

# Statistické posouzení statických a dynamických aspektů chůze zdravého jedince

Martin Lamich

---

Bakalářská práce  
2024



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně  
Fakulta technologická

---

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně  
Fakulta technologická  
Ústav technologie tuků, tenzidů a kosmetiky

Akademický rok: 2023/2024

# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: Martin Lamich  
Osobní číslo: T21612  
Studijní program: B0711A130009 Materiály a technologie  
Specializace: Výroba a konstrukce obuvi  
Forma studia: Prezenční  
Téma práce: Statistické posouzení statických a dynamických aspektů chůze zdravého jedince.

## Zásady pro vypracování

- Formulace hlavního cíle a účelu práce, aktuálnost zvoleného téma.
- Teoretická východiska práce.
- Metodika práce – formulace vybraných metod.
- Analytická část, výsledky a analýzy.
- Závěr práce – dosažení stanovených cílů.

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

Seznam doporučené literatury:

1. The Science of Footwear – Ravindra S. Goonetilleke.
2. Biomechanika člověka – Čapek, Hájek, Henyš.
3. Statistická analýza experimentálních dat – Meloun, Militký.
4. Foot scan and measurement methods – elektronické zdroje (on-line).

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Tomáš Sáha, Ph.D.**  
Centrum polymerních systémů

Datum zadání bakalářské práce: **5. února 2024**  
Termín odevzdání bakalářské práce: **17. května 2024**

L.S.

---

**prof. Ing. Roman Čermák, Ph.D.**  
děkan

---

**Ing. Lucie Urbánková, Ph.D.**  
ředitel ústavu

## **PROHLÁŠENÍ AUTORA BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

Beru na vědomí, že:

- bakalářská práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému a dostupná k nahlédnutí;
- na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3;
- podle § 60 odst. 1 autorského zákona má Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- podle § 60 odst. 2 a 3 autorského zákona mohu užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen s předchozím písemným souhlasem Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše);
- pokud bylo k vypracování bakalářské práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tj. k nekomerčnímu využití), nelze výsledky bakalářské práce využít ke komerčním účelům;
- pokud je výstupem bakalářské práce jakýkoliv softwarový produkt, považuji se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá. Neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

### **Prohlašuji,**

- že jsem na bakalářské práci pracoval samostatně a použitou literaturu jsem citoval. V případě publikace výsledků budu uveden jako spoluautor.
- že odevzdaná verze bakalářské práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou obsahově totožné.

Ve Zlíně, dne:

Jméno a příjmení studenta: Martin Lamich

.....  
podpis studenta

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce se zaměřuje na analýzu statistických aspektů chůze u zdravých jedinců, a to jak z hlediska statických, tak dynamických aspektů. Hlavním cílem je hlouběji prozkoumat rozložení tlaků na plantární ploše chodidla při statickém postoji a při nášlapu na patu při chůzi. Součástí tohoto cíle je porovnání těchto naměřených aspektů mezi muži a ženami. Studie se zúčastnilo 25 probandů z řad studentů Univerzity Tomáše Bati ve věku 18 až 25 let. Statické aspekty jsou podrobně zkoumány s ohledem na distribuci hmotnosti v jednotlivých kvartilech, zatímco dynamické aspekty jsou analyzovány z hlediska rozložení tlaku na mediální a laterální straně paty. Pro sběr dat byly použity nástroje podoskop Podo4Foot CAM a klíčovým nástrojem byla platforma Footscan. Výsledky tohoto výzkumu nabízejí srovnání těchto aspektů chůze mezi muži a ženami.

Klíčová slova: noha, chodidlo, chůze, plantární tlak, diagnostika

## **ABSTRACT**

This bachelor thesis focuses on the analysis of statistical aspects of gait in healthy individuals, both in terms of static and dynamic aspects. The main objective is to further investigate the distribution of pressures on the plantar surface of the foot during static stance and heel strike during gait. Part of this aim is to compare these measured aspects between men and women. Twenty-five probands from students of Tomas Baťa University aged 18 to 25 years participated in the study. Static aspects are examined in detail with respect to weight distribution in each quartile, while dynamic aspects are analyzed in terms of pressure distribution on the medial and lateral side of the heel. The Podo4Foot CAM tools were used for data collection and the Footscan platform was the key tool. The results of this research offer a comparison of these aspects of gait between men and women.

Keywords: leg, foot, gait, plantar pressure, diagnosis

Rád bych vyjádřil upřímné poděkování Ing. Tomášovi Sáhovi, Ph.D., za jeho pomoc, ochotu a cenné konzultace při vypracování této bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat Prof. Dr. Ing. Vladimíru Patovi za jeho vedení a cenné rady k praktické části mé práce. Mé vděčnosti patří také rodině, přítelkyni, přátelům a všem, kteří mi poskytli podporu a povzbuzení během mého studia.

Prohlašuji, že odevzdaná verze bakalářské/diplomové práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou totožné.

# OBSAH

<b>ÚVOD</b> .....	<b>9</b>
<b>I TEORETICKÁ ČÁST</b> .....	<b>10</b>
<b>1 BIOMECHANIKA CHŮZE</b> .....	<b>11</b>
1.1    KOSTRA DOLNÍCH KONČETIN.....	11
1.2    KLOUBY DOLNÍCH KONČETIN .....	12
1.2.1    Rozsah pohybu dolních končetin .....	13
1.3    SVALSTVO DOLNÍCH KONČETIN .....	15
1.4    KLENBA NOHY.....	16
1.4.1    Podélná klenba .....	17
1.4.2    Příčná klenba .....	17
1.5    PLANTÁRNÍ TLAK .....	18
1.6    PORUCHY A DEFORMITY NOHOU.....	19
1.6.1    Vrozené vady.....	20
1.6.2    Získané vady .....	20
1.6.3    Valgózní a varózní pata.....	21
1.6.4    Prevence deformit nohou .....	22
1.7    STATICKÝ POSTOJ.....	22
1.8    DYNAMIKA CHŮZE .....	23
1.8.1    Fáze postoje.....	24
1.8.2    Fáze švihu.....	25
<b>2 METODY ANALÝZY MORFOLOGIE CHODIDEL</b> .....	<b>26</b>
2.1    ZÁKLADNÍ MĚŘENÍ CHODIDEL .....	27
2.2    MĚŘÍCÍ PLATFORMA FOOTSCAN .....	27
2.3    PODOSKOP PODO4FOOT CAM .....	28
<b>3 METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ DAT</b> .....	<b>29</b>
3.1    VIZUÁLNÍ REPREZENTACE DAT.....	29
3.1.1    Krabicový graf.....	30
3.2    NORMALITA A JEJÍ TESTOVÁNÍ .....	30
3.3    HISTOGRAM.....	31
<b>II PRAKTICKÁ ČÁST</b> .....	<b>33</b>
<b>4 METODOLOGIE VÝZKUMU A SBĚR DAT</b> .....	<b>34</b>
4.1    CHARAKTERISTIKA SKUPINY PROBANDŮ .....	34
4.2    METODOLOGIE MĚŘENÍ STATICKÝCH ASPEKTŮ .....	34
4.3    METODOLOGIE MĚŘENÍ DYNAMICKÝCH ASPEKTŮ .....	35
4.4    SBĚR DAT .....	35

4.5	ZÍSKANÁ DATA .....	36
<b>5</b>	<b>VYHODNOCENÍ ZÍSKANÝCH DAT .....</b>	<b>38</b>
5.1	VYHODNOCENÍ STATICKÝCH ASPEKTŮ .....	38
5.1.1	Histogramy pro porovnání kvartilů žen a mužů.....	38
5.1.2	Porovnání kvartilů pomocí krabicového grafu.....	40
5.1.3	Rozptylové grafy kvartilů Q1-Q4 .....	41
5.2	VYHODNOCENÍ DYNAMICKÝCH ASPEKTŮ .....	44
5.2.1	Vyhodnocení rozložení tlaku v patě.....	44
<b>6</b>	<b>DISKUSE VÝSLEDKŮ .....</b>	<b>49</b>
	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>51</b>
	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....</b>	<b>53</b>
	<b>SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK .....</b>	<b>55</b>
	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>56</b>
	<b>SEZNAM TABULEK.....</b>	<b>58</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>59</b>



## ÚVOD

Chůze a statický postoj jako jedny ze základních a běžných činností člověka zahrnují komplexní kombinaci mnoha procesů, které odrážejí stav a funkci našeho těla. Tato bakalářská práce se zaměřuje na statistické vyhodnocení statických a dynamických aspektů chůze u zdravých jedinců s důrazem na možné rozdíly mezi pohlavími. Hlavní motivací tohoto výzkumu bylo zjistit jestli existují významné rozdíly v chůzi mezi muži a ženami, a tyto rozdíly identifikovat.

K provedení této studie byla vybrána skupina 25 probandů z řad studentů Univerzity Tomáše Bati ve věku 18 až 25 let, kterou tvořilo 17 žen a 8 mužů. Cílem bylo získat komplexní poznatky o statických a dynamických aspektech chůze. Měření bylo provedeno pomocí přístroje Podo4Foot CAM a platformy Footscan, které jsou součástí vybavení Centra výzkumu obouvání Tomáše Bati. Zatímco přístroj Podo4Foot CAM sloužil především k rychlé diagnostice a seznámení s konceptem podoskopie, platforma Footscan sloužila jako hlavní nástroj pro sběr dat. Tato platforma nabízí rozsáhlé možnosti měření statických i dynamických aspektů chůze a poskytuje podrobné informace o rozložení tlaku na plantární ploše chodidla.

Výsledkem tohoto výzkumu a tedy i mé bakalářské práce je hlubší poznání, porovnání a zjištění rozdílů v chůzi mezi muži a ženami. Tato studie nabízí nejen pohled na možné rozdíly v chůzi mezi pohlavími, ale také otevírá cesty k dalšímu zkoumání této problematiky. To díky tomu, že chůze je velice komplexní a složitá činnost a v rámci mé bakalářské práce se zaměřuji jen na malou část této problematiky.

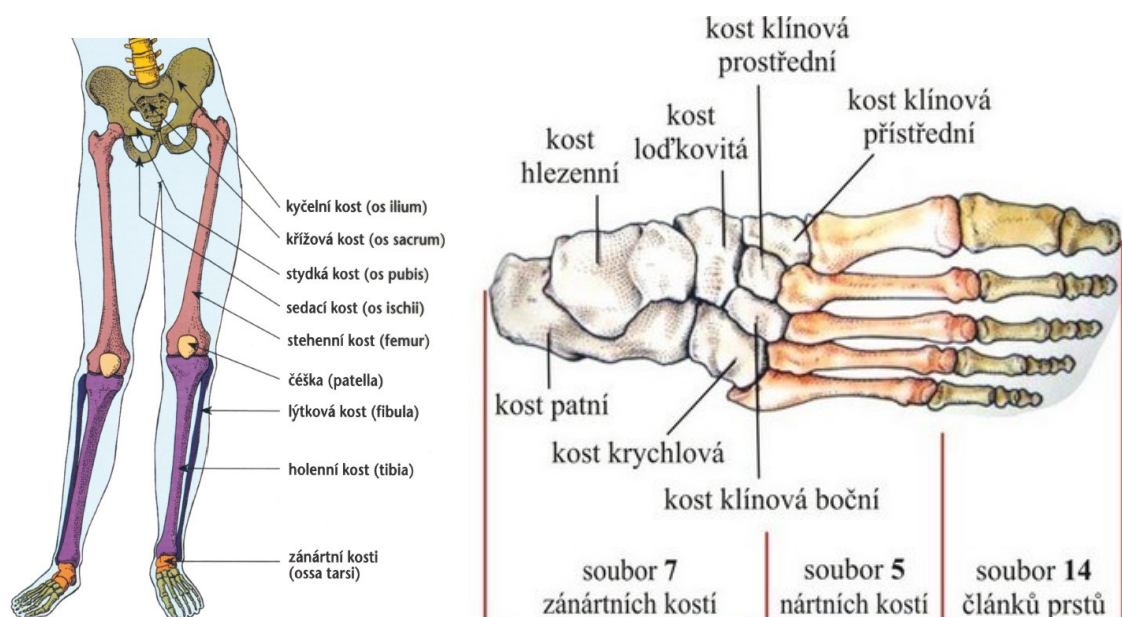
## **I. TEORETICKÁ ČÁST**

## 1 BIOMECHANIKA CHŮZE

Biomechanika je obor, který se zabývá studiem pohybu lidského těla při chůzi z hlediska mechaniky, anatomie a fyziologie. Hlavním předmětem zkoumání tohoto oboru je analýza pohybu, interakce svalů a kloubů a dalších anatomických struktur při chůzi. V mé práci se budu zabývat převážně biomechanikou dolních končetin. Při chůzi dochází ke spoustě typů pohybů, které zahrnují flexi a extenzi kloubů, před kopnutí a dorzální flexi nohy, abdukci a addukci, rotaci a také k přenášení hmotnosti. Biomechanika dolních končetin je tedy klíčová k porozumění mechanismů těchto pohybů a stability během chůze. Pomáhá nám chápat mechaniku našich anatomických struktur, jako jsou kosti, svaly, šlachy a klouby. Tyto biomechanické parametry jsme schopni měřit a zkoumat pomocí speciálních zařízení a technologií. [1]

### 1.1 Kostra dolních končetin

Kosti dolní končetiny jsou členěny na pletenec dolní končetiny a volnou dolní končetinu. Pletenec dolní končetiny je tvořen pánevní kostí, která se skládá ze dvou kostí pánevních a jedné kosti křížové. Volnou dolní končetinu tvoří tři oddíly, stehno, bérec a noha. Stehno obsahuje stehenní kost, která je největší a nejsilnější kostí v lidském těle. Další oddíl se skládá z kosti holenní a kosti lýtkové.

