvrdit pravdivost všech tří stanovených hypotéz (H1, H2, H3).

4.1 Fotoanalýza

Dalším dílčím cílem diplomové práce bylo vizuálně porovnat metodou fotoanalýzy probandky mezi sebou. Vybraly se dvě probandky, kde byl nejvíce – respektive nejméně patrný rozdíl v postuře těla při konstantní chůzi na jednotlivých podpatcích. Ze sagitálního pohledu se vybraly tři nejvíce si podobné krokové fáze dvouoporového postavení na rovné plošině. Pomocí výběrového bodového znázornění, vyznačení postury a osy těžiště se mohly porovnat jednotlivé úhlové změny těla a určit dynamická či kinematická charakteristika vnitřních a vnějších vazeb pohybového aparátu.

Všechny probandky byly nafoceny během Pedar měření na horní hale Katedry tělesné výchovy a sportu TU v Liberci. Celkem bylo vyfoceno několik stovek fotografií, aby fotoanalýza měla široký podklad a našly se nejvhodnější fotografie pro biomechanickou analýzu.

Nejmarkantnější rozdíly jsme vyzorovali u probandky K.K. (21 let, 174 cm, 52 kg, operovaná dolní končetina: ne, zkušenosti s modelingem: ano), která je vždy zobrazena na horní polovině biomechanické fotoanalýzy a probandkou N.Z. (25 let, 163 cm, 58 kg, operovaná dolní končetina: ne, zkušenosti s modelingem: ne), která je vždy na dolní části fotoanalýzy. Zatímco u K.K., která se věnuje modelingu, nedochází k téměř žádné změně postury horní poloviny těla, u N.Z. dochází s rostoucím podpatkem k podsouvání pánve a naklánění horní poloviny těla a hlavy směrem dopředu. Bohužel tento trend je běžný u většiny ženské populace. Nejlépe je to vidět na obrázku č. 24, kde měly obě probandky na nohou vysoké podpatky. Zatímco u K.K. je nejvrchnější ramenní bod za pánevním bodem, u N.Z. je ramenní bod značně před pánví. Celý vršek těla se vysouvá enormně dopředu, je to reakce těla na plantární flexi, způsobenou podpatkem, aby zkrátka tělo bylo v rovnováze a nespadlo. Spojnice bodů postury těla znázorňuje řecké písmenko abecedy - lambda λ . Dále je možné vidět snižující se úhel u přední došlapové nohy, úhel, který svírá holeň a stehno. Je to opět posturická reakce těla na plantární flexi, kdy dochází k tzv. špičatým kolenům a zkrácení kroku. Je důležité ještě zmínit, že kotník je u obrázku č. 24. Daleko výše, než u obrázku č. 22. Nedomáhá se k došlapu na patu a celá váha těla míří do špiček. Jelikož se bedra a vršek těla vysouvají dopředu, logicky se musí posunovat i těžiště směrem vpřed – před střed plosky nohy, do oblasti článků prstů.



*Obrázek 22: Biomechanická fotoanalýza chůze na nulovém podpatku za pomoci bodového znázornění
(Zdroj: vlastní tvorba)*



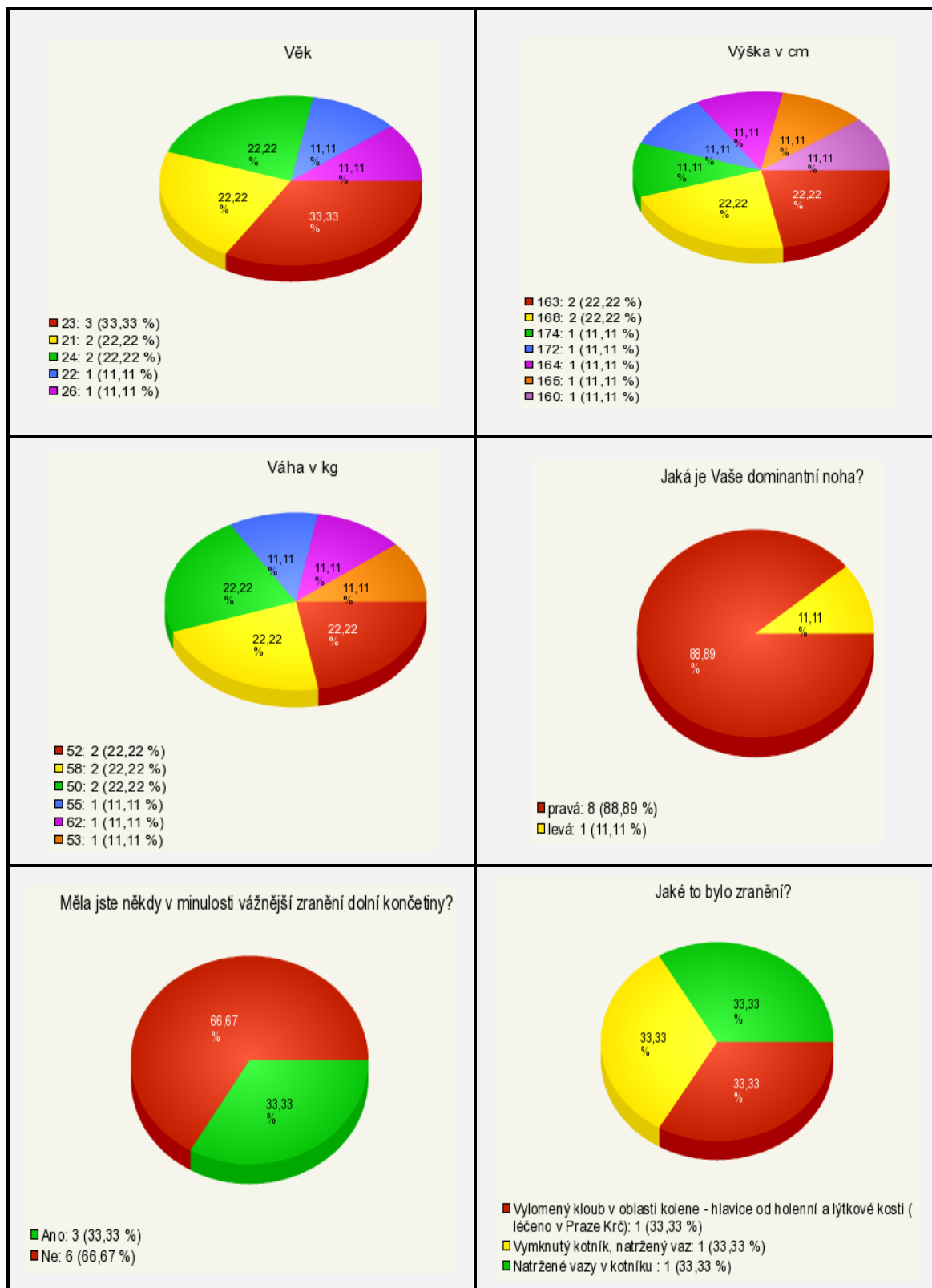
*Obrázek 23: Biomechanická fotoanalýza chůze na středním podpatku za pomoci bodového znázornění
(Zdroj: vlastní tvorba)*