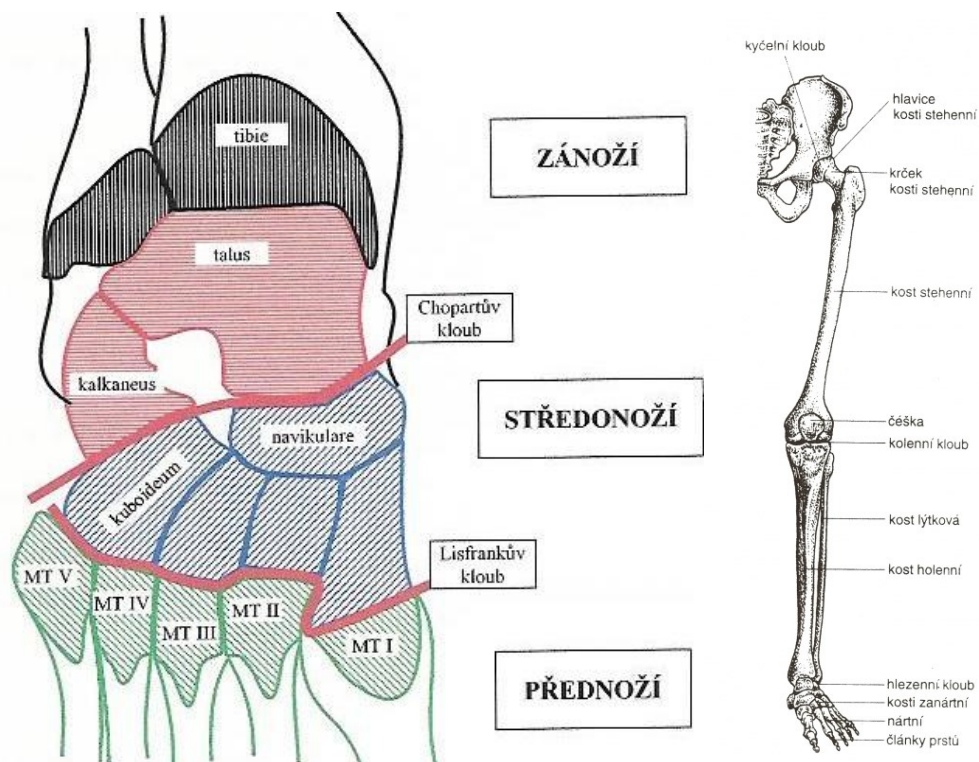


Obr. 1.: Na levém obrázku je zobrazen popis kostry dolních končetin a na pravém vidíme členění a kosti chodidla [21, 22]

Posledním oddílem je noha, která bude pro můj výzkum klíčová část, nohu tvoří prstce, nárt a hlezenní kost. Noha se skládá z 26 kostí a s bérceem je spojena hlezenním kloubem. Dále se dělí na 3 soubory. Do souboru zánártních kostí se řadí kost hlezenní, kost patní, kost krychlová, kost loďkovitá a tři klínovité kosti. Dále, nártních kostí je celkem pět a označují se I-V. Nakonec soubor článků prstů, články prstců jsou po třech na každém prstci kromě palců kde jsou 2 články. [2, 3]

## 1.2 Klouby dolních končetin

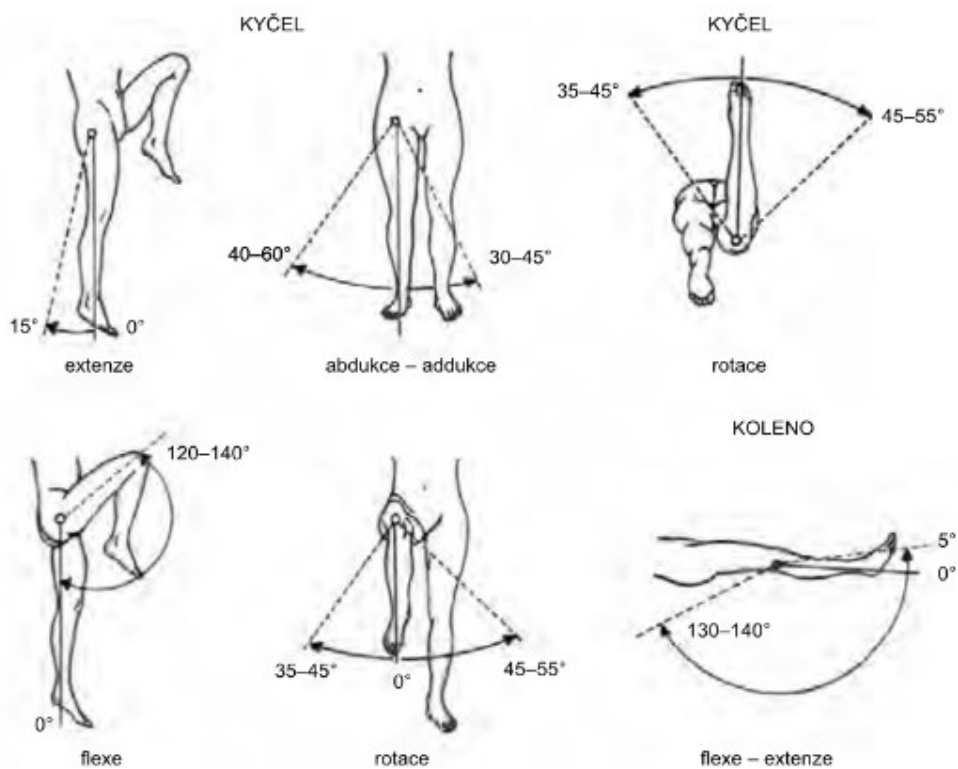
Klouby hrají v biomechanice významnou roli, jelikož díky nim je možný mechanický pohyb končetin. Jejich hlavním úkolem je spojení kostí a umožňování plynulého pohybu při chůzi člověka. Také jsou důležité z hlediska stability, flexibility a udržování rovnováhy. Nachází se zde kloub křížokyčelní, jenž spojuje křížové a kyčelní kosti. Kloub kyčelní pak spojuje pánev se kostmi dolních končetin. Dalším kloubem je kloub kolenní, ve kterém se stýká kost stehenní, patela a kost holenní. V hlezenním kloubu se potkává kost holenní a její párová kost s kosti hlezenní. Dolní kloub zánártní zase spojuje kost hlezenní s dalšími kostmi a umožňuje šikmé naklánění skeletu nohy. Kloub Chopartův a kloub Lisfrankův jsou kloubní linie (viz. obrázek 2). A nakonec zde patří klouby mezi články prstů. [2–4]



Obr. 2.: Na levém obrázku vidíme dělení nohy, Chopartův a Lisfrankův kloub a na pravém obrázku klouby dolní končetiny [4, 23]

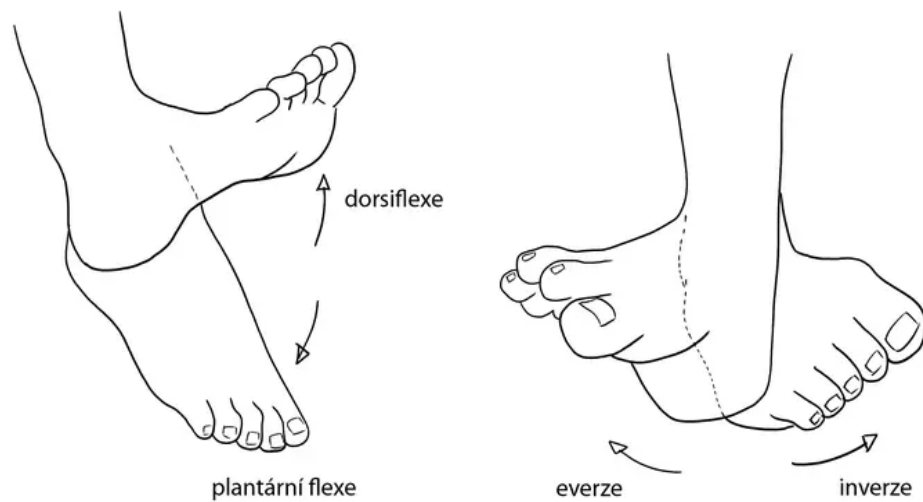
### 1.2.1 Rozsah pohybu dolních končetin

Jednotlivé klouby dolních končetin umožňují různé druhy pohybů, které jsou zásadní pro schopnost chůze a další aktivity člověka. Kloub křížokyčelní umožňuje předožadní, kývavé pohyby kolem horizontální a frontální osy, což je klíčové pro stabilitu a vyvažování těla během chůze. Kloub kyčelní, jakožto spojení pánevních kostí s kostmi dolních končetin, pak umožňuje širokou škálu pohybů, je schopen flexe, extenze abdukce, addukce a rotace. Kloub kolenní spojující kost stehenní s kostí holenní, je dalším klíčovým prvkem pro pohyb dolních končetin. Jeho schopnost flexe, extenze a rotace umožňuje plynulé ohýbání a natahování nohy při chůzi a dalším pohybu.



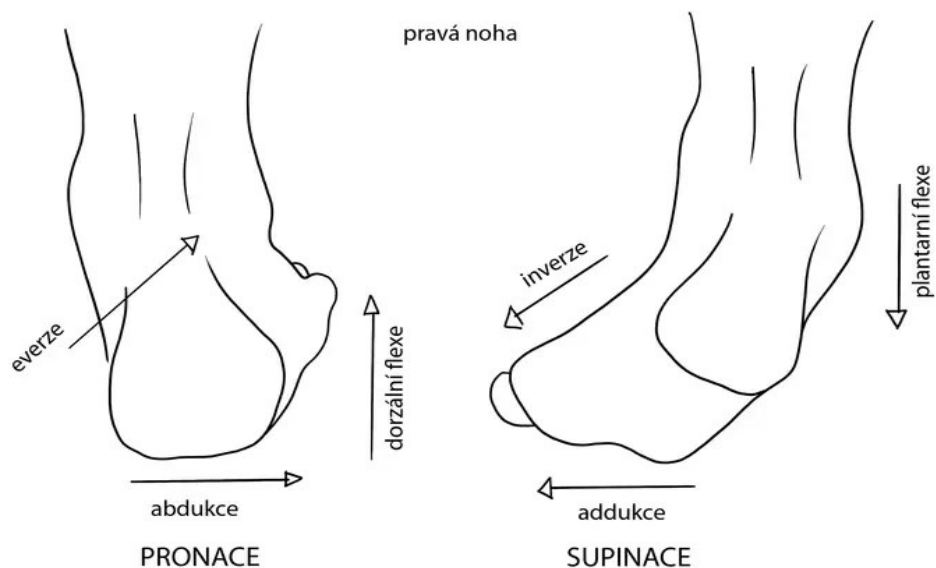
Obr. 3.: Rozsah pohybu v kolenním a kyčelním kloubu [5]

Správná funkce a pohyb člověka do značné míry závisí na rozsahu pohybu chodidla. Různé pohyby, včetně plantární flexe, dorzální flexe, supinace a pronace umožňují chodidlu přizpůsobit se různým podmínkám v terénu a provádět pohyby efektivně a bezpečně. Plantární flexe je pohyb, kdy špička směřuje dolů a pata se zvedá nahoru. Na druhou stranu dorzální flexe je opačný pohyb než flexe plantární, při tomto pohybu se špička zvedá směrem k holeni a pata klesá dolů.



Obr. 4.: Plantární flexe, dorsiflexe, everze a inverze nohy [24]

Kromě těchto základních pohybů jsou významné i další činnosti chodidla, jako je supinace a pronace. Supinace spočívá ve zvedání vnějšího okraje chodidla a spouštění vnitřního okraje, zatímco pronace je přesný opak, spouští vnější okraj a vnitřní okraj zvedá. Tyto všechny pohyby jsou důležité pro pohyb a udržování stability.

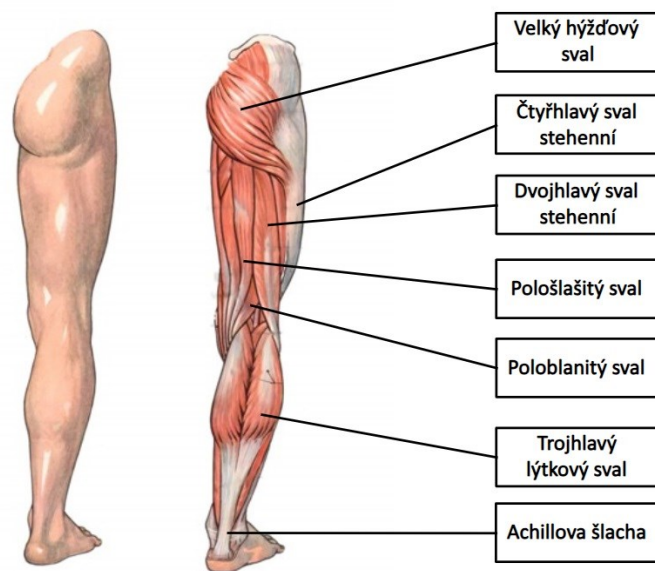


Obr. 5.: Pronace a supinace nohy [24]

Tyto pohyby chodidla jsme schopni vykonávat díky několika nožním kloubům. Díky hlezennímu jsme schopni plantární a dorzální flexe. A díky dolnímu kloubu zánártnímu jsme schopni inverze a everze nohy. Což jsou složené pohyby, inverze se skládá z plantární flexe, addukce a supinace. Zatímco everze se skládá z dorzální flexe abdukce a pronace. [2, 4]

### 1.3 Svalstvo dolních končetin

Svalstvo dolních končetin je zásadní pro pohyb a stabilitu těla. Svaly se obecně dají rozdělit podle umístění na svaly hluboké vrstvy a svaly povrchní vrstvy. Tyto vrstvy mají rozdílné úlohy a funkce. Svaly hluboké vrstvy mají na starosti stabilizaci, podporu orgánů a hrají důležitou roli při udržování správného držení těla. Povrchní svaly jsou pak převážně zodpovědné za dynamický pohyb těla. Dále se svaly dělí se do skupin dle vztahu k velkým kloubům na svaly kyčelního kloubu, svaly stehna, svaly bérce a svaly nohy.



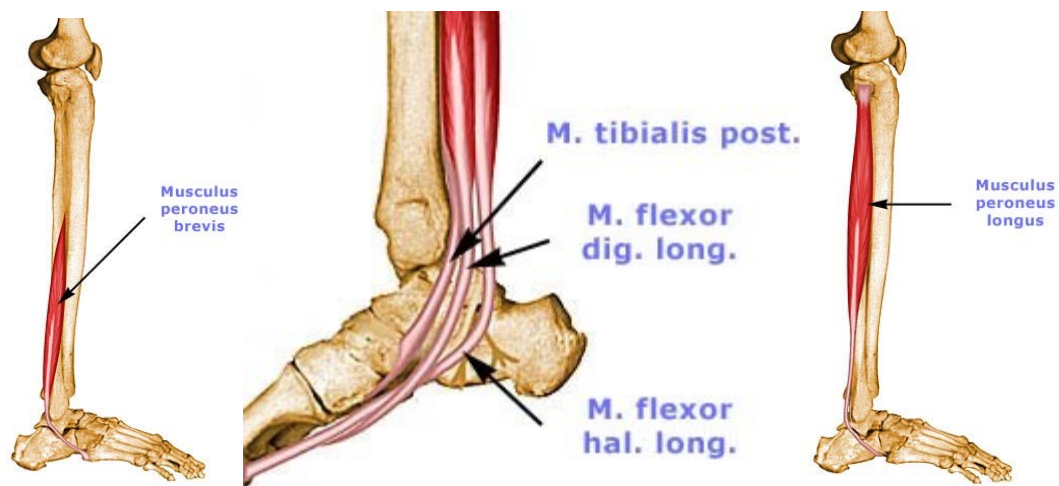
Obr. 6.: Dělení svalů nohy [25]

Mezi nejdůležitější svalový komplex dolních končetin se řadí čtyřhlavý sval stehenní (musculus quadriceps femoris), který se nachází na přední straně stehna a je složen z čtyř hlav. Všechny tyto hlavy se sbíhají do jedné šlachy, která se upíná na patelu. Dalším důležitým svalem zadní strany stehna je dvojhlavý stehenní sval (musculus biceps femoris), který má jednu krátkou a jednu dlouhou hlavu upínající se na hlavu lýtkové kosti. Trojhlavý sval lýtkový (musculus triceps surae) je velký sval na zadní straně holenní kosti. Dělí se na dvojhlavý lýtkový sval a šikmý lýtkový sval. Hlavní úlohou tohoto svalu je flexe v kotníkovém kloubu a přispívání k extenzi v kloubu kolenním.