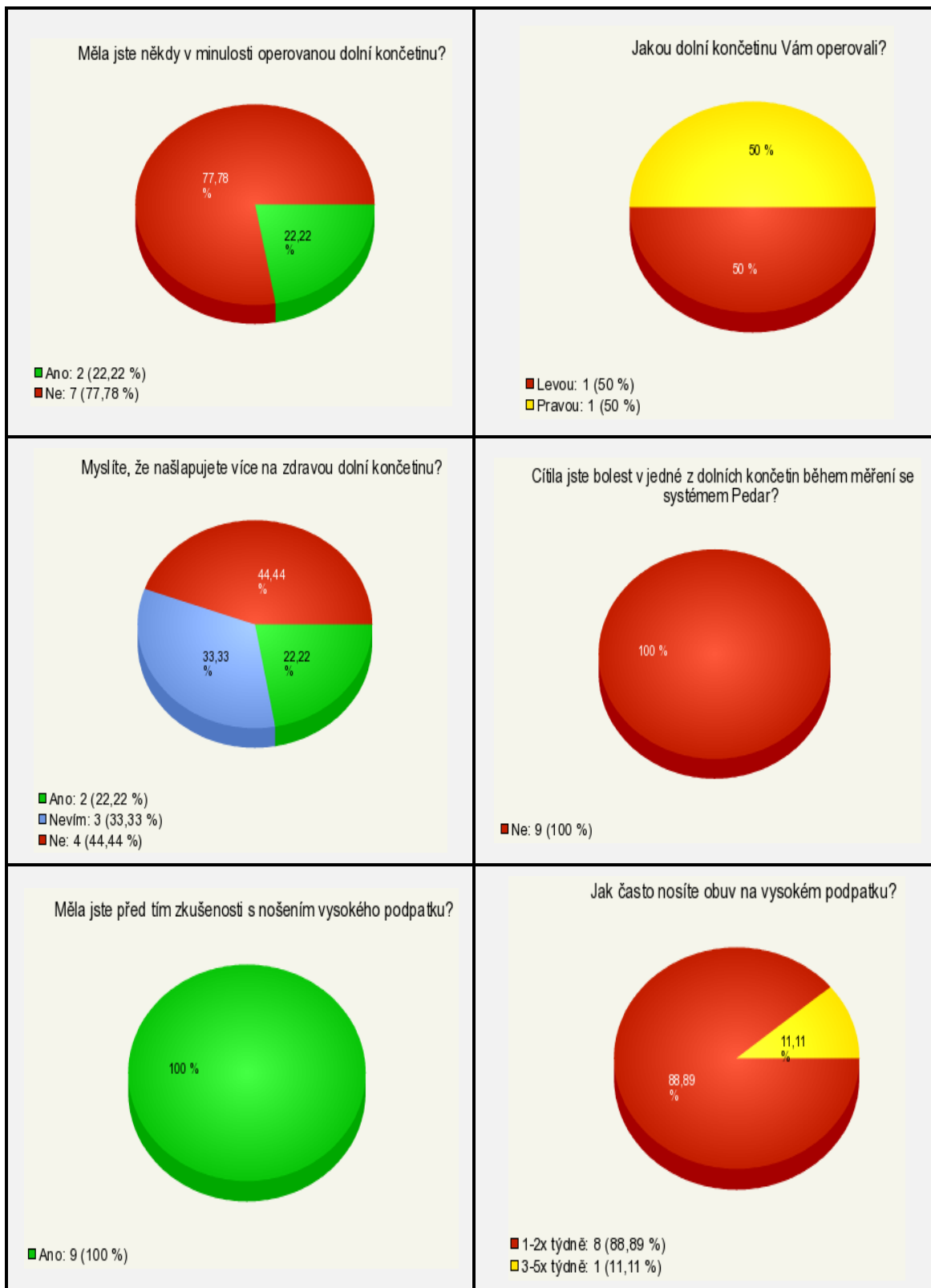


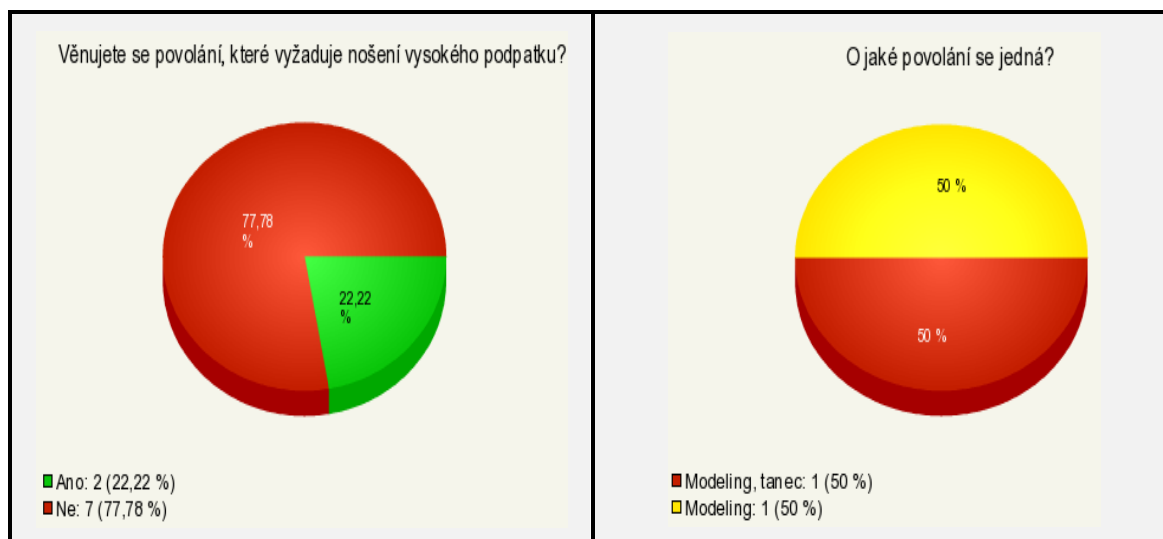
Obrázek 24: Biomechanická fotoanalýza chůze na vysokém podpatku za pomoci bodového znázornění
(Zdroj: vlastní tvorba)

4.2 Výsledky ankety

Tabulka č. 6: Koláčové diagramy s výsledky dotazníkového šetření







Celkem bylo 14 otázek, které byly přímo směřovány na probandky. Hlavním cílem bylo zjistit základní údaje o probandce. Dále nás zajímaly otázky ohledně laterality, kolikrát nosí obuv na vysokém podpatku, zda dělají povolání, které vyžaduje nošení vysokého podpatku. Pokud by byly nějaké vysoké výkyvy u hodnot měření, zajímalo nás, zda nějaká probandka neměla v minulosti zdravotní problémy u dolních končetin či dokonce operovanou dolní končetinu. Z toho vyplývala otázka, zda během testování některá z nich nepocítila bolest na jedné z dolních končetin. Určitě by to mělo také vliv na finální data. Obavy se nepotvrdily, co bylo ale zajímavé, že probandky, které nosí vysoké podpatky z důvodu povolání, měly maximální plantární tlaky ve špičce při chůzi na podpatku nižší než ostatní probandky. Dalo by se to vyvodit i z fotoanalýzy, kde je právě porovnání probandky, která nosí podpatky častěji než jiné. Nechceme vyvozovat závěr, že častým nošením se tlaky na špičce zmenšují, ale určitě modelky na podpatku umí chodit lépe a jinak než normální dámská populace, které je většina.

5. Diskuze

V práci jsme se zaměřili na využití dynamografického měřicího systému Pedar při posouzení změn maximálních plantárních tlaků na rovnou plošinu s rostoucím podpatkem. Naším hlavním sledovaným parametrem byl maximální plantární tlak (Peak pressure) na plosku nohy. Mnoho autorů se touto problematikou již zabývalo a je obecně známé, že spousta zranění či nemocí je spojeno s vysokým podpatkem.

Pomocí našeho měření jsme se snažili dokázat výzkumnou otázku, zda se bude maximální tlak, který působí na podložku při konstantní chůzi po rovině, lišit v jednotlivých částech chodidla při použití odlišného typu obuvi. Samozřejmě nesmíme zapomenout zmínit, že se jednalo zkoumání změn během krokového cyklu. Jako námi míněné tři odlišné typy obuvi jsme zvolili takovou obuv, která by nám ukázala největší rozdíly v chůzi a postuře těla. Proto jsme se rozhodli pro dva různě vysoké podpatky a obuv s absolutně nulovým dropem - nulovým podpatkem. Pro naše účely jsme zvolili jeden střední podpatek o velikosti 5,5 cm a podpatek, který patří do kategorie high heel, a to o velikosti rovných 10 cm.

Námi stanovené hypotézy o změnách maximálních tlaků v oblasti paty, středu a špičky nohy se díky statistickým testům či technické analýze trendových čar potvrdily a souhlasím tedy s Koláčkovou P. (2005), která ve své diplomové práci také posuzovala maximální plantární tlaky. Sice plosku nohy rozdělila pouze na přední a zadní část, zato ale zase otestovala více typů bot na podpatku. Sama přitom tvrdí, že při použití obuvi bez podpatku je rozdíl tlaku mezi přední a zadní částí nohy minimální. Naopak s rostoucí výškou podpatku rozdíl tlaku roste. Z toho plyne, že v přední části nohy tlak vzrůstá a naopak v zadní části klesá. Dále diskutuje, že těžiště těla se přesouvá a tíha lidského těla se přenáší na přední část nohy.

Další přínos pro toto téma je od Šindlerové, H. (2014), která ve své diplomové práci uvedla, že během chůze na vysokém podpatku jsou přetěžovány zádové svaly, břišní svaly jsou naopak inaktivní a mění se zároveň i stereotyp chůze. Doplnují ji Morris, White, Morrison et al. (2013), kteří tvrdí, že častým jevem při nošení vysokých podpatků je zvětšení bederní lordózy, tzn. podsunutí pánve a přitom vysunutí sedacích svalů vzad. S čímž souhlasím a je to patrné na naší fotoanalýze.

Autoři, jako např. Nyska M., Mandato MG. či Soames RW, sepsali studie, kde přímo potvrzují vliv maximálního tlaku na špičku nohy. Další zajímavou studií

vydali Loredó et al. (2015), kteří se zaměřili především na rozsahy a pohyby v kotníku. Dle jejich názoru se díky chůzi na vysokém podpatku snižuje rozsah pohybu v kotníku a zároveň i délka kroku. Což mělo za následek vyšší kadenci a pomalejší rychlost chůze. Podobným tématem se i zabývala Jandová et al. (2018), která potvrdila výrazné zmenšení krokového cyklu a taktéž i snížení rychlosti chůze u skupiny žen, které musí nosit vysoké podpatky kvůli své práci. Loredó et al. (2015) dále tvrdí, že chůze na vysokém podpatku vyvolává změny v biomechanice chůze a kromě toho mohou být změny COP a plantární tlaky příčinou bolesti nohou.

Dopad vysokých podpatků je tedy jak na kolena, páteř, tak i na chůzi. Dle Howella (2011) jsou vysoké podpatky jedním z hlavních viníků artrózy kolene. Výskyt osteoartrózy je téměř třikrát vyšší u starších žen. Vyvýšená pata má za následek zkracování Achillovy paty a lýtkových svalů, deformaci páteře a omezení její tlumicí schopnosti. Dále vznik deformitů a patologických problémů na nožní klenbě, které jsou všechny vyjmenované v kapitole, která jim náleží.

Sami jsme přišli, s pomocí statistického testování, na to, že rozdíly na patě a na špičce jsou statisticky významné na hladině $\alpha = 0,05$. Ve špičce obuvi s nulovým podpatkem jsou daleko menší maximální plantární tlaky než ve špičkách bot na podpatku. Aplikovali jsme technickou analýzu trendových čar a zjistili jsme, že v měřeních dochází k rostoucím trendům, které jsou graficky znázorněny ve výsledcích. Naopak, co se týče rozdílu v patní části, maximální tlak, který působí na podložku v oblasti patek u obuvi s nulovým dropem, je vyšší než maximální tlak, který působí na podložku v té samé části nohy. S rostoucím podpatkem tedy dochází ke klesajícímu trendu. Oba tyto trendy jsme potvrdili.