Během chůze je chodidlo stabilní při došlapu a odrazu, ale mezi mimo tyto situace musí tlumit zatížení jenž na něj působí. Takže při každém dopadu chodidla, chodidlo na zem ukládá a uvolňuje určitou energii. Chodidlo těchto vlastností dosahuje díky deformaci klenby, která je řízena vnitřními a vnějšími svaly chodidla. Tyto svaly jsou tedy systémem, který má na starosti stabilizaci při chůzi a nazývá se mu hluboký stabilizační systém. Mezi



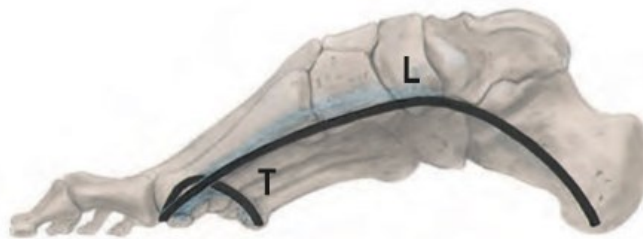
hlavní svaly hlubokého stabilizačního systému patří zadní sval holenní (musculus tibialis posterior) nacházející se na zadní straně nohy, tento sval podporuje vnitřní část klenby nohy. Dalším důležitou částí tohoto systému je dlouhý ohýbač palce (musculus flexor hallucis longus) díky němu je možná flexe palce a také podporuje klenbu. Dlouhý prstový ohýbač (musculus digitorum longus) je zodpovědný za flexi prstů nohy a zabezpečuje podélnou klenbu nožní. Dlouhý lýtkový sval (musculus peroneus longus) a krátký lýtkový sval (musculus peroneus brevis) se nacházejí na vnitřní a vnější straně chodidla a jsou klíčové pro stabilizaci a podporu vnější a vnitřní části klenby nohy. [1, 2]



Obr. 7.: Svaly zajišťující plantární flexi [26]

#### 1.4 Klenba nohy

Noha má důmyslnou strukturu zahrnující dva základní typy klenby, klenbu podélnou a klenbu příčnou. Právě tyto klenby hrají zásadní roli při rovnoměrném rozložení tělesné hmotnosti a tlaku během stání a pohybu.



Obr. 8.: Podélná a příčná klenba L – podélná klenba, T – Příčná klenba [2]



Kromě toho, že poskytují potřebnou oporu a usnadňují pohyb, přispívají také k minimalizaci energetických výdajů při chůzi. Jelikož jsou právě tyto klenby velice důležité pro správné rozložení hmotnosti a tedy i pro zdravou chůzi člověka, mohou právě proto abnormality v jejich stavbě vést k bolestem nohou a dlouhodobým problémům s postavou. [2]

#### **1.4.1 Podélná klenba**

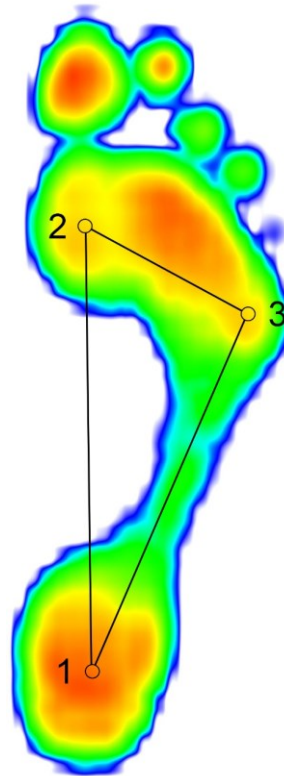
Podélná klenby nohy se dělí na dvě části, mediální část a část laterální. Mediální oblouk je složen z několika kostí, z kosti patní, hlezenní, loďkovité, ze tří kostí klínových a z metatarsu I-III. Na opačné straně máme laterální podélnou klenbu, která se skládá z kosti patní, krychlové a metatarsů IV a V. Tyto klenby jsou spojeny měkkými tkáněmi, jako je plantární kalkaneonavikulární vaz, jenž má funkci jako pružina a zajišťuje oporu a stabilitu podélné klenby. [2]

#### **1.4.2 Příčná klenba**

Příčná klenba chodidla se táhne od mediální k laterální straně a přispívá k podpoře a pohybu společně s klenbami podélnými. Tato klenba je umístěna mezi hlavičkami prvního až pátého metatarsu a je nejvýraznější v oblasti klínových kostí a kosti krychlové. Tuto klenbu podchycuje tzv. šlašitý třmen, který je tvořený předním holenním svalem a dlouhým lýtkovým svalem. Tento anatomický útvar vytváří základní strukturu pro udržení správného postavení nohy a přenáší hmotnost těla při každém kroku, což je klíčové pro stabilitu a efektivitu pohybu. [2]

## 1.5 Plantární tlak

Kostra nohy je vyklenuta a nabývá tak obloukovitého tvaru, který pomáhá absorbovat tlaky, tlumit otřesy během pohybu, rozkládat hmotnost těla a pomáhá udržovat stabilitu a rovnováhu. Noha obsahuje dvě klenby podélné, mediální a laterální, a jednu klenbu příčnou. Zdravé rozložení hmotnosti na chodidlo je dáno třemi pomyslnými body v místech I. metatarsu, V. metatarsu a v patě (viz obr. 9). Plantární tlak a parametry, které ovlivňují rozložení tlaku na chodidlo, jako je věk, tělesná hmotnost, výška a úhel postavení chodidla, spolu souvisejí. Například nošení větší hmotnosti celkově více zatěžuje chodidlo, přičemž například střední část chodidla může být zatížena relativně více než jiná místa. [1, 2]



Obr. 9.: Rozložení tlaku [autor]

### 1.5.1 Normalizace plantárního tlaku

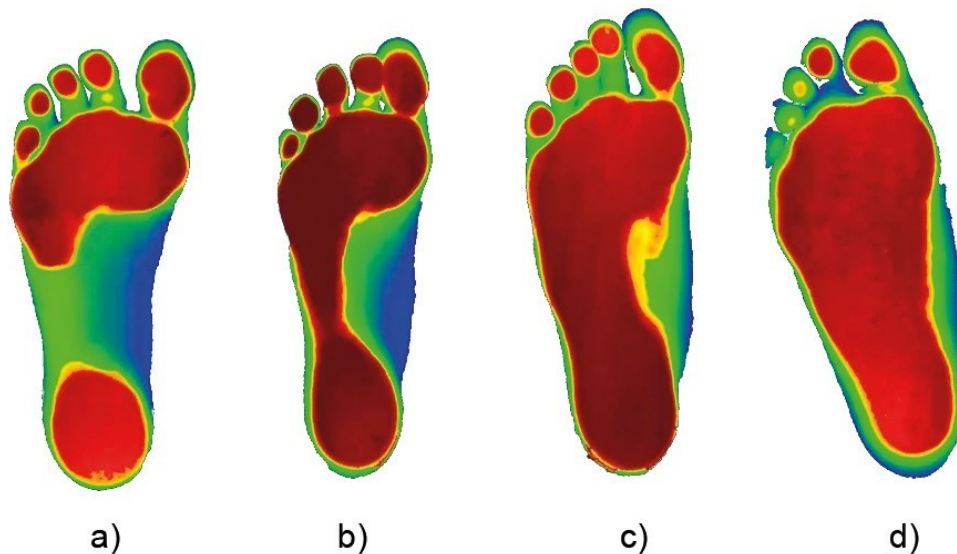
Metoda používaná při normalizaci plantárního tlaku spočívá v rozdělení chodidla na anatomické oblasti, jako je hallux, malé prsty, pět metatarzálních oblastí, mediální střední část chodidla, laterální střední část chodidla, mediální zadní část chodidla a laterální zadní část chodidla. Tento přístup vychází z anatomického uspořádání a funkce těchto segmentů, což umožňuje rozdělit celkový tlak působící na chodidlo do jednotlivých částí.

Vyjádřením hodnot tlaku z každé anatomické oblasti jako poměru celkového tlaku na chodidlo dosáhne se dosáhne právě normalizace. Výsledkem jsou relativní hodnoty tlaku pro každou oblast, které nejsou ovlivněny tělesnou hmotností nebo velikostí chodidla. V důsledku toho lze pozorovat rozložení tlaku mezi různými subjekty a podmínkami bez ohledu na individuální charakteristiky, jako je tělesná hmotnost.

Normalizace plantárního tlaku tedy slouží jako cenný nástroj pro analýzu rozložení tlaku. Umožňuje totiž přesnější porovnání tlakových vzorců mezi různými subjekty a podmínkami. Kromě toho tato metoda usnadňuje identifikaci jemných změn v rozložení tlaku a odhalení oblastí, kde dochází k většímu nebo menšímu tlakovému namáhání. [3]

## 1.6 Poruchy a deformity nohou

Pohyb a stabilita lidského těla do značné míry závisí na klenbě chodidla. Tyto klenby však mohou být ovlivněny různými poruchami a deformitami, které mohou celkovou funkci chodidla omezovat a tak ovlivňovat i pohyb a stabilitu jedince. Jedním z častých problémů je plochá noha, kdy se mediální podélná klenba propadá a chodidlo se zplošťuje. Dalším rozšířeným problémem jsou vbočené palce, často způsobené nošením špatně padnoucí obuvi zejména u žen. Kromě toho mohou vznikat také deformace prstů a patní ostruhy, které ovlivňují stabilitu nohy a způsob chůze.



Obr. 10.: Zobrazení plantárního tlaku na chodidly s deformitami [27]

Na obrázku 10 můžeme vidět rozložení plantárního tlaku na chodidle s vysokou klenbou (a), zdravém chodidle (b), na plochém chodidle (c) a na extrémně plochém chodidle (d). Nejdůležitější částí při sledování těchto deformit je právě klenba, která se nachází ve středu

chodila. Můžeme vidět, že u chodidla s vysokou klenbou není na snímku zaznamenán skoro žádný tlak. Naopak na snímku s plochou nohou se klad rozkládá skoro přes celý střed nohy.

Tyto deformace a poruchy nohou mohou mít různá původ a vývoj. Některé mohou být přítomny již od narození jako vrozené vady, jiné se mohou vyvinout v důsledku nesprávného rozložení hmotnosti nebo držení těla, tak zvané získané vady. [5, 6]

### 1.6.1 Vrozené vady

Vrozené vady nohou zahrnují širokou škálu složitých vývojových poruch, které mohou ovlivnit funkčnost i vzhled postižených končetin. Tyto abnormality jsou spojeny s různými prvky, jako jsou genetické predispozice, faktory prostředí a mechanické vlivy působící během prenatálního vývoje.

Mezi běžné vrozené abnormality nohou patří vbočená noha, charakterizována zkrouceným chodidlem směřujícím k tělu s prsty směřujícími dolů. Tato deformita může být způsobena genetickými faktory nebo vlivy prostředí během těhotenství.

Další rozšířenou anomálií je plochá noha, kdy je klenba nohy zploštělá. Což může mít za následek nepohodlí a bolest při chůzi. Méně časté abnormality jsou polydaktylie, tedy stav, kdy jsou prsty srostlé blíže k sobě, než je obvyklé.

Dále může dojít k nadměrnému nebo nedostatečnému vývoji nohou, což vede k různým formám asymetrie, abnormální velikosti nebo tvaru. Tyto vrozené vady nohou mohou ovlivnit pohyblivost a držení těla jedince a vyžadují lékařský zásah. Pro vhodnou léčbu těchto abnormalit a snížení rizika dlouhodobých komplikací je zásadní včasná diagnóza. [5]

### 1.6.2 Získané vady

Získané deformity nohou jsou ortopedické problémy, které se vyvíjejí postupně a mohou mít za následek bolest, nepohodlí a omezení pohybu. Tyto deformace mohou být způsobeny různými faktory, jako jsou genetické predispozice, úrazy, opakovaný tlak působící nevhodně na nohy, špatně padnoucí obuv nebo degenerativní změny v kloubech a tkáních nohou.

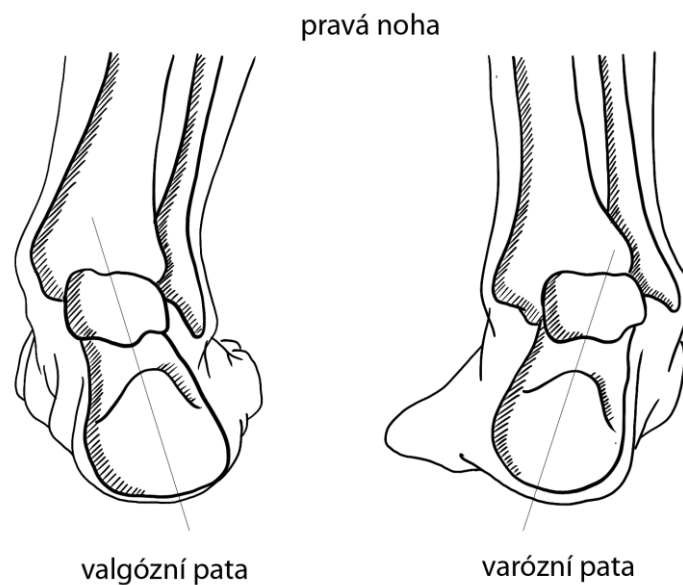
Jedna z běžně získaných deformit chodidel je hallux valgus neboli vbočený palec, je to deformita charakterizována právě vbočeným palcem směrem k ostatním prstům. Tento stav může být způsoben opakovaným tlakem na chodidla, genetickými faktory nebo nošením nevhodné obuvi. Další rozšířenou deformitou jsou kladívkové prsty, kdy jsou proximální

články prstů ohnuté v pravém úhlu. Příčiny kladívkových prstů mají stejný původ jako u vbočeného palce.

Kromě těchto deformit se vyskytují i další získané vady jako například paličkovité prsty, ty se projevují ohnutím prstů do tvaru paličky a vytvořením bolestivých kuřích oček na bříšku prstu. Tato deformita může být způsobena abnormálním tahem dlouhého flexoru prstu nebo degenerativními změnami v kloubech prstů. Toto jsou jen některé z mnoha získaných vad chodidel, které se mohou vyskytnout u jedinců v průběhu života. [5]

### 1.6.3 Valgózní a varózní pata

Vybočená a vbočená pata jsou dvě časté deformity, které mohou postihovat jedince. Tyto deformity mohou být buď vrozeného, nebo získaného charakteru.



Obr. 11.: Znárodnění valgózní a varózní paty [24]

Vybočená pata, známá také jako valgózní pata, je charakterizována vychýlením paty směrem ven od osy nohy. Tato deformita může být důsledkem jak vrozených faktorů, jako jsou genetické predispozice nebo vývojové anomálie, a také získaných faktorů, jako je zranění, přetížení nebo nesprávné držení těla. Příčiny vbočené paty mohou být oslabené svaly a vazy, které stabilizují patu, nebo nerovnoměrné rozložení tlaku na chodilo při chůzi. Naopak, vbočená pata, známá také jako varózní je deformita charakterizována vychýlením paty směrem dovnitř k ose chodidla. Stejně jako u vybočené paty mohou být příčiny jak získaného tak vrozeného charakteru. [7]

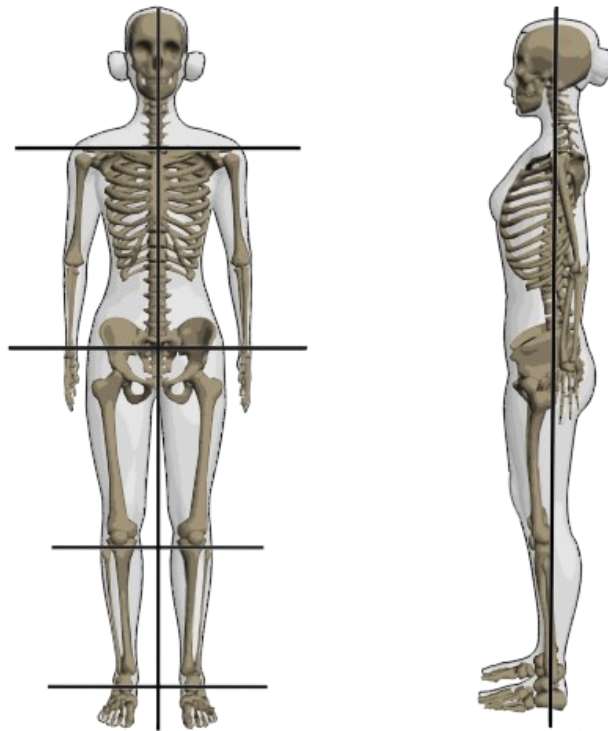
#### 1.6.4 Prevence deformit nohou

Zachování zdraví a pohodlí při chůzi a pohybu vyžaduje prevenci a péči o nohy. Výběr vhodné obuvi má zásadní význam pro snížení pravděpodobnosti vzniku deformit. Je důležité volit pohodlnou obuv, která dobře padne, poskytuje dostatečnou oporu a nevyvíjí nadměrný tlak na chodidla. Zásadní je také vyhnout se úzké nebo nepohodlné obuvi, která může deformovat chodidla a způsobovat diskomfort. Pomoci může také používání ortopedických vložek nebo polštářků, které mohou pomoci lépe rozložit tlak. Pokud je člověk náchylný k deformitám nohou nebo již má určité problémy, mohou mu právě tyto ortopedické vložky pomoci. Také je důležité dbát na správné držení těla. Právě správné držení těla při chůzi a cvičení je klíčem k zachování zdraví vašich nohou. Toho lze docílit pravidelným procvičováním svalů nohou. Dalším významným faktorem v prevenci deformit nohou je pravidelná hygiena nohou. Je velice důležité si denně mýt nohy, důkladně sušit oblasti mezi prsty a udržovat nehty krátké a čisté. Tímto se minimalizuje riziko infekcí a kožních problémů, které mohou vést k deformitám.