Pokud bych měl provádět měření znova, například za účelem dizertační práce, rozhodně bych postupoval zcela jinak a definitivně i lépe. Bohužel se systémem Pedar neumím pracovat a nejvíce bych se zaměřil na lepší pochopení funkčnosti a práce s daty. Našel bych si více času na měření a otestoval bych mnohem více probandek, aby měření bylo více směrodatné a platné, pokud možno bez odchylek. Určitě největší slabinu vidím v nerelevantním sběru dat. Po konzultaci s fyzikem jsme vybrali moc úzký krokový cyklus a nebrali v potaz fyzikální aspekty, které by měly určitě vliv na distribuci plantárního tlaku směrem na podložku. Problém je především ve vysokém podpatku, kde se nepočítá se zakřivením šikmé plochy ve střední části boty. Mělo by se tudíž více zaměřit i na samotnou sílu odrazu, kdy se síly rozkládají do zbylých dvou segmentů, paty a špičky. Nesmí se ani zapomenout na velikost plochy podrážky

boty. Zároveň si ale stojím za tím, že jsme získali velice kvalitní a zajímavá data a spousta lidí může z této studie vycházet. Celé je to postavené na ideálních podmínkách měření a perfekcionisticky fyzikálně posouzených vnějších či vnitřních vlivů, na druhou stranu, takové měření by bylo opravdu hodně těžko realizovatelné, použitelné spíše na úzce odbornou vědeckou práci.

6. Závěr

Cílem této diplomové práce bylo sledovat vliv výšky podpatku na chůzi žen, konkrétněji na velikost plantárních tlaků a postury těla. Pro lepší orientaci je část práce věnována anatomii dolní končetiny, chůzi a její biomechanice, principu pohybu, kinetické analýze a nakonec vrozeným či získaným deformitám nohou.

Měření maximálního plantárního tlaku na plosku nohy bylo provedeno se skupinou devíti probandek, které měly shodnou velikost nohy 38. U všech byly zjištěny pomocí dotazníku základní informace a údaje. Každá probandka uskutečnila chůzi po rovině postupně na třech různě vysokých dropech u bot. Jednotlivé páry se od sebe lišily výškou podpatku. Testování proběhlo tedy s nulovým podpatkem, nízkým podpatkem, který měl 5,5 cm a vysokým podpatkem, který měřil na výšku 10 cm, a právě tato data byla pro nás nejdůležitější. Během samotného testování proběhla paralelně ještě doplňková fotoanalýza probandek za účelem zaznamenat změny postur a úhlové rozdíly dolních končetin. Testování proběhlo za pomoci systému Pedar a speciálních vložek, které naměřily data, jež se posléze exportovala do počítače s pomocí programu od stejné firmy. Následně byla vytvořena maska, pomocí které byla noha rozdělena na přední, střední a zadní část. Jinak řečeno pata, střed a špička. Maximální tlak byl vyhodnocen pro každý segment nohy zvlášť.

Data byla posléze dodatečně upravena a za pomoci technické analýzy trendových čar a statistického testování proběhlo potvrzení námi stanovených hypotéz, týkajících se distribuce plantárního tlaku na patě, střed a špičku nohy během krokového cyklu na 2 typech podpatku a v jedné obuvi s nulovým podpatkem. Fotoanalýza dvou probandek nám také odhalila viditelné změny postury těla při zvyšujícím se podpatku.

Z výsledků je jasné patrné, že medián u nulového podpatku je kolem 400 kPa, naopak u vysokého již činí kolem 500 kPa, což je již kritická hranice a může docházet ke zdravotním problémům či deformitám dolních končetin. Změna maximálního plantárního tlaku, především v oblasti špičky nohy v obuvi s vysokým podpatkem, je signifikantní. Dochází taktéž k výrazným změnám postury těla, které opět vedou k dalším zdravotním problémům. Rozhodně bych zvažil nošení vysokého podpatku s úzkou špičkou. Já sám jsem zastáncem minimálního rozdílu mezi patou a špičkou.

Na základě výzkumné otázky byly pro účely statistického zpracování sestaveny následující hypotézy:

H1: *Maximální tlak působící na podložku v přední části nohy při chůzi po rovině v obuvi bez podpatku bude nižší než maximální tlak působící na podložku v přední části nohy při chůzi po rovině s podpatkem.*

Ano, bude. Tuto hypotézu jsme statisticky ověřili a maximální tlak je v přední části nohy u podpatku skutečně dost vyšší.

H2: *Maximální tlak působící na podložku ve střední části nohy při chůzi po rovině v obuvi bez podpatku bude vyšší než maximální tlak působící na podložku ve střední části nohy při chůzi po rovině s podpatkem.*

I tuto hypotézu jsme statisticky ověřili a potvrdili. Maximální tlak ve střední části nohy u nízkého a vysokého podpatku se postupně snižuje oproti obuvi s nulovým dropem.

H3: *Maximální tlak působící na podložku v zadní části nohy při chůzi po rovině v obuvi bez podpatku bude vyšší než maximální tlak působící na podložku v zadní části nohy při chůzi po rovině s podpatkem.*

Poslední hypotéza se také potvrdila a byla statisticky ověřena. Maximální plantární tlak na patě je nevyšší v obuvi bez podpatku, s rostoucím podpatkem klesá maximální tlak.

V: *Bude se maximální tlak působící na podložku při chůzi po rovině během krokového cyklu při použití odlišného typu obuvi v jednotlivých částech chodidla lišit?*

Ano, maximální tlak se bude lišit. S rostoucím podpatkem klesá maximální tlak na patě a střed, naopak ve špičce rapidně stoupá. Tato věta je pravdivá a byla potvrzena statistickými propočty.

Seznam použité literatury

1. BLAŽKOVÁ, T. *Autorská tvorba z usně na pozadí historie obouvání a galanterních výrobků*. Brno, 2006. 55 s. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/cq2y9/Autorska_tvorba_z_usne.pdf. Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně, Pedagogická fakulta. Vedoucí práce doc. PhDr. Lefteris Joanidis.
2. BOČKOVÁ, B. *Vliv nošení vysokých podpatků na postavení pánve*. Praha, 2014. Dostupné z: https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/70716/DPTX_2014_1_11_510_0_390410_0_156725.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Diplomová práce. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce PhDr. Jitka Malá, Ph.D.
3. BOCHNÍČEK, Z. *Chůze z pohledu fyziky* [online]. Brno, 2019 [cit. 2019-01-18]. Dostupné z: <http://www.physics.muni.cz/kof/clanky/chuze.pdf>. Masarykova univerzita v Brně, Přírodovědná fakulta.
4. BASILIC.INFORMATIK.UNI-HAMBURG.DE. *Walking in virtual reality: Effects of manipulated visual self-motion on walking biomechanics* [online]. 2017 [cit. 2019-01-13]. Dostupné z: <https://basilic.informatik.uni-hamburg.de/Publications/2017/JLSBGP17/>
5. BIOMECH.FTVS.CUNI.CZ. *Pohybový systém, jeho struktura a chování*. Katedra biomechaniky FTVS UK [online] 2019 [Cit. 2019-01-18]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/pohyb.php>
6. BOWMAN, K. *Celým tělem naboso: zdárný přechod na minimalistickou obuv*. Přeložil Jana ČEŘENOVÁ. V Praze: DharmaGaia, 2017. ISBN 978-80-7436-069-5.