Prevence deformit nohou je zásadní pro zachování zdravých a funkčních nohou po celý život. Dodržováním těchto doporučení a pravidelnou péčí o nohy se mohou minimalizovat rizika vzniku deformit. [8]

### 1.7 Statický postoj

Lidé tráví, i když si to možná ani neuvědomují, velkou část svého dne stáním. Je to pro nás velice přirozená činnost a i přesto že se nám může zdát jednoduchá, naše tělo při ní vynakládá nemalé úsilí. Každou sekundu má na starosti udržování rovnováhy a správné rozložení váhy. Toho je dosahováno zapojením mnoha svalů a jejich správnou koordinací. Náš centrální nervový systém je schopen správně vyhodnocovat informace z senzorů našeho těla, jako jsou mechanoreceptory v kloubech a svalových šlach. Kromě těchto podnětů vnímá tělo svou rovnováhu pomocí zraku a také speciálního orgánu v uchu, nazývaného vestibulární aparát. Díky těmto informacím je tělo schopno efektivně ovládat svaly a udržovat rovnováhu. Tyto svaly udržující vzpřímený postoj se nazývají svaly posturální, jsou to svaly, které působí proti gravitaci, někdy označované jako antigravitační, jsou to klíčové svaly pro udržení vzpřímeného postavení těla.

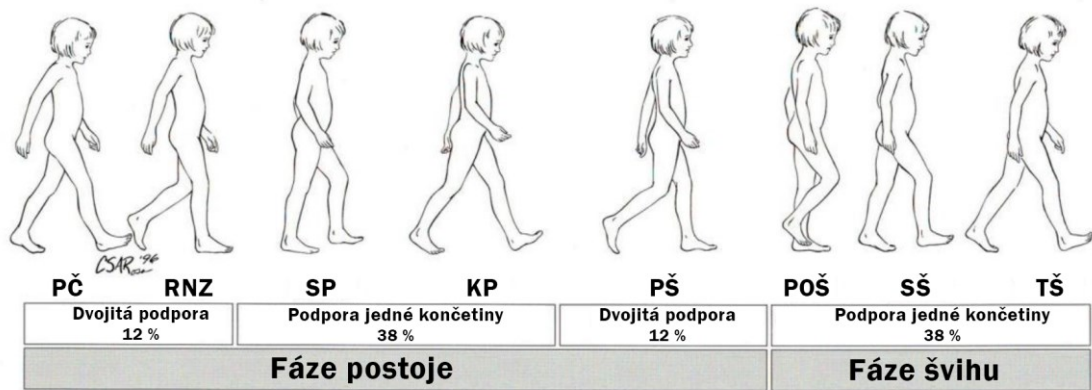


Obr. 12.: Správné držení těla [28]

Výsledná hmotnost těla je rozložena na spodní straně chodidla. V ideálním případě by měla být rozložena na obě nohy rovnoměrně, to znamená 50 % hmotnosti na jedné noze a 50 % na noze druhé. Pro správné rozložení hmotnosti je klíčová klenba chodidla. Ta funguje jako pružný mechanismus a pomáhá tak absorbovat tlak vytvářený hmotností těla. Pokud je tedy klenba správně podporovaná, rozloží se tlak rovnoměrně na klenbu, palec a patu. Správné rozložení váhy závisí také na vytvoření pevné opěrné základny, která má zásadní význam pro stabilitu. Aby byla zajištěna stabilita, musí být střed hmotnosti, známý také jako těžiště těla, v jedné linii s opěrnou základnou. [4, 9]

## 1.8 Dynamika chůze

Chůze je jedna z prvních činností, kterou se jako lidé musíme naučit, je to nejpřirozenější způsob přemístování se, z jednoho bodu do bodu druhého, každého z nás. Přesto, že se nám může chůze zdát velice jednoduchá, není tomu tak. Chůze je velice komplexní a složitá činnost. Každý krok, který učiníme vyžaduje pečlivou koordinaci svalů, kloubů a našeho nervového systému.



Obr. 13.: Cyklus chůze [10]

Chůze se skládá z několika fází, kterým se dohromady nazývá cyklus chůze. Ten je často definován jako doba mezi počátečním kontaktem jedné nohy se zemí a následným kontaktem druhé nohy se zemí. Skládá se ze dvou hlavních fází, fáze postoje a fáze švihu. Fáze postoje je ta část cyklu chůze, kdy se chodidlo dotýká země, je to přibližně 62 % celého cyklu chůze dospělého člověka. Fáze švihu je pak období, kdy se chodidlo již nedotýká země a noha postupuje vpřed. Tato fáze zabírá zbývajících 38 % cyklu chůze.

Cyklus chůze se dá také popsat osmi různými kroky. Fáze postoje se skládá z pěti částí: počáteční kontakt (PČ), reakce na zatížení (RNZ), střední postoj (SP), konečný postoj (KP) a před švih (PŠ). Švihová fáze se pak skládá ze tří dalších částí: počáteční švih (POŠ), střední švih (SŠ) a terminální švih (TŠ). [3, 10]

### 1.8.1 Fáze postoje

Fáze postoje představuje období, kdy je jedna noha na zemi a druhá se nachází ve vzduchu. Tato fáze je klíčová pro udržení stability a poskytuje pevný základ pro následný pohyb. Rozlišujeme několik částí fáze postoje.

První částí je počáteční kontakt, to je okamžik kdy se chodidlo dotkne země, a je také známý jako úder patou. Tato část je klíčová pro přenos hmotnosti těla na podložku a zahájení cyklu chůze. Následuje část, která se nazývá reakce na zatížení, během této fáze tlumí noha nárazy a zajišťuje stabilitu. Poté přichází fáze nazývaná střední postoj, která umožňuje přenos hmotnosti těla na podpírající končetinu. Konečný postoj představuje období, kdy tělo přenáší hmotnost dopředu na přední část chodidla. Tato fáze je klíčová pro posun těžiště těla a přípravu na přechod do fáze švihu. Poslední část, která zakončuje fázi postoje je před švih. Tato část uzavírá fázi postoje a začíná fázi švihu. Před švih je důležitý pro přípravu těla na následný pohyb a koordinaci končetin během přechodu mezi fázemi chůze. [10]



### 1.8.2 Fáze švihu

Během fáze švihu dochází k pohybu končetiny vpřed, čímž se tělo přesouvá z jedné nohy na nohu druhou. Tato fáze je rozdělena do tří hlavních částí.

První částí je počáteční švih, jenž začíná odrazem palce a pokračuje do okamžiku, kdy se končetina překrývá s končetinou opačnou. Při počátečním švihu noha opouští zemi a začíná se pohybovat vpřed. Dále následuje část nazývaná střední švih. Během této části se končetina nachází ve vzduchu a pokračuje v pohybu směrem dopředu. Konec této části nastává v momentu, kdy se končetina dostane před končetinu, která jí podpírá. Fázi švihu ukončuje terminální švih, který končí úderem paty do země. V této části se končetina připravuje na další cyklus chůze a to prostřednictvím přenesení hmotnosti těla zpět na podpírající končetinu.[10]

## 2 METODY ANALÝZY MORFOLOGIE CHODIDEL

Abychom získali představu o podstatě chůze a statického postoje, je nezbytné mít také potřebné znalosti co se týče metod analýzy morfologie chodidel a schopnost správně interpretovat získané výsledky. Tyto metody nám umožňují detailně zkoumat morfologii chodidel a tím nám pomáhají lépe porozumět mechanice pohybu.

Analýza morfologie chodidel se začala provádět již před více než 150 lety. V té době nebyly dostupné technologie jako dnes, ale místo nich byly používány například sádrové formy nebo hlíny, na kterých lidé stáli nebo chodili. Tyto metody však nebyly vhodné pro určování distribuce hmotnosti na chodidle, ale spíše tvaru chodidla. Prvním kdo dokázal zaznamenat průběh chůze byl Arthur J. Elftman v roce 1934 a to za pomoci pryžových pyramid na gumovém koberci. Princip spočíval v tom, že průměr kontaktních ploch pyramidy se zvětšoval společně s narůstajícím tlakem.

Nejjednodušším způsob jak si může kdokoli změřit chodidlo a získat představu o otisku jeho chodila a rozložení tlaku na něm představuje plantografie. Měření probíhá tak, že se nejdříve přiloží rastr na papír (a1) poté si jedinec otiskne chodidlo tím, že jej zatíží a zakreslí se obrys nohy (a2) a inkoust tak zaznamená otisk chodidla (a3). Z tohoto otisku pak můžeme vyčíst informace o morfologii a rozložení tlaku.



Obr. 14.: Plantografie [5]

Moderní technologie umožňují přesné měření tlaku a jeho rozložení pod chodidlem. Běžný přístup zahrnuje použití tlakových snímačů umístěných pod chodidlem, které umožňují sledování tlaku. Také lze použít kapacitní senzory, které fungují na principu kapacitance. Tyto senzory zachycují rozložení síly na povrchu s mimořádnou přesností a rychlostí vzorkování. [3]

## 2.1 Základní měření chodidel

Pro získání základních informací o rozměrech chodidla jsou k dispozici různé metody měření. Jedním z nejjednodušších a snadno dostupných postupů je použití metru, který nám umožňuje určit délku a šířku chodidla. Tato základní metoda nabízí základní poznatky o rozměrech chodidla. Alternativně můžeme použít metr ve tvaru plošky nohy, uzpůsoben přímo na měření chodidla.

Dalším pokročilejším způsobem je použití specializovaného měřicího boxu z plexiskla zvaného PodoBox. Toto zařízení umožňuje měření různých parametrů chodidla, jako je délka, šířka, výška a hloubka klenby. PodoBox je vybaven centimetrovými pravítky a umožňuje snadné získávání dat. Což z něj dělá cenný nástroj pro měření chodidel. Tyto metody měření poskytují spolehlivé základní údaje o rozměrech chodidel. [11]

## 2.2 Měřicí platforma Footscan

Platforma Footscan od společnosti Materialise je špičkový nástroj pro měření plantárního tlaku, který nabízí podrobné informace o zatížení chodidel při chůzi a stání. Platforma je vybavena velkou tlakovou deskou se 3 snímači na  $\text{cm}^2$  s obnovovací frekvencí až 500 Hz, což umožňuje přesné zachycení jemných změn tlaku na chodidle. Díky síti odporových snímačů uspořádaných do matice 256 x 64, která obsahuje 16384 snímačů, poskytuje platforma údaje o rozložení tlaku na chodidlo s vysokým rozlišením, což usnadňuje komplexní analýzu různých oblastí chodidla. Tato platforma má schopnost rozlišovat mezi normální a patologickou chůzí, pomáhá při vytváření ortéz pro chodidla, při předpovídání rizikových faktorů chůze, při hodnocení průběhu poruch a také pomáhá posuzovat dopad léčby.



Obr. 15.: Platforma Footscan [29]

Klíčovou součástí platformy Footscan je specializovaný software, který automaticky rozděluje chodidlo do jednotlivých zón na základě anatomických struktur. Rozdělení je následovné, Hallux (T1), prsty (T2-T5), metatarsy (M1-M5), střední část chodidla (MF), vnitřní patní kost (MH) a vnější patní kost (LH). Právě toto rozdělení umožňuje důkladnou analýzu rozložení tlaku a dalších parametrů souvisejících se zatížením chodidla. Software navíc umožňuje sledovat dynamiku chůze a odhalovat odchylky, které mohou naznačovat základní patologie nebo abnormality chůze. [12]

### 2.3 Podoskop Podo4Foot CAM

Podo4Foot CAM je moderní diagnostický nástroj používaný pro analýzu statických aspektů chůze. Díky bočnímu LED osvětlení umožňuje vyobrazení tlaku na plošce chodidla při stání. Integrovaná HD kamera snímá detaily chodidla ze spodu z odrazu zrcadla, jenž je zde umístěno, zatímco připojená kamera snímá paty pacienta. Tyto údaje poskytují základní informace o postoji pacienta a rozložení jeho váhy. I když nám podoskop poskytuje tyto informace, je praktický spíše pro rychlou diagnózu.



Obr. 16.: Podoskop Podo4Foot CAM [autor]

Analýza těchto statických aspektů chůze může poskytnout cenné informace o poloze klenby, rozložení tlaku a statické stabilitě jedince. Umožňuje například detailní vizualizaci klenby chodidla, z čehož lze identifikovat případné deformace. Toto měření navíc umožňuje odhalit nerovnoměrné rozložení hmotnosti, což může mít za následky různé ortopedické problémy například přetěžování určitých částí chodidla nebo špatné držení těla. [13]

### 3 METODY STATISTICKÉHO ZPRACOVÁNÍ DAT

Statistické zpracování dat hraje klíčovou roli ve vědeckém výzkumu a analýze, protože umožňuje systematické a nezaujaté zkoumání souborů dat s cílem odhalit souvislosti, trendy a vzorce. Tyto techniky nabízejí rozmanitou sadu nástrojů pro analýzu, interpretaci a prezentaci dat a zároveň usnadňují vizualizaci dat prostřednictvím grafů s diagramů. Běžně se používají různé způsoby a metody statistického zpracování dat, včetně histogramů, krabicových grafů a dalších grafických znázornění. Tato vizuální reprezentace pomáhá pochopit data a identifikovat jejich základní atributy. Vedle vizuální analýzy je zásadní posoudit předpoklady statistických metod, jako je například normalita rozdělení.

Měření je základní metodou získávání informací o sledovaných veličinách. Každé měřicí zařízení má však omezenou úroveň přesnosti a tím dochází k odchýlkám, které mohou ovlivnit výsledky měření. Před vyhodnocením naměřených údajů je tedy nezbytné ověřit naměřené informace, aby bylo zaručeno přesné vyhodnocení. [14, 15]

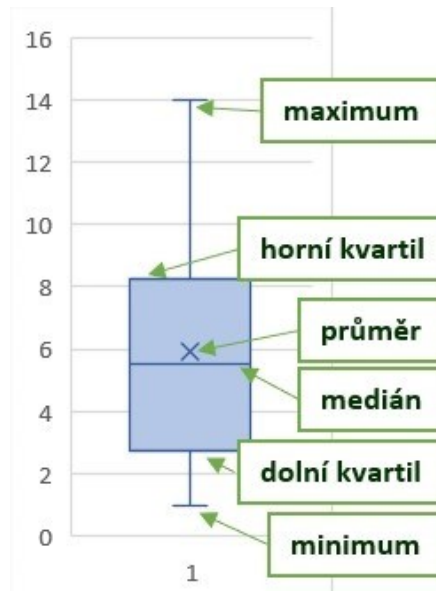
#### 3.1 Vizuální reprezentace dat

Vizualizace dat je důležitou součástí při analýze a interpretaci jakýchkoli dat. Převedením nezpracovaných dat do grafické podoby nám usnadňuje jejich pochopení a pomáhá nám rychleji identifikovat vzory a trendy v nich. Vizuální zobrazení dat nám umožňuje lépe pochopit jejich rozložení určit odlehlé hodnoty a odhalit korelace mezi různými proměnnými.

Existuje několik běžných metod vizualizace dat, jako jsou například koláčové grafy, sloupcové grafy, rozptylové grafy nebo třeba tepelné mapy. Každý z těchto grafů je vhodný pro specifické účely a umožňuje nám lépe porozumět charakteristikám dat. Sloupcové grafy jsou například účinné při porovnávání hodnot v různých skupinách dat, zatímco grafy rozptylu pomáhají vizualizovat vztahy mezi dvěma proměnnými. [15]

### 3.1.1 Krabicový graf

Krabicový graf, označován také jako boxplot, je cenným nástrojem pro vizuální zobrazení rozložení dat a porovnání různých skupin dat. Tento typ grafického znázornění dat poskytuje znázornění průměru, rozptylu a symetrie datového souboru a také poskytuje možnost určit odlehlé hodnoty.



Obr. 17.: Popis krabicového grafu [30]

Mezi hlavní součásti tohoto grafu patří medián, poté střední hodnota, horní a dolní kvartil, označující hodnoty 25. a 75. percentilu, a tzv. “whiskers“ neboli “vousy“, které ukazují rozsah dat a mohou sloužit k identifikaci odlehlých hodnot. Právě tím, že krabicový graf zobrazuje důležité statistické ukazatele rozdělení dat, umožňuje rychlé porovnání mezi skupinami a odhalení potencionálních vzorců nebo nepravidelností. [16]

## 3.2 Normalita a její testování

V této části se zaměříme na to, co znamená normalita v rámci statistické analýzy a na metody, které jsou k dispozici pro určení, zda data odpovídají normálnímu rozdělení. Normalita je důležitým požadavkem mnoha statistických metod, a proto je nezbytné mít k dispozici způsoby, které umožní posoudit zda konkrétní soubor dat toto kritérium splňuje.

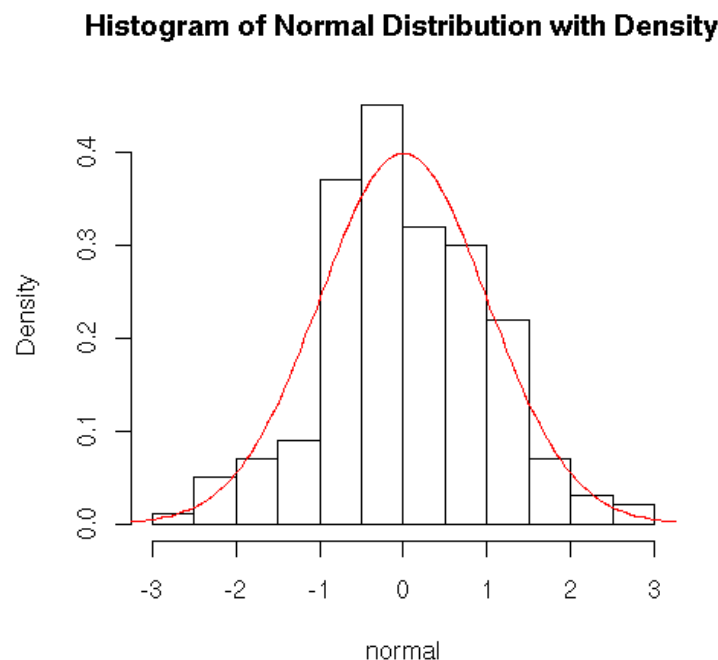
Normalita se týká toho, jak jsou data rozložena, a vysvětluje rozptyl hodnot kolem střední hodnoty. Normální rozdělení, známé také jako Gaussovo rozdělení, je symetrické a tvoří křivku ve tvaru zvonu. V normálním rozdělení jsou hodnoty dat seskupeny kolem střední hodnoty, přičemž se většina hodnot nachází blízko střední hodnoty a množství hodnot klesá se vzdáleností od něj.

Důležitým aspektem normálního rozdělení je směrodatná odchylka, která nám říká, jak moc jsou hodnoty rozptýleny kolem střední hodnoty. V normálním rozdělení platí pravidla, že 68,27 % hodnot spadá do první směrodatné odchylky, 95,45 % do druhé a 99,73 % do třetí. Tato pravidla jsou zásadní pro pochopení charakteristik normálního rozdělení.

Existují různé statistické testy, které potvrzují zda soubor dat odpovídá normálnímu rozdělení. Mezi běžně používané testy patří Shapiro-Wilkův, Kolmogorov-Smirnovův, Lilieforsův a Anderson-Darlingův test. Tyto testy porovnávají pozorované data s očekávaným normálním rozdělením a poskytují statistické posouzení toho, do jaké míry data odpovídají předpokládanému rozdělení. [17, 18]

### 3.3 Histogram

Histogram je vizuální nástroj používaný k zobrazení rozložení kvantitativních dat. Skládá se ze svislých sloupců, které odpovídají různým intervalům hodnot na vodorovné ose. Každý sloupec histogramu zobrazuje četnost hodnot spadajících do určitého intervalu, což umožňuje vizuální zkoumání tvaru rozložení dat.



Obr. 18.: Histogram [31]

Naproti tomu funkce hustoty pravděpodobnosti je specializovaný typ histogramu určený k vizualizaci hustoty pravděpodobnosti spojitých dat. Místo sloupců zobrazuje tento typ histogramu spojitou křivku, která ilustruje hustotu pravděpodobnosti pro různé hodnoty.

Tento typ histogramu je ideální pro spojitá data a poskytuje podrobnější zobrazení rozdělení, zejména pokud se jedná o velký soubor dat.

Histogramy jsou obecně cenné pro identifikaci klíčových charakteristik dat, jako je průměr, rozptyl, šikmost, bimodalita a odlehlé hodnoty. Například symetrický histogram s jedním vrcholem naznačuje, že data jsou symetricky rozložena kolem průměru, zatímco histogram se dvěma vrcholy může naznačovat přítomnost bimodality, což znamená dvě odlišné skupiny nebo trendy v rámci dat.

Pro efektivní interpretaci dat je nezbytné správně nastavit parametry histogramu, včetně šířky intervalů hodnot a počtu intervalů. Šířka intervalu ovlivňuje hladkost nebo úroveň podrobnosti histogramu, zatímco počet intervalů určuje úroveň podrobnosti zobrazení dat. Právě optimalizací těchto parametrů lze efektivně analyzovat rozložení dat a odhalit rysy datového souboru. [19, 20]



## **II. PRAKTICKÁ ČÁST**

## 4 METODOLOGIE VÝZKUMU A SBĚR DAT

Cílem tohoto výzkumu je prozkoumat statické i dynamické prvky chůze u mladých zdravých jedinců. Hlavním cílem je získat poznatky o rozložení plantárního tlaku během chůze a statického postoje. K získání potřebných dat o těchto tlacích byl za potřebí chodník Footscan, který nám umožnil pozorování rozložení plantárního tlaku při těchto zkoumaných aktivitách. Důležitou součástí byl také software Footscan v9, jenž byl klíčový pro práci s platformou.

### 4.1 Charakteristika skupiny probandů

Data pro mou bakalářskou práci byla získána od skupiny probandů a pochopení charakteristik této skupiny je klíčové pro správnou interpretaci výsledků měření statického držení těla a dynamického pohybu. Skupinu probandů tvořili studenti ve věku od 18 do 25 let, přičemž byli do měření zahrnuti jak muži, tak ženy. Měření se zúčastnilo 25 osob, z nichž bylo 8 mužů a 17 žen.

Aby byla zaručena spolehlivost a reprezentativnost shromážděných údajů, bylo nezbytné vybrat pro tuto studii osoby, které netrpěly žádnými významnými poruchami pohybového aparátu, vady nebo jinými zdravotními omezeními, které by mohly markantně ovlivnit měření. Toto kritérium bylo zásadní, aby se vyloučilo možné zkreslení výsledků způsobené zdravotními faktory.

### 4.2 Metodologie měření statických aspektů

Při použití platformy Footscan k měření statického postoje se proband postaví na plošinu a pomocí specializovaného softwaru Footscan v9 pro platformu se pořídí snímek. Při tomto měření je důležité, aby stál proband přirozeně s rukama podél těla a aby měl celé plošky nohou na platformě. Tato metoda zaručuje jednotnost a opakovatelnost zaznamenaných údajů u různých osob a měření. Udržování polohy ve stoji s pažemi umístěnými podél těla podporuje stabilní držení těla, čímž se také snižuje vliv pohybu na rozložení tlaku na chodidle. Tento postoj hraje důležitou roli při získávání přesných a spolehlivých výsledků.

Platforma Footscan je vybavena 3 senzory na  $\text{cm}^2$  s obnovovací frekvencí až 500 Hz, které zaznamenávají tlak působící na chodidlo během statického stání. Shromážděná data jsou následně zpracována specializovaným softwarem, který automaticky rozdělí chodidlo do různých anatomických zón, jak již bylo zmíněno v kapitole předchozí. Toto rozdělení nám umožňuje podrobně analyzovat rozložení tlaku.

Jelikož hmotnost a velikost chodidla jedince hraje velkou roli na výsledný tlak, musí být tento tlak normalizován. Tato metoda umožňuje vyjádřit hodnoty tlaku z každé anatomické oblasti jako podíl celkového tlaku působícího na chodidlo. Právě tímto postupem se eliminují individuální charakteristiky jedince. Následně se získají relativní hodnoty tlaku pro každou anatomickou oblast.

Kromě měření pomocí platformy Footscan byl rovněž využit podoskop Podo4Foot CAM. Tento přístroj umožňuje rychlé a orientační měření statického postavení jedince. Proband se postaví na podoskop, který poté pořídí snímek chodidla a paty zezadu. Tato metoda mi poskytla další perspektivu na rozložení tlaku na plosce nohy a patě, ačkoli je určen spíše pro rychlé a orientační měření než pro detailní analýzu.

### **4.3 Metodologie měření dynamických aspektů**

Dynamické aspekty chůze byly také měřeny pomocí platformy Footscan, která umožnila podrobný záznam proměnných tlaků během pohybu. Tento přístup přinesl významné poznatky o rozložení tlaku na chodidlech během chůze a usnadnil analýzu různých parametrů souvisejících s dynamikou pohybu.

Pro zachycení individuální chůze v čase absolvovali účastníci během měření tři přechody na platformě. Každý přechod zahrnoval dva kroky, přičemž hlavním cílem bylo získat podrobné údaje o chůzi. Pro další analýzu těchto aspektů byly vybrány pouze dva kroky, jelikož právě tento počet reprezentuje jednu fázi cyklu chůze. Tento výběr pomohl snížit objem dat a zaměřit se na klíčové úseky chůze, což zjednodušilo následné zpracování a interpretaci výsledků. Tyto data byly ukládány přímo do softwaru Footscan v9, který zaznamenal celý průběh cyklu chůze.

### **4.4 Sběr dat**

Základním bodem jakéhokoli výzkumu je sběr dat. K tomu mi posloužil právě již zmiňovaný software Footscan v9 na kterém bylo prováděno měření. Z důvodu zachování důvěrnosti jsem do databáze zaznamenával pouze anonymizované identifikátory účastníků. Každý účastník byl zaznamenán pod kódem v rozsahu P01 až P25. Tento kód sloužil jako jediný identifikátor spojený se shromážděnými údaji, aby byla zachována anonymita každého účastníka.

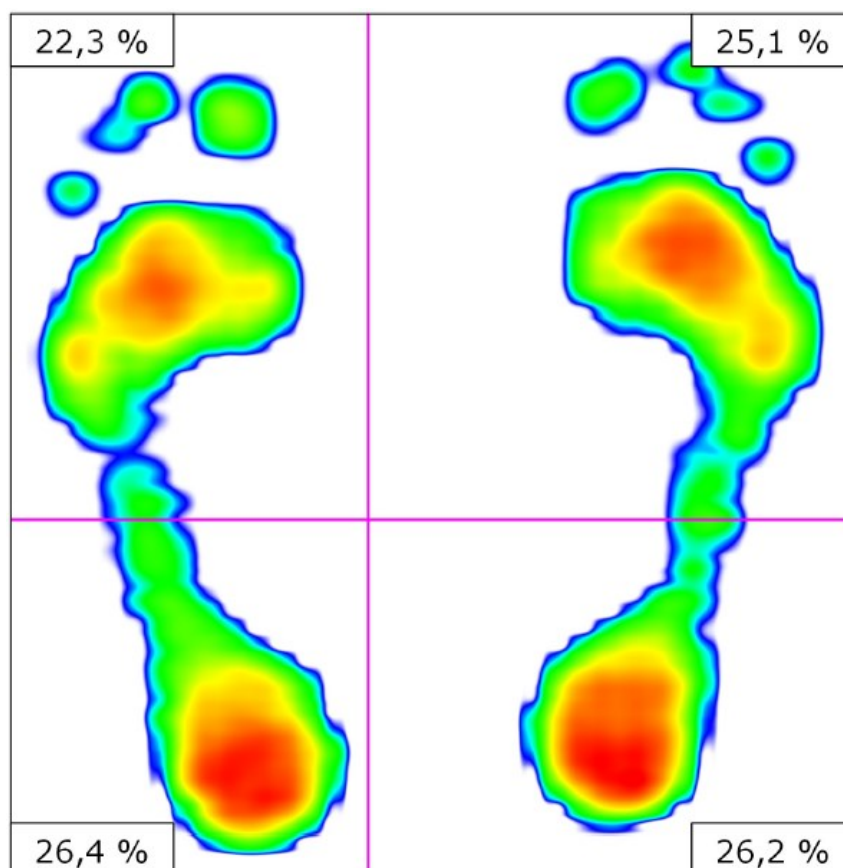
Při sběru dat jsem nejprve zadal základní údaje o účastníkovi do jeho profilu v softwaru. Tyto údaje se skládaly výhradně z věku účastníka a pohlaví, což bylo nezbytné pro následné

statistické zpracování dat. Po zaznamenání těchto informací byl proband změřen. Měření statických a dynamických aspektů bylo měřeno podle postupů jenž už jsem popsal výše a tyto údaje se ukládaly přímo do profilu probanda.