7. CIHLÁŘOVÁ, E. *Korekce nohy stélkou Formthotics a její vliv na posturu těla*. Kladno, 2017. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/75457/FBMI-BP-2017-Cihlarova-Edita-prace.pdf?sequence=-1&isAllowed=y>. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Mgr. Monika Kimličková.
8. CUBEROVÁ, L. *Diagnostika a terapie u poruch nožní klenby*. Brno, 2015. Dostupné z: <https://is.muni.cz/th/cirjw/>. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce Mgr. Lucie Kinclová
9. DANĚK, K. *Pěšky pro zdraví i pro radost*. Praha: Olympia, 1978. Sport a zdraví. ISBN 80-01-03424-0
10. DIE-WELT-DER-SCHUHE.DE. *Schuhe im Wandel der Zeit: das kleine virtuelle Schuhmuseum*. 2019 [cit. 2019-01-06]. Dostupné z: <http://www.die-welt-der-schuhe.de/schuhwelt/virtuelles-schuhmuseum.aspx>
11. DYLEVSKÝ, I., 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.
12. EKONOMIKON.CZ. *Zbožiznalství – obuv*. [online]. 2019 [cit. 2019-01-02]. Dostupné z: <https://www.ekonomikon.cz/zbozi/obuv/>
13. FARMACEUTICKYASISTENT.CZ. *Korekce vad nohou ortopedické vložky*. [online]. 2018 [cit. 2019-01-13]. Dostupné z: <http://farmaceutickyasistent.cz/wp-content/uploads/2018/04/2018-04-22-KOREKCE-VAD-NOHOU-ORTOPEDICK%C3%89-VLO%C5%BDKY.pdf>
14. FLER.CZ. *Pánové, obujte se! Aneb po stopách pánských bot*. [online]. 2015 [cit. 2019-01-07]. Dostupné z: <https://www.fler.cz/magazin/panove-obujte-se-aneb-po-stopach-panskych-bot-1600>
15. HOWELL, D. *Naboso: 50 důvodů, proč zout boty*. Praha: Mladá fronta, 2012. ISBN 978-80-204-2637-6.

16. CHARRETTE, M. *When the Foot Hits the Ground, Everything Changes*. In: www.circleofdocs.com [online]. 2019 [cit. 2019-01-19]. Dostupné z: <https://www.circleofdocs.com/when-the-foot-hits-the-ground-everything-changes/>
17. IS.MUNI.CZ. *Jak se nebát statistiky - aktualizováno! - Osobní blog - Mgr. Aleš Peřina, Ph.D. - Blogy*. [online]. 2019 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/blog?guz=32541917>
18. IS.MUNI.CZ. *Klenba nožní*. [online]. 2019 [cit. 2019-01-11]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/klenba_nozni.html
19. IS.MUNI.CZ. *Svaly dolní končetin*. [online]. 2019 [cit. 2019-01-11]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/svaly_dolni_koncetiny.html
20. JAIBEEDESIGN.WORDPRESS.COM. *All different kinds of footwear*. [online]. 2019 [cit. 2019-01-02]. Dostupné z: <https://jaibeedesign.wordpress.com/2012/03/02/all-different-kinds-of-footwear/>
21. JANDOVA, S. et al. *The effects of high heels on the gait cycle temporal variables of slow walking: focusing on a target group of younger women entering the professional working environment*. [online]. 2018 [cit. 2019-04-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/327816071_THE_EFFECTS_OF_HIGH_HEELS_ON_THE_GAIT_CYCLE_TEMPORAL_VARIABLES_OF_SLOW_WALKING_FOCUSING_ON_A_TARGET_GROUP_OF_YOUNGER_WOMEN_ENTERING_THE_PROFESSIONAL_WORKING_ENVIRONMENT
22. JANURA, M. *Biomechanika 2* [online]. 2011 [cit. 2019 – 01 – 18]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/1451/jaro2016/bp1854/um/biom_pro_fyzio_-_Janura.pdf
23. JANURA, M. *Biomechanika chůze* [online]. 2011 [cit. 2019 – 01 – 13]. Dostupné z http://fk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Chuze.pdf

24. JANURA, M. a Fr. ZAHÁLKA. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. ISBN 80-244-0930-5.
25. KLODNER D. *Teoretická analýza chůze*. Brno, 2013. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/k8ug5/FSpS_BP.pdf. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce PaedDr. Josef Michálek, CSc.
26. KOLÁČKOVÁ, P. *Vliv výšky podpatku na velikost plantárních tlaků*. Zlín, 2005. Diplomová práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Ústav inženýrství a hygieny obouvání. Vedoucí práce Ing. Martina Černeková, Ph.D.
27. KONVIČKOVÁ, S. a J. VALENTA. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 80-01-03424-0.
28. KOTT, O. *Předpoklady pohybu*. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2009. ISBN 978-80-7043-786-5.
29. LARSEN, Ch. *Zdravá chůze po celý život: poznáváme a odstraňujeme nesprávnou zátěž nohou: trénink místo operace - úspěšná metoda Spiraldynamik: gymnastika nohou u vbočeného palce, ostruhy patní kosti, plochých nohou atd.* Olomouc: Poznání, 2005. ISBN 80-86606-38-4.
30. LOREDO B. et al. *Influence of high heels on walking motion: gait analysis*. [online]. 2015 [cit. 2019-04-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/315723980_INFLUENCE_OF_HIGH_HEELS_ON_WALKING_MOTION_GAIT_ANALYSIS
31. MARTINKOVÁ, J. *Sportovní úrazy a přetížení pohybového aparátu sportem: praktický průvodce pro zdravotníky i laiky*. Praha: Mladá fronta, 2013. Sestra (Mladá fronta). ISBN 978-80-204-2454-9.
32. MERKUNOVÁ, A. a M. OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Praha: Grada, 2008. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.