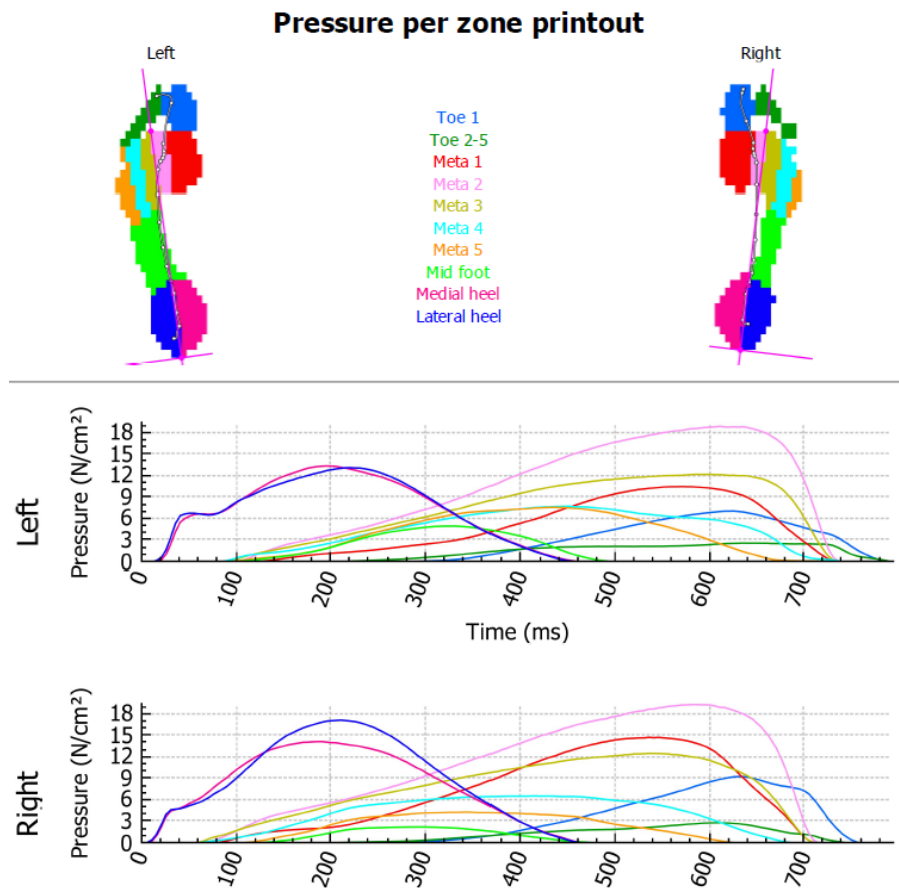
Nakonec byla všechna shromážděna data spolu s údaji o účastnících exportována do dokumentu PDF. Tento dokument obsahoval komplexní informace o každém probandovi, jako je jeho přiřazený kód, věk a údaje o měření. Dále byly ještě exportovány tabulky Excel, které obsahovaly mapy rozložení tlaků při statickém postoji a chůzi a informace o velikostech působící síly v anatomických oblastech nohy zaznamenané v čase.

#### 4.5 Získaná data

Data získaná z platformy Footscan slouží jako zásadní zdroj informací pro analýzu statických i dynamických aspektů chůze probandů. Pokud jde o statický postoj, platforma nabízí detailní pohled na zatížení jednotlivých částí plošky nohy. Tyto údaje jsou vyjádřeny v procentech a rozděleny do čtyř kvartilů Q1 – Q4 (viz obrázek níže), což poskytuje komplexní přehled o rozložení hmotnosti na chodidlech. Snímek nám rovněž ukazuje střed tlaku, vyznačený růžovým křížem. Zkoumáním těchto informací lze identifikovat případné nepravidelnosti nebo asymetrie.



Obr. 19.: Snímek plantárního tlaku [autor]



Obr. 20.: Měření dynamiky chůze [autor]

Pokud jde o analýzu dynamických aspektů chůze, platforma Footscan umožňuje vizualizaci přenosu tlaku na plošce nohy během pohybu. Prostřednictvím video dat jsou zachyceny změny rozložení hmotnosti na nášlapnou plochu během různých fází chůze. Software nám také poskytuje grafy, které zachycují rozložení tlaků v průběhu chůze na plošce nohy.

Zvláště důležité jsou informace týkající se rozložení hmotnosti na nášlapné ploše, které jsou rozděleny do anatomických oblastí a zaznamenávány v čase. Tyto údaje jsou pak získané v excelovém souboru, kde jsou rozděleny na jednotlivé snímky a anatomické oblasti, k nim je přiřazena působící síla v newtonech. Interpretace těchto údajů je klíčová pro pochopení rozložení hmotnosti na plošce nohy během různých fází chůze a identifikaci případných anomálií.

## 5 VYHODNOCENÍ ZÍSKANÝCH DAT

V této části se zaměřím na důkladné prozkoumání a vysvětlení údajů získaných z provedeného měření statických a dynamických aspektů chůze. K analýze a vyhodnocení dat bude používán statistický software Minitab, který slouží jako užitečný nástroj k tvorbě grafů.

U statických aspektů analyzovat rozložení hmotnosti v jednotlivých kvartilech u mužů a žen. K tomuto vyhodnocení budou použity histogramy, krabicové grafy a rozptylové grafy. Tyto vizuální nástroje nám pomůžou s identifikací možných rozdílů mezi skupinami. Dále se budeme u dynamických aspektů chůze zaměřovat na rozložení hmotnosti při nášlapu v patě. Konkrétně na to jak jednotlivý probandi a také jak skupiny rozkládají svou váhu na mediální a laterální části paty.

### 5.1 Vyhodnocení statických aspektů

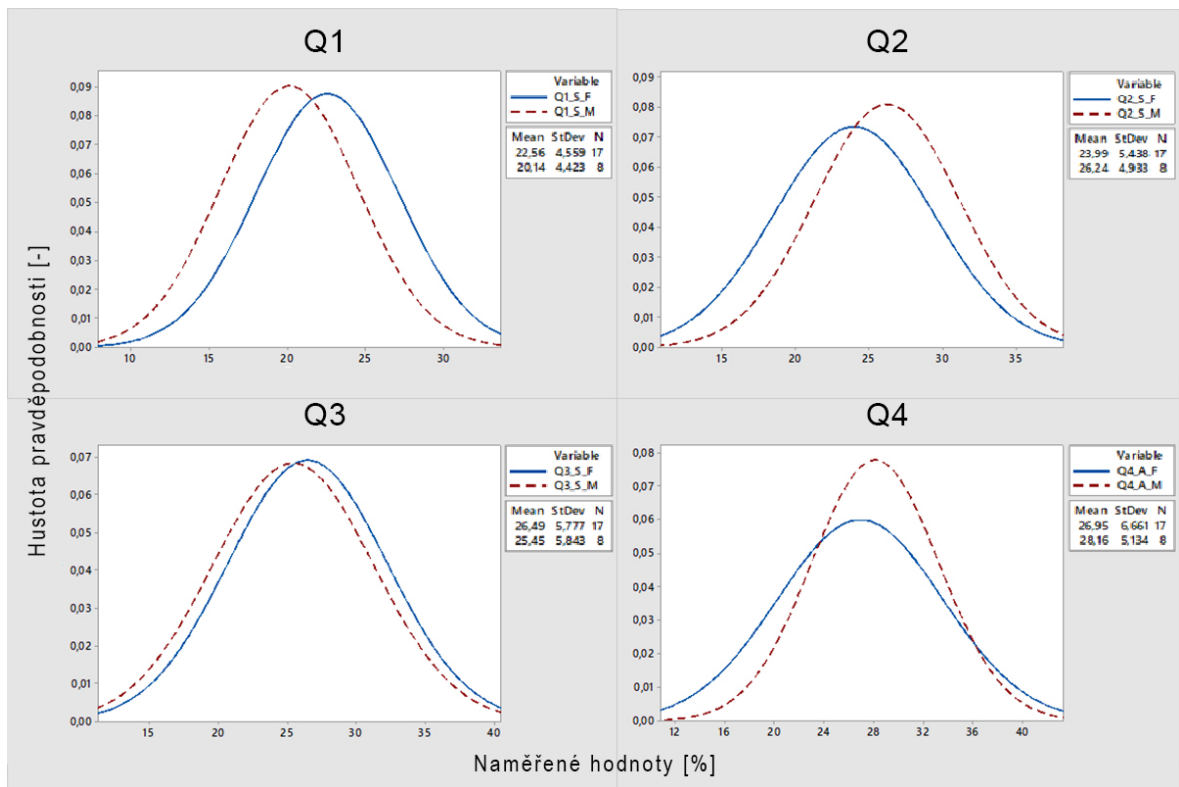
Zpočátku budeme porovnávat rozdíly v kvartilech mezi ženami a muži pomocí histogramů. Tato metoda pomůže vizualizovat rozložení dat ve těchto skupinách a budeme moct díky ní určit rozdíly ve statickém postoji u žen a mužů. Následně budeme pozorovat tuto distribuci hmotnosti pomocí krabicových grafů u mužů a žen najednou. Tato vizualizace nám poskytne přehled o průměrech, maximech, minimech a mediánu pro každý kvartil u obou pohlaví, a také nám ukáže spojnicí průměrů. Posledním porovnáním u statického postoje bude porovnání rozsahu rozložení váhy v jednotlivých kvartilech.

#### 5.1.1 Histogramy pro porovnání kvartilů žen a mužů

Analýza statického postavení probanda se zaměřuje na distribuci hmotnosti těla, konkrétně na její rozložení v jednotlivých kvartilech. Tato distribuce je vyjádřena procenty v jednotlivých kvartilech Q1, Q2, Q3 a Q4, což nám poskytuje přehled o tom, jak je hmotnost těla rozložena a jaký je mezi rozdělením rozdíl u mužů a žen.

U prvního kvartilu (Q1) vidíme, že průměrná procentuálně vyjádřená hmotnost u mužů v tomto kvartilu dosahuje 20,14 % a u žen 22,56 %. Tento rozdíl nám říká, že u žen je v tomto kvartilu větší podíl hmotnosti než u mužů. Křivky histogramů se ale jinak výrazně neliší. Ve druhém kvartilu (Q2) dosahuje průměrná hmotnost u mužů 26,24 % a u žen 23,99 % a obecně je distribuce křivky mnohem špičatější což nám říká, že rozptyl u mužů byl menší než u žen. Průměrné hodnoty procentuální hmotnosti jsou ve třetím kvartilu (Q3) téměř stejné, u mužů 25,45 % a u žen 26,49 %. A křivky distribuce jsou téměř totožné, což

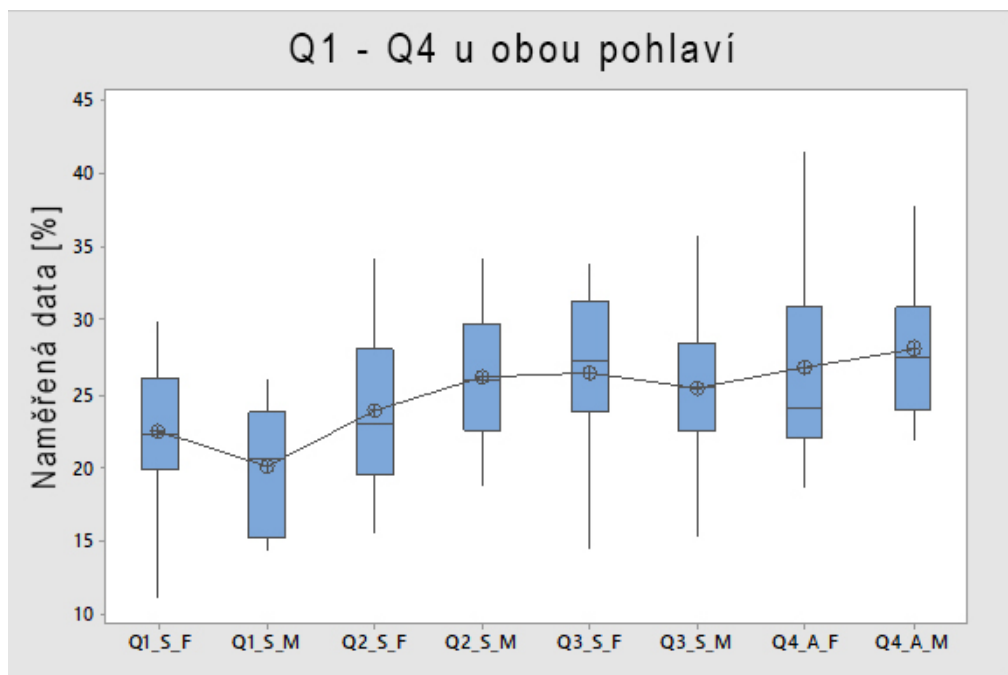
nám říká, že v tomto kvartilu se hodnoty lišily nejméně. V posledním kvartilu (Q4) je vidět nejvýraznější rozdíl ve tvaru distribuční křivky, především tedy ve špičatosti, kde křivka mužská je o dost více špičatá značící užší distribuci rozložení hmotnosti v tomto kvartilu. Průměr u mužů v tomto kvartilu je 28,16 % a u žen 26,95 %. Když pak porovnáme ještě distribuci křivek v kvartilech Q1, Q2 a Q3, Q4 můžeme si všimnout, že distribuce v prvních dvou kvartilech je užší než v kvartilech Q3 a Q4. A jak můžeme vidět, tak směrodatné odchylky mají v prvních dvou kvartilech hodnotu kolem 4,5 zatímco u Q3 a Q4 se pohybují skoro až kolem 6.



Obr. 21.: Histogramy pro jednotlivé kvartily porovnávající rozložení hodnot u žen a mužů [autor]

### 5.1.2 Porovnání kvartilů pomocí krabicového grafu

V této části budeme zkoumat distribuci hmotnosti těla v jednotlivých kvartilech Q1, Q2, Q3 a Q4 pomocí krabicových grafů. Každý z těchto grafů nám ukazuje průměr, medián, maxima a minima. Průměry jsou spojené čarou, která graficky znázorňuje jak se průměr mění s měnícími se kvartily. Je vidět, že graf lehce stoupá, to nám říká, že probandi spíše distribuovali svou váhu na paty. U prvního ženského kvartilu (Q1\_S\_F) můžeme vidět největší minimum ze všech kvartilů s hodnotou 11,20 %. Maximum se také nachází u ženského kvartilu, ale tentokrát se jedná o čtvrtý kvartil (Q4\_A\_F) s hodnotou 41,60 % v tomto kvartilu se také nejvíce liší medián od průměru, právě kvůli této maximální hodnotě. Obecně je vidět, že trend je spíše rozkládání hmotnosti na kvartily Q3 a Q4 v oblasti pat a to jak u mužů tak u žen.

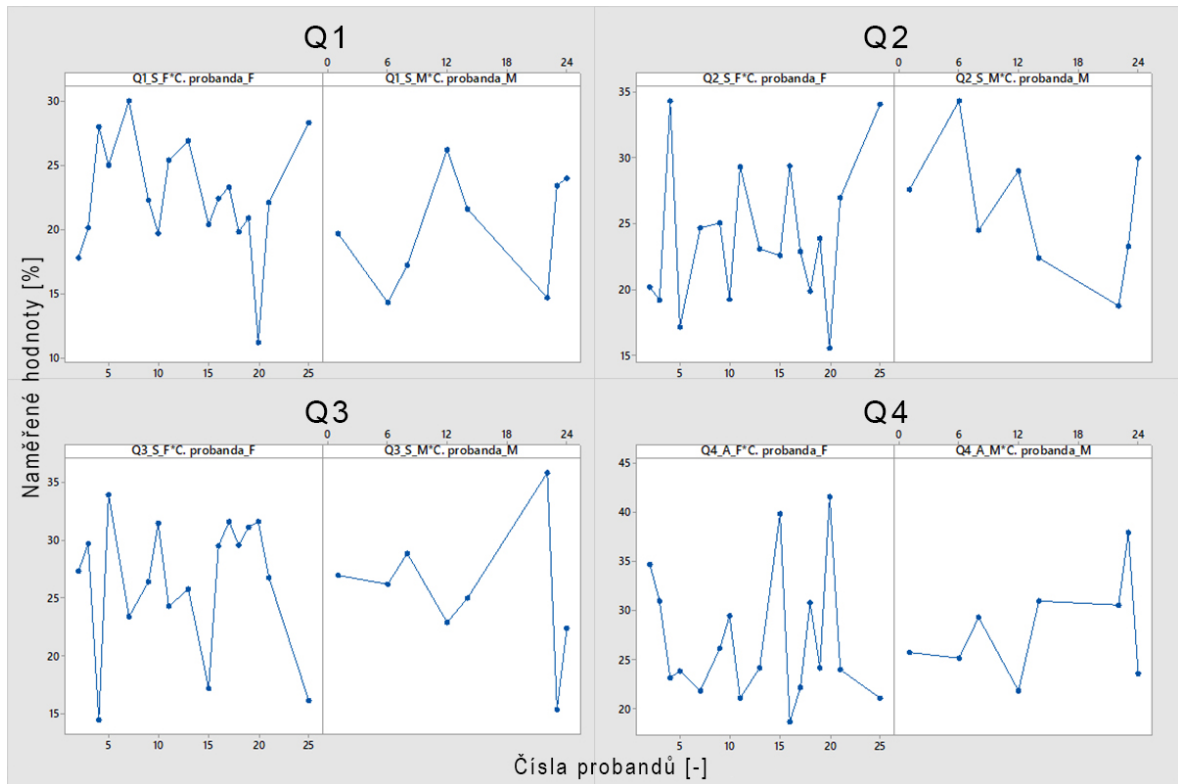


Obr. 22.: Krabicové grafy porovnávající průměry jednotlivých kvartilů mužů a žen [autor]



### 5.1.3 Rozptylové grafy kvartilů Q1-Q4

Rozptyl naměřených dat lze dobře zobrazit pomocí bodového grafu. V této části se podíváme na analýzu rozptýlení dat v jednotlivých kvartilech Q1 až Q4 prostřednictvím těchto grafů. Každý graf zobrazuje naměřené hodnoty v procentech na ose y a čísla probandů na ose x.



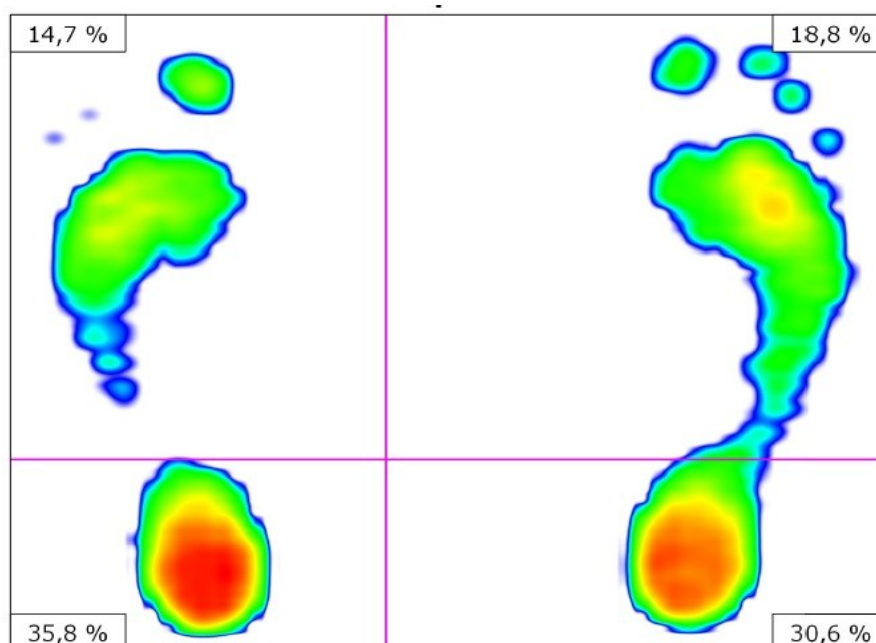
Obr. 23.: Rozptylové grafy mužů a žen v jednotlivých kvartilech [autor]

V prvním kvartilu (Q1) se u žen většina bodů nachází v rozmezí 17 % - 30 %, s výjimkou jednoho bodu s hodnotou 11,20 %, který vyčnívá. Naopak u mužů v tomto kvartilu nenachází žádné výrazné odchylky nebo vzory. V kvartilu Q2 se u žen nachází dva body s hodnotou kolem 35% zatímco většina bodů se pohybuje v rozmezí 17 % - 29 %. U mužů je celkový interval hodnot větší s maximální hodnotou 34,30 % a minimální 18,80 %. Dále v kvartilu Q3 se u žen nachází tři body s nejnižší hodnotou v intervalu 15 % - 20 % a zbytek bodů je v intervalu 20 % - 35 %. V případě mužů je pak minimální hodnota 15,40 % a maximální 35,80 %, tyto hodnoty jsou celkem vzdáleny od ostatních bodů, které se nacházejí v intervalu 20 %-30 %. V posledním kvartilu Q4 jsou u žen výrazné dva body s hodnotou kolem 40 % přičemž zbytek dat se pohybuje v rozmezí 20 % - 30 %. U mužů pak v tomto posledním intervalu pohybují hodnoty dat v rozmezí 20 % - 30 %, maximální hodnota zde dosahuje 37,90 %.

Tab. 1.: Získaná data

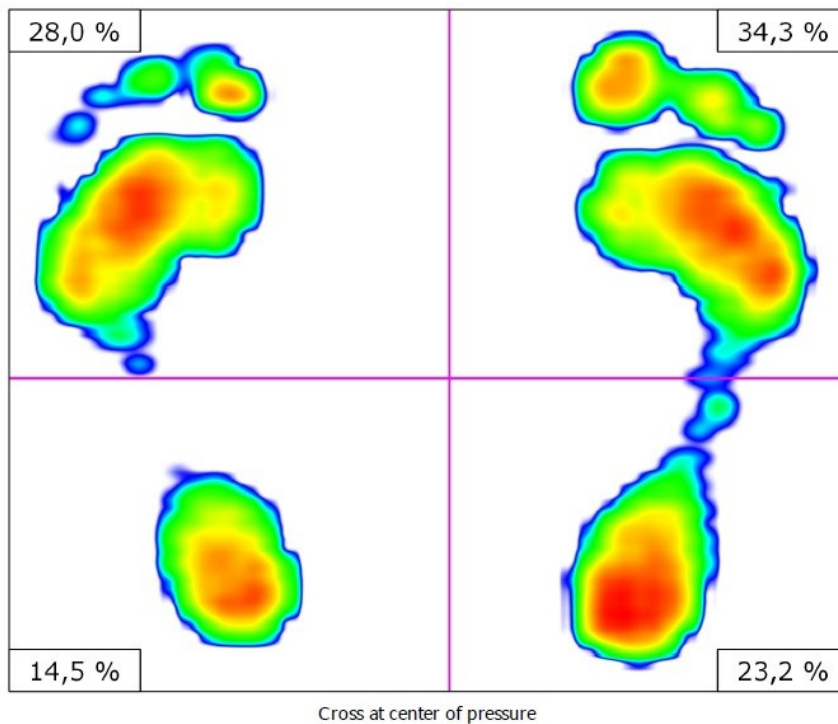
Kvartil	Celkem	Průměr [%]	Směrodatná odchylka	Koeficient variability	Medián [%]	Minimum [%]	Maximum [%]
Q1_S_F	17	22,56	4,56	20,20	22,30	11,20	30,00
Q1_S_M	8	20,14	4,42	21,96	20,65	14,30	26,20
Q2_S_F	17	23,99	5,44	22,67	23,10	15,60	34,30
Q2_S_M	8	26,24	4,93	18,80	26,05	18,80	34,30
Q3_S_F	17	26,49	5,78	21,81	27,30	14,50	33,90
Q3_S_M	8	25,45	5,84	22,96	25,60	15,40	35,80
Q4_S_F	17	26,95	6,66	24,72	24,20	18,70	41,60
Q4_S_M	8	28,16	5,13	18,23	27,55	21,90	37,90

V tabulce číslo jedna jsou uvedeny všechny hodnoty vyplývající z naměřených dat. Je vidět, první dva kvartily jsou průměrně méně zatěžovány než třetí a čtvrtý kvartil. To znamená, že většina probandů zatěžují více patu a nezatěžují chodidlo rovnoměrně. Tato skutečnost je nejlépe viditelná u probanda číslo 22 u něhož je rozložení hmotnosti výrazně soustředěno na paty s procentuální hodnotou na patách až 66,4 % (viz obrázek č. 24). Stejný trend můžeme vidět u mediánu.



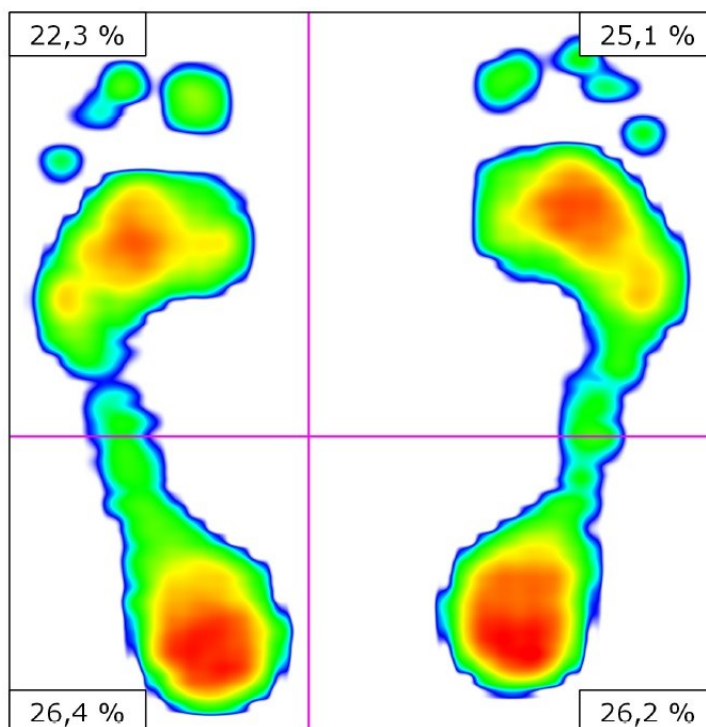
Obr. 24.: Statický snímek probanda číslo 22 [autor]

Opačný extrém představuje proband číslo 4 (obrázek č. 25), který naopak celých 62,3 % své hmotnosti rozkládá v prvních dvou kvartilech.



Obr. 25.: Statický snímek probanda číslo 4 [autor]

Když se pak podíváme na nejrovnoměrnější rozložení hmotnosti ve všech kvartilech, tak to má proband číslo 9 (obrázek č. 26). U kterého se hodnoty ve všech kvartilech nejvíce ze všech měřených účastníků blíží 25 %.



Obr. 26.: Statický snímek probanda číslo 9 [autor]

Celkově nejméně zatěžovaný kvartil u žen i mužů je první kvartil Q1, kde jsou také naměřeny minimální procentuální hodnoty rozložení tlaků. A naopak nejvíce zatěžovaný kvartil je u žen i mužů čtvrtý kvartil.

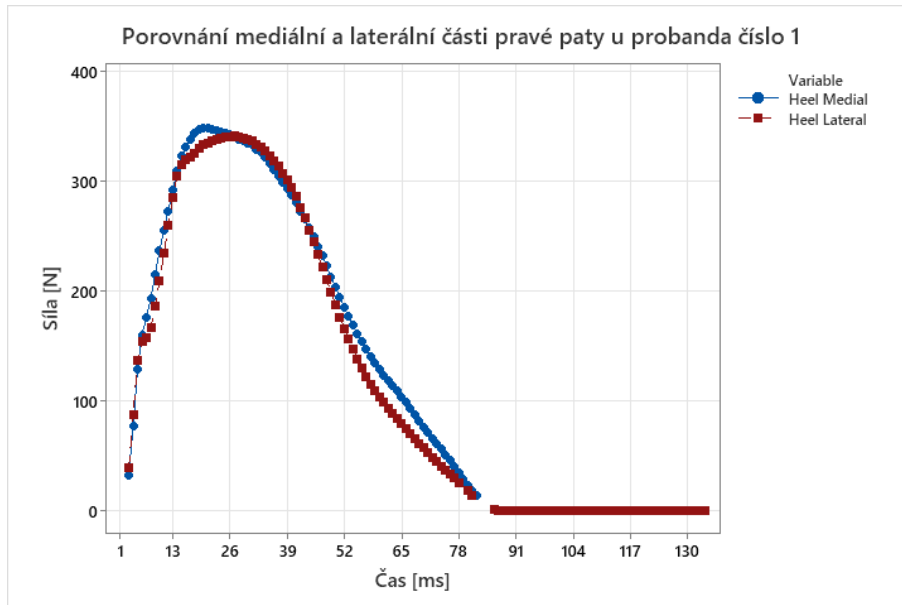
## 5.2 Vyhodnocení dynamických aspektů

V této části vyhodnocení dynamických aspektů se zaměřím na rozložení hmotnosti v patě při chůzi, konkrétně v laterální a mediální straně paty. To nám umožní posoudit, jak proband našlapuje a jestli má varózní, valgózní nebo zdravou patu.

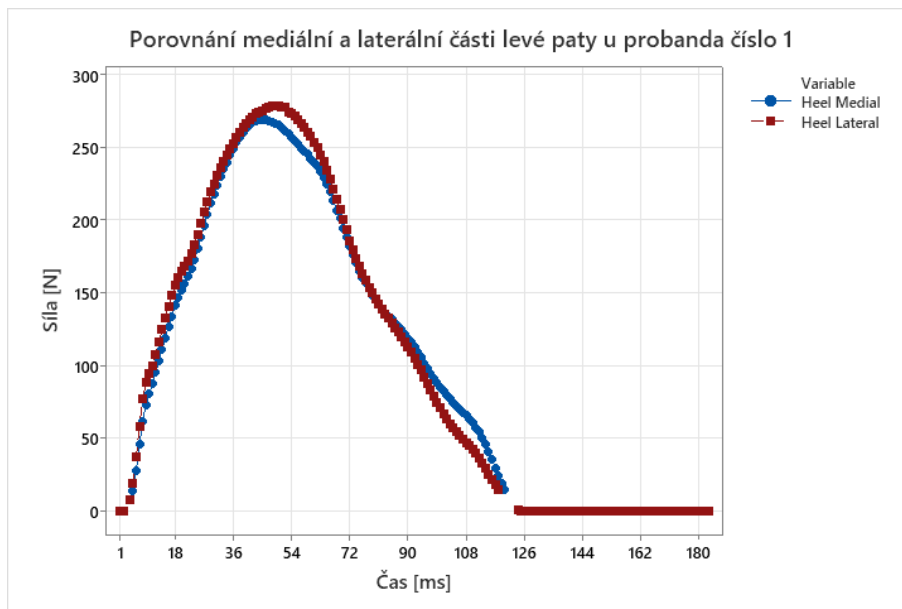
Rozložení hmotnosti v patách při chůzi hraje zásadní roli ve správné biomechanice chůze a může nabídnout cenné poznatky o funkci a zdraví nejen dolních končetin, ale i celkovém zdraví pohybového aparátu. Sledování a analýza těchto aspektů umožňuje odhalení potencionálních odchylek od zdravé a přirozené chůze. Také bude pozorován rozdíl mezi rozložením hmotnosti v patě u žen a u mužů.