33. MINDTHESCIENCEGAP.ORG. *Barefoot in the park*. [online]. 2013 [cit. 2019-01-04]. Dostupné z: <http://www.mindthesciencegap.org/2013/03/09/barefoot-in-the-park/>
34. MORRIS, Paul H., WHITE, Jenny, MORRISON, Edward, FISHER, Kayleigh. 2013. High heels as supernormal stimuli: How wearing high heels affects judgements of female attractiveness. *Evolution and human behaviour* [online]. 2013, vol. 34, pp. 176- 181. [cit. 26. 4. 2014]. ISSN 1090-5138. Dostupné z: http://ac.elscdn.com/S1090513812001225/1-s2.0-S1090513812001225-main.pdf?_tid=67213e90-d2d7-11e3-a4b1-00000aacb35f&acdnat=1399131014_f91e901b9cd2d3c11d934c5dadea1df1
35. MRKVIČKA, Tomáš a Vladimíra PETRÁŠKOVÁ. *Úvod do statistiky*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, 2006. ISBN 80-7040-894-4.
36. NOVÁKOVÁ, K. *Dynamická analýza chůze v běžné sportovní obuvi a v obuvi MBT*. Liberec, 2013. Dostupné z: https://dspace.tul.cz/bitstream/handle/15240/14958/DP_Novakova_fin.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta přírodovědně-humanitní a pedagogická. Vedoucí práce doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph. D.
37. NOVEL.DE. *Pedar - sensole system*. [online]. 2019 [cit. 2019-01-07]. Dostupné z: <http://novel.de/novelcontent/pedar>
38. NOVOTNÁ, H. *Děti s diagnózou plochá noha ve školní a mimoškolní TV, ZTV a v mateřských školách*. Praha: Olympia, 2001. ISBN 80-7033-699-4.
39. PILATESUVAS.CZ. *Na vysokém podpatku*. [online]. 2016 [cit. 2019-01-06]. Dostupné z: <https://www.pilatesuvas.cz/news/na-vysokem-podpatku/>
40. PODIATRYARENA.COM. *Maintenance of Balance in Relaxed Bipedal Standing*. [online] 2019 [Cit. 2019-01-18]. Dostupné z: <https://podiatryarena.com/index.php?threads/maintenance-of-balance-in-relaxed-bipedal-standing.1366/>

41. REHABILITACE.INFO. *Vysoké podpatky a jejich vliv na naše nohy a zdraví* [online]. 2014 [cit. 2019-01-01]. Dostupné z: <https://www.rehabilitace.info/zdravotni/vysoke-podpatky-a-jejich-vliv-na-nase-nohy-a-zdravi/>
42. RESEARCHGATE.COM. *Correlation of psychomotor findings and the ability to partially weight bear* [online]. 2012 [cit. 2019-01-01]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/221828927_Correlation_of_psychomotor_findings_and_the_ability_to_partially_weight_bear
43. ROBOTICS.SNU.AC.KR. *Human Gait Analysis using 3D Motion Capture*. [online]. 2019 [cit. 2019-01-20]. Dostupné z: http://robotics.snu.ac.kr/html/sub02_05_05.php
44. RÜDIGER, M. *Síla chůze: vrcholná kondice a štíhlá postava bez námahy*. Praha: Ottovo nakladatelství - Cesty, 2002. Cítím se skvěle. ISBN 80-7181-666-3.
45. STOPLUSJEDNICKA.CZ. *Od špiček k podpatkům: 10 000 let evoluce obuvi* [online]. 2017 [cit. 2019-01-02]. Dostupné z: <https://www.stoplusjednicka.cz/od-spicek-k-podpatkum-10-000-let-evoluce-obuvi>
46. SVOJTKA a kol. *Lidské tělo: atlas*. Praha: Svojtka & Co., 2011. ISBN 978-80-256-0519-6.
47. ŠIMŠÍK, D. a V. PORADA. *Analýza pohybu člověka při identifikácii osob v kriminalistike*. Košice: Sjf TUKE, 2008, 273 s. Edícia vedeckej a odbornej literatúry. ISBN 978-80-553-0023-8.
48. ŠINDLEROVÁ, H. *Vliv podpatků na chůzový stereotyp*. Olomouc, 2014. Dostupné z: https://theses.cz/id/li5xy5/Diplomov_prce.pdf. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav fyzioterapie. Vedoucí práce Mgr. Věra Jančíková.
49. ŠTÝBROVÁ, M. *Boty, botky, botičky*. Praha: NLN, Nakladatelství Lidové noviny, 2009. Dějiny odívání. ISBN 978-80-7106-986-7.

50. TROJAN, S. a kol. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
51. VAŘEKA, I. & VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vydání. Olomouc. Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
52. VYUKA.ZSJAROSE.CZ. *Kostra dolní končetiny*. [online]. 2019 [cit. 2019-01-11]. Dostupné z:
http://vyuka.zsjarose.cz/index.php?action=lesson_detail&id=376
53. WIKIPEDIE: OTEVŘENÁ ENCYKLOPEDIE: *Obuv na vysokém podpatku* [online]. 2018 [cit. 2019-01-02]. Dostupné z:
<https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Obuv_na_vysok%C3%A9m_podpatku&oldid=15996991>

Seznam příloh

Příloha č. 1 – *Data z měření*

Příloha č. 2 – *Popisná statistika (statistické výsledky)*

Příloha č. 3 – *Anketní šetření*

Příloha č. 4 – *Porovnání řezu boty na nízkém podpatku a velmi vysokém podpatku*

Příloha č. 1 – Data z měření

Testovaná osoba (měření na určitém dropu)	Pata P peak (kPa)		Střed P peak (kPa)		Špička P peak (kPa)		Zprůměrování P peak (kPa)			Relativizace hodnot		
	l	p	l	p	l	p	pata l+p	střed l+p	špička l+p	pata l+p	střed l+p	špička l+p
P. M. NP 1	175	172,5	160	132,5	267,5	312,5	173,7 5	146,2 5	290	0,340 606	0,286 697	0,5684 94
P. M. NP 2	165	167,5	125	137,5	245	322,5	166,2 5	131,2 5	283,75	0,325 904	0,257 292	0,5562 42
P. M. SP 1	175	200	107,5	92,5	522,5	490	187,5	100	506,25	0,367 561	0,196 032	0,9924 14
P. M. SP 2	177,5	195	107,5	92,5	532,5	485	186,2 5	100	508,75	0,365 11	0,196 032	0,9973 14
P. M. VP 1	202,5	225	77,5	60	462,5	385	213,7 5	68,75	423,75	0,419 019	0,134 772	0,8306 87
P. M. VP 2	205	232,5	72,5	62,5	420	395	218,7 5	67,5	407,5	0,428 821	0,132 322	0,7988 32
R. U. NP 1	262,5	225	182,5	120	297,5	305	243,7 5	151,2 5	301,25	0,468 813	0,290 905	0,5794 05
R. U. NP 2	270	225	147,5	80	307,5	325	247,5	113,7 5	316,25	0,476 026	0,218 779	0,6082 55
R. U. SP 1	232,5	210	110	117,5	352,5	565	221,2 5	113,7 5	458,75	0,425 538	0,218 779	0,8823 3
R. U. SP 2	210	212,5	95	92,5	445	452,5	211,2 5	93,75	448,75	0,406 305	0,180 313	0,8630 97
R. U. VP 1	217,5	225	47,5	97,5	477,5	500	221,2 5	72,5	488,75	0,425 538	0,139 442	0,9400 3

R. U. VP 2	210	227,5	47,5	102,5	465	495	218,7 5	75	480	0,420 73	0,144 25	0,9232 01
V. S. NP 1	265	262,5	80	82,5	312,5	337,5	263,7 5	81,25	325	0,537 717	0,165 647	0,6625 89
V. S. NP 2	270	270	67,5	85	347,5	350	270	76,25	348,75	0,550 459	0,155 454	0,7110 09
V. S. SP 1	197,5	192,5	85	87,5	350	325	195	86,25	337,5	0,397 554	0,175 841	0,6880 73
V. S. SP 2	180	195	72,5	77,5	370	275	187,5	75	322,5	0,382 263	0,152 905	0,6574 92
V. S. VP 1	170	175	40	47,5	452,5	615	172,5	43,75	533,75	0,351 682	0,089 195	1,0881 75
V. S. VP 2	175	192,5	35	40	427,5	592,5	183,7 5	37,5	510	0,374 618	0,076 453	1,0397 55
M. W. NP 1	280	365	125	82,5	300	370	322,5	103,7 5	335	0,657 492	0,211 519	0,6829 77
M. W. NP 2	292,5	325	90	87,5	325	397,5	308,7 5	88,75	361,25	0,629 46	0,180 938	0,7364 93
M. W. SP 1	210	260	72,5	82,5	290	377,5	235	77,5	333,75	0,479 103	0,158 002	0,6804 28
M. W. SP 2	205	277,5	65	70	280	372,5	241,2 5	67,5	326,25	0,491 845	0,137 615	0,6651 38
M. W. VP 1	185	222,5	47,5	40	477,5	412,5	203,7 5	43,75	445	0,415 392	0,089 195	0,9072 38
M. W. VP 2	175	222,5	20	27,5	402,5	430	198,7 5	23,75	416,25	0,405 199	0,048 42	0,8486 24
B. K. NP 1	292,5	302,5	70	85	477,5	457,5	297,5	77,5	467,5	0,551 385	0,143 638	0,8664 63
B. K. NP 2	270	290	85	87,5	287,5	482,5	280	86,25	385	0,518 951	0,159 855	0,7135 58
B. K. SP 1	247,5	260	77,5	107,5	435	447,5	253,7 5	92,5	441,25	0,470 299	0,171 439	0,8178 11

B. K. SP 2	242,5	260	102,5	97,5	500	447,5	251,2 5	100	473,75	0,465 666	0,185 34	0,8780 47
B. K. VP 1	202,5	250	67,5	92,5	630	637	226,2 5	80	633,5	0,419 331	0,148 272	1,1741 27
B. K. VP 2	182,5	235	75	95	635	637,5	208,7 5	85	636,25	0,386 896	0,157 539	1,1792 23
I. J. NP 1	317,5	362,5	140	130	562,5	432,5	340	135	497,5	0,559 008	0,221 959	0,8179 61
I. J. NP 2	325	367,5	135	132,5	542,5	402,5	346,2 5	133,7 5	472,5	0,569 284	0,219 904	0,7768 57
I. J. SP 1	252,5	270	117,5	92,5	457,5	372,5	261,2 5	105	415	0,429 532	0,172 635	0,6823 19
I. J. SP 2	247,5	262,5	117,5	100	510	402,5	255	108,7 5	456,25	0,419 256	0,178 8	0,7501 4
I. J. VP 1	250	275	57,5	122,5	370	540	262,5	90	455	0,431 587	0,147 973	0,7480 85
I. J. VP 2	257,5	265	100	127,5	437,5	585	261,2 5	113,7 5	511,25	0,429 532	0,187 021	0,8405 68
N. Z. NP 1	252,5	275	72,5	85	405	450	263,7 5	78,75	427,5	0,463 549	0,138 406	0,7513 45
N. Z. NP 2	235	267,5	82,5	97,5	457,5	462,5	251,2 5	90	460	0,441 58	0,158 178	0,8084 64
N. Z. SP 1	222,5	235	82,5	195	377,5	385	228,7 5	138,7 5	381,25	0,402 035	0,243 857	0,6700 59
N. Z. SP 2	195	240	75	92,5	390	305	217,5	83,75	347,5	0,382 263	0,147 193	0,6107 42
N. Z. VP 1	202,5	187,5	90	152,5	565	565	195	121,2 5	565	0,342 719	0,213 101	0,9930 05
N. Z. VP 2	177,5	187,5	60	147,5	547,5	580	182,5	103,7 5	563,75	0,320 749	0,182 344	0,9908 08
T. H. NP 1	325	275	85	87,5	427,5	370	300	86,25	398,75	0,527 259	0,151 587	0,7008 15

T. H. NP 2	357,5	330	90	97,5	375	372,5	343,7 5	93,75	373,75	0,604 151	0,164 769	0,6568 77
T. H. SP 1	295	250	52,5	107,5	405	482,5	272,5	80	443,75	0,478 927	0,140 602	0,7799 04
T. H. SP 2	262,5	262,5	50	87,5	405	525	262,5	68,75	465	0,461 352	0,120 83	0,8172 52
T. H. VP 1	207,5	222,5	40	135	460	557,5	215	87,5	508,75	0,377 869	0,153 784	0,8941 44
T. H. VP 2	212,5	222,5	35	132,5	502,5	570	217,5	83,75	536,25	0,382 263	0,147 193	0,9424 76
K. K. NP 1	302,5	280	85	110	445	382,5	291,2 5	97,5	413,75	0,570 944	0,191 131	0,8110 84
K. K. NP 2	277,5	262,5	72,5	137,5	450	390	270	105	420	0,529 287	0,205 834	0,8233 36
K. K. SP 1	250	197,5	67,5	80	580	472,5	223,7 5	73,75	526,25	0,438 622	0,144 574	1,0316 2
K. K. SP 2	252,5	205	72,5	97,5	605	412,5	228,7 5	85	508,75	0,448 424	0,166 627	0,9973 14
K. K. VP 1	225	202,5	67,5	72,5	577,5	630	213,7 5	70	603,75	0,419 019	0,137 223	1,1835 45
K. K. VP 2	232,5	240	82,5	87,5	602,5	620	236,2 5	85	611,25	0,463 126	0,166 627	1,1982 47

Legenda: NP – nulový podpatek, SP – střední podpatek (5,5 cm), VP – vysoký podpatek (10 cm), P peak – maximální tlak, l – levá noha, p – pravá noha

Příloha č. 2 – Popisná statistika (statistické výsledky)

Segment nohy (na určitém dropu)	N	Průměr	Medián	SD	Minimum	Maximum	Q75-Q25
Pata_NP_abs	9	276,6667	280,6250	51,1670	170,0000	343,1250	58,125
Střed_NP_abs	9	104,2361	96,2500	24,2842	78,7500	138,7500	48,125
Špička_NP_abs	9	382,0833	386,2500	66,3443	286,8750	485,0000	89,375
Pata_NP_rel	9	0,5179	0,5441	0,0885	0,3333	0,6435	0,091727
Střed_NP_rel	9	0,1957	0,1962	0,0458	0,1483	0,2720	0,062754
Špička_NP_rel	9	0,7129	0,7097	0,0916	0,5624	0,8172	0,111164
Pata_SP_abs	9	228,8889	226,2500	28,2182	186,8750	267,5000	36,25
Střed_SP_abs	9	91,6667	96,2500	14,9609	72,5000	111,2500	24,375
Špička_SP_abs	9	427,8472	453,7500	70,5988	330,0000	517,5000	93,125
Pata_SP_rel	9	0,4284	0,4244	0,0413	0,3663	0,4855	0,075833
Střed_SP_rel	9	0,1715	0,1757	0,0239	0,1307	0,1995	0,039925
Špička_SP_rel	9	0,8034	0,7986	0,1398	0,6404	1,0145	0,199931
Pata_VP_abs	9	213,8889	216,2500	23,8705	178,1250	261,8750	18,75
Střed_VP_abs	9	75,1389	77,5000	25,5826	33,7500	112,5000	17,5
Špička_VP_abs	9	518,3194	521,8750	74,4286	415,6250	634,8750	81,25
Pata_VP_rel	9	0,4008	0,4103	0,0358	0,3317	0,4411	0,043854
Střed_VP_rel	9	0,1386	0,1505	0,0401	0,0688	0,1977	0,019358
Špička_VP_rel	9	0,9734	0,9316	0,1450	0,7943	1,1909	0,186035

Legenda: NP – nulový podpatek, SP – střední podpatek (5,5 cm), VP – vysoký podpatek (10 cm), rel – relativní hodnota četnosti, abs – absolutní hodnota četnosti, SD – směrodatná odchylka, minimum – nejmenší hodnota, maximum – nejvyšší hodnota, Q75-Q25 – interkvartilové rozpětí

Příloha č. 3 – Anketní šetření

Cílem mého dotazníkového šetření bylo zjistit základní informace o probandkách a jejich zkušenosti s nošením vysokého podpatku či zdravotním stavu, aby byla zajištěna věrohodnost dat.

Dotazník se skládá z 16 otázek, kdy některé na sebe volně navazovaly. Otázky v dotazníku byly uzavřené a v několika případech polootevřené. V dotazníku byla vždy možná pouze jedna odpověď.

Výběr respondentů byl stejný jako pro samotné Pedar testování, tudíž nebyl náhodný. Celkový počet dotazovaných osob byl tedy 9 a jednalo se ve všech případech o ženy.

Otázka č. 1: Jméno a příjmení

Každá probandka napsala svoje jméno a příjmení. Informace nebyly z důvodu anonymity do práce uveřejněny.

Otázka č. 2: Věk

Nejmladší dotazovaná osoba byla 21 let a nejstarší 25 let. Ve věku 21 let byly celkem dvě probandky, ve věku 22 jedna. Nejvíce dotazovaných napsalo shodně 23 let. Dále dvěma probandkám bylo 24 a konečně poslední a zároveň nejstarší měla v době testování 25 let.

Otázka č. 3: Výška v centimetrech

Dalším povinným údajem byla výška, která by posloužila pro případné výpočty. Nejvíce bylo uvedeno 174 cm a nejméně 160 cm. Výsledná data byla: 160 cm, 163 cm (2x), 164 cm, 165 cm, 168 cm (2x), 172 cm, 174 cm

Otázka č. 4: Váha v kilogramech

Důležitým parametrem pro následné výpočty byla váha. Nejmenší uvedená váha byla 50 kg a naopak nejvyšší byla 62. Výsledné váhy byly následující: 50 kg (2x), 52 kg (2x), 53 kg, 55 kg, 58 kg (2x), 62 kg

Otázka č. 5: Jaká je Vaše dominantní noha?

Na tuto otázku odpovědělo osm žen, že jejich dominantnější noha je pravá a pouze jedna z celku odpověděla, že levá.

Otázka č. 6: Měla jste v minulosti vážnější zranění dolní končetiny?

Celkem šest žen odpovědělo, že nikoliv. Zbylé tři měly vážnější zranění pohybového aparátu a odpovídaly na 7. Otázku, která definovala konkrétní typ úrazu.

Otázka č. 7: Jaké to bylo zranění?

Jedna probandka odpověděla, že měla v minulosti vymknutý kotník a natržený vaz. Další měla natržené vazy v kotníku. Posledním úrazem byl vylomený kloub v oblasti hlavice holenní a lýtkové koti.

Otázka č. 8: Měla jste někdy v minulosti operovanou dolní končetinu?

Sedm žen odpovědělo, že operovány v minulosti nebyly, dvě ale na otázku odpověděly kladně a musely odpovědět na další související otázku.

Otázka č. 9: Jakou dolní končetinu Vám operovali?

Jedna žena odpověděla, že jí operovali levou dolní končetinu a druhá pravou dolní končetinu.

Otázka č. 10: Myslíte, že našlapujete více na zdravou dolní končetinu?

U této otázky odpověděly čtyři probandky, že nenašlapují. Tři probandky nevěděly a zbylé dvě, které měly dolní končetinu operovanou, napsaly Ano. Ve výsledcích se to ale neprojevilo.

Otázka č. 11: Cítila jste bolest v jedné z dolních končetin během měření se systémem Pedar?

Možnost znehodnocení výsledků vyvrátila tato otázka, když všech devět probandek odpovědělo shodně, že žádnou bolest nepocítily a výsledky nebyly tudíž ovlivněny.

Otázka č. 12: Měla jste zkušenosti s nošením obuvi na vysokém podpatku?

Pro testování byly vybrány probandky, které nosí podpatek často, a tudíž všech devět odpovědělo, že zkušenosti mají.

Otázka č. 13: Jak často nosíte obuv na vysokém podpatku?

Devět žen odpovědělo, že nosí vysoký podpatek alespoň 1-2x týdně. Jedna žena odpověděla, že nosí podpatek 3-5x týdně. Je důležité uvést, že každá nosí pravidelně vysoký podpatek na své obuvi.

Otázka č. 14: Věnujete se povolání, které vyžaduje nošení vysokého podpatku?

U této otázky prozradily dvě ženy, že se věnují povolání, kde je vysoký podpatek přímo vyžadován. Zbýlých sedm nosí podpatek pouze ve volném čase.

Příloha č. 4 – Porovnání řezu boty na nízkém podpatku a velmi vysokém podpatku