### 5.2.1 Vyhodnocení rozložení tlaku v patě

Rozložení tlaku v patách je znázorněno pomocí grafů, které zobrazují tlaky v newtonech na ose y a čas v milisekundách na ose x. Tyto grafy nám pomůžou vizualizovat rozložení tlaků na mediální a laterální straně paty u jednotlivých jedinců v průběhu počátečního kontaktu paty s podložkou. Zdravá pata by měla při počátečním kontaktu s podložkou vykazovat charakteristickou křivku tlaku, která začíná rychlým vzestupem tlaku na maximum po dotyku s podložkou, dosahujícího maxima křivky, a následně by měla postupně klesat s tím jak dochází k odvalu nohy. Během tohoto odvalu se pak síla postupně přenáší na střední část nohy, metatarsy a nakonec ideálně na palec, což se právě projeví úplným poklesem tlaku v patě.

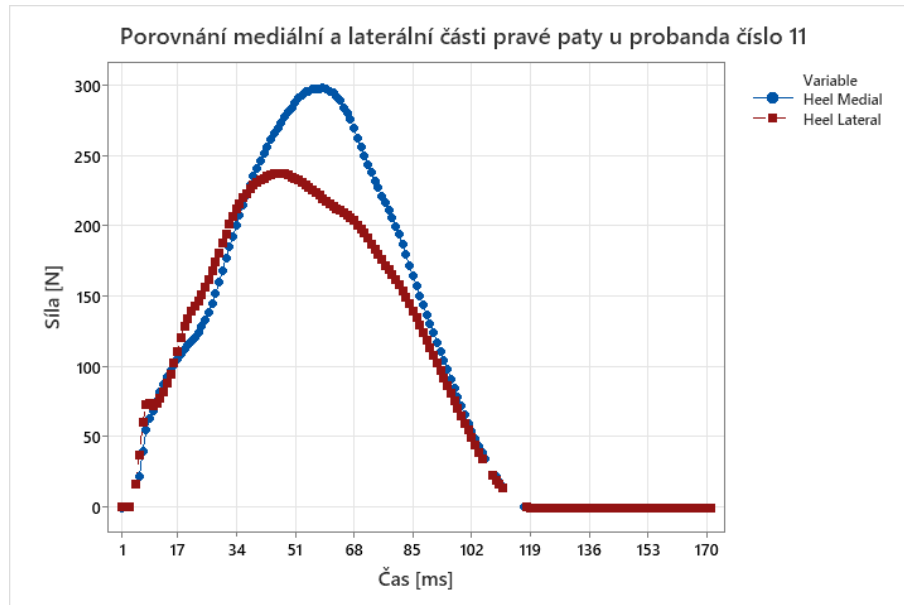


Obr. 27.: Graf závislosti velikosti síly na pravé patě na čase u probanda číslo 1 [autor]

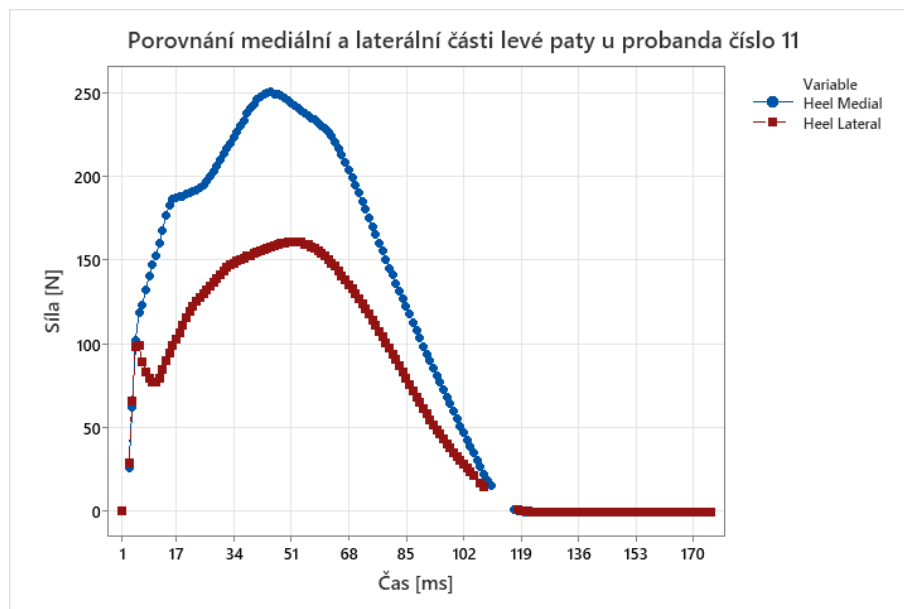


Obr. 28.: Graf závislosti velikosti síly na levé patě na čase u probanda číslo 1 [autor]

Ve sledované skupině probandů poskytuje proband číslo jedna reprezentativní příklad. Grafy (viz obrázek 27 a 28) zobrazují jeho rozložení síly v patě ukazují právě charakteristický průběh u zdravé paty. Jak na levé tak, na pravé noze, je pozorováno rovnoměrné rozložení tlaku mezi laterální a mediální stranou paty. Můžeme vidět, že maxima síly dosahuje křivka u pravé nohy někdy 20 milisekund od prvního kontaktu, zatímco u pravé nohy je to až 40 milisekund. Je tedy zřejmé, že proband sice došlapuje u pravé nohy plnou vahou za delší čas od počátečního kontaktu, ale jak u pravé, tak u levé paty došlapuje mediální a laterální částí ve stejný čas.

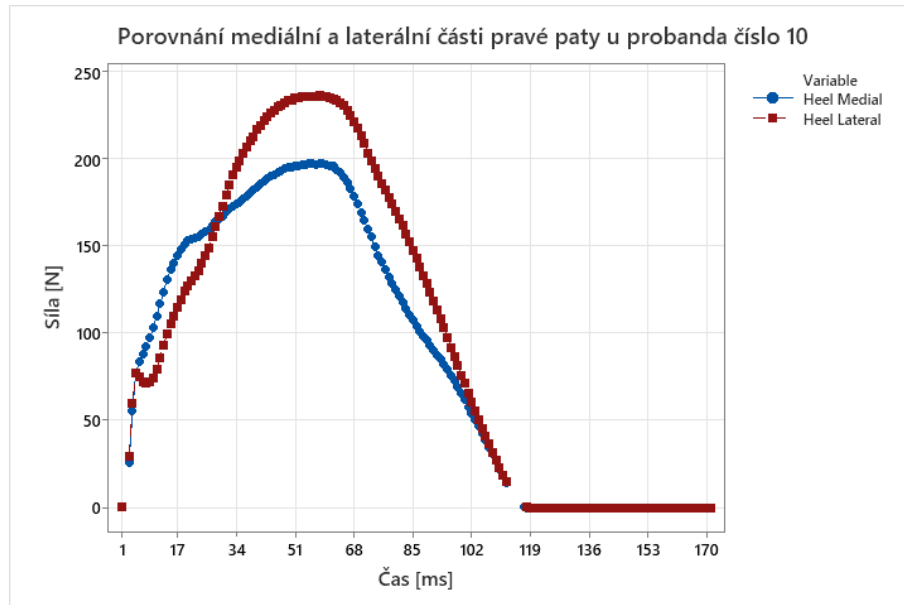


Obr. 29.: Graf závislosti velikosti síly na pravé patě na čase u probanda číslo 11 [autor]

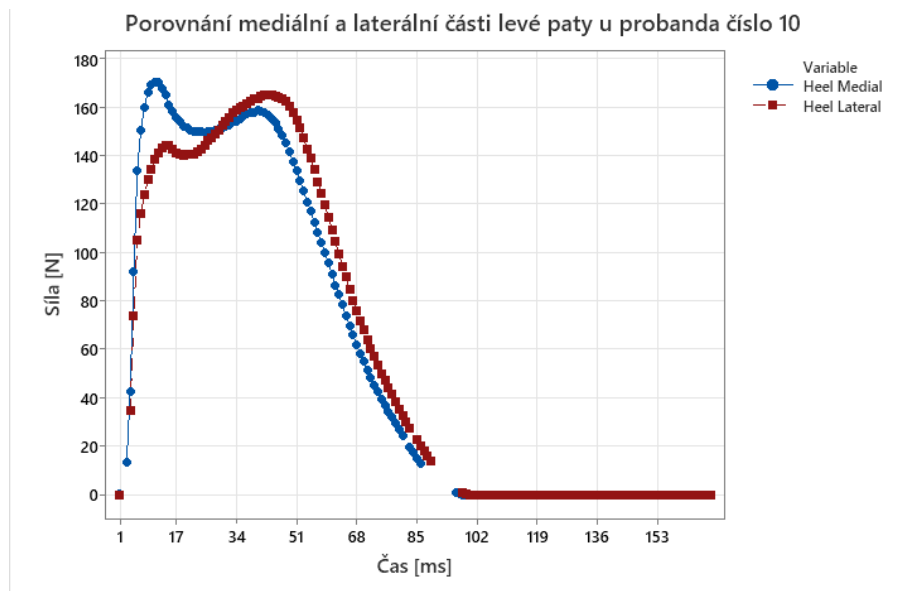


Obr. 30.: Graf závislosti velikosti síly na levé patě na čase u probanda číslo 11 [autor]

Proband číslo 11 představuje případ valgózní paty, který je charakterizován přesunem hmotnosti spíše na mediální stranu. Na obrázku 29 a 30 můžeme vidět grafy popisující průběh rozložení hmotnosti na mediální a na laterální straně, na rozdíl u grafů na obrázcích 27 a 28 můžeme na těchto grafech vidět velký rozdíl mezi velikosti působících sil. Na mediální straně paty vidíme u obou dvou chodidle podstatně vyšší působící sílu než na straně laterální. Na pravé noze je rozdíl asi 80 N zatímco na levé noze pozorujeme rozdíl až 100 N. To nám říká, že proband ne jen, že trpí valgózní patou, ale také nerovnoměrně rozkládá hmotnost na patách.

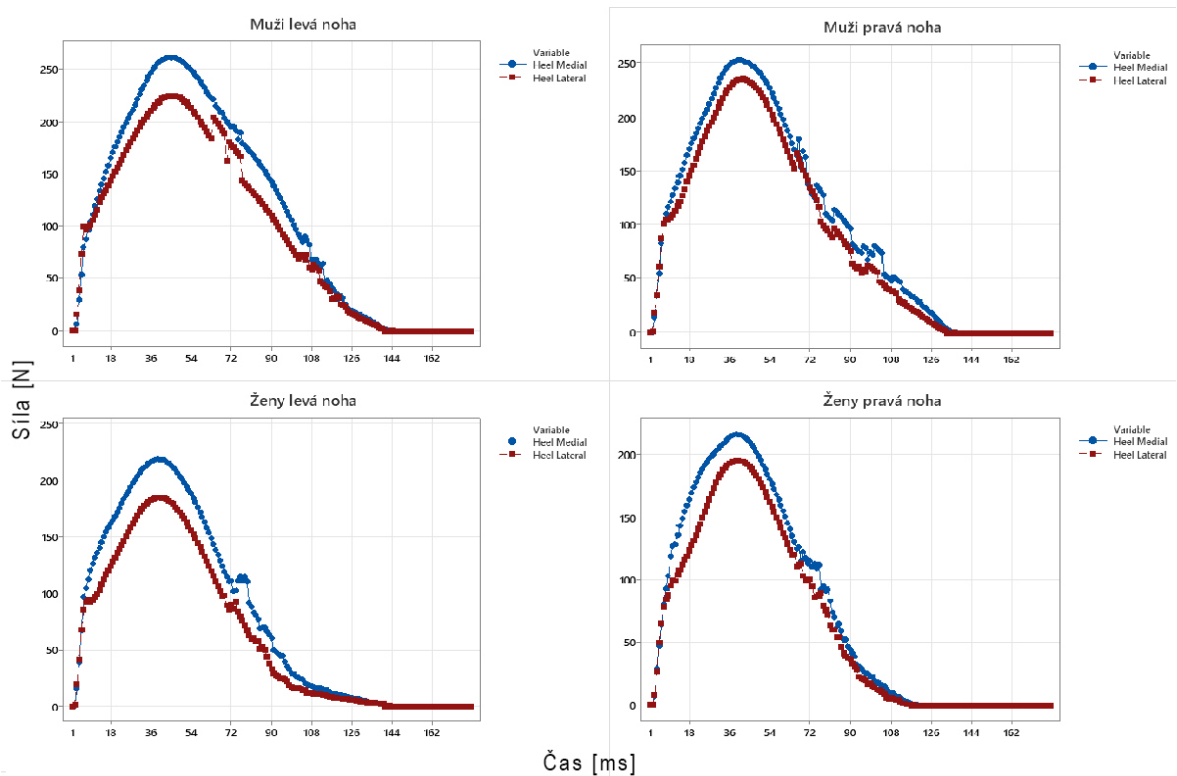


Obr. 31.: Graf závislosti velikosti síly na pravé patě na čase u probanda číslo 10 [autor]



Obr. 32.: Graf závislosti velikosti síly na levé patě na čase u probanda číslo 10 [autor]

Nejzřetelněji se projevuje případ varózní paty u probanda číslo 10, u kterého je pozorován přesun váhy u pravé nohy právě na laterální stranu chodidla. Tento případ můžeme vyčíst z grafu na obrázku číslo 31, kde vrchol křivky vyobrazující laterální část paty je asi o 50 N vyšší než vrchol křivky vyobrazující mediální část. Zajímavé také je, když porovnáme graf levé a pravé nohy, tak můžeme vidět výrazný rozdíl v počátečním kontaktu paty. U pravé nohy dochází k pozvolnému nárůstu působící síly, která dosahuje maxima cca 55 milisekund od startu, zatímco u levé nohy dosáhne mediální část paty maxima prakticky hned na počátku.



Obr. 33.: Grafy porovnávající rozložení hmotnosti v patě u žen a mužů [autor]

Nyní se podíváme na porovnání tohoto rozložení mezi ženami a muži, abychom lépe porozuměli rozdílnostem mezi pohlavím a jestli má vliv na biomechaniku chůze. Na obrázku číslo 33 můžeme vidět čtyři grafy zobrazující průměrné rozložení tlaku na mediální a laterální straně u mužů a žen. Ve všech čtyřech grafech vidíme, že převažuje tlak v mediální části nad tlakem laterální části. Můžeme si také všimnout, že u žen se maximální hodnoty síly pohybují okolo 200 N zatímco u mužů se pohybují okolo 250 N.



## 6 DISKUSE VÝSLEDKŮ

Nejprve byly vyhodnoceny nasbírané data statických aspektů, které byly nejdříve posouzeny pomocí histogramů. Tato analýza umožnila detailněji porozumět distribuci hmotnosti těla mezi jednotlivými kvartily a zjistit případné rozdíly mezi pohlavími. V průběhu vyhodnocování bylo zaznamenáno několik zajímavých trendů.

Prvním poznatkem je fakt, že u žen se projevilo větší zatížení v prvním kvartilu než u mužů, ale naopak zase můžeme vidět, že muži zatěžují o to více kvartil druhý. Z toho vyplývá rozdílnost žen a mužů v rozložení hmotnosti v těchto prvních dvou kvartilech. Zatímco ženy mají tendenci rozkládat svou hmotnost spíše na levou stranu a zatěžovat tak první kvartil, muži naopak více zatěžují stranu pravou a tím i kvartil číslo dva. Nejméně se pak lišil kvartil Q3, který byl u žen a mužů téměř totožný. Avšak ve čtvrtém kvartilu jsme pozorovali nejvýraznější rozdíl ve tvaru distribuční křivky, především způsobený velkým rozdílem ve špičatosti křivek, kdy mužská křivka je výrazně užší než ženská. To nám říká, že u žen v tomto kvartilu je mnohem větší distribuce hmotnosti než u mužů. Také bylo zjištěno, že distribuce v kvartilech Q3 a Q4 je obecně větší u mužů i žen než v prvních dvou kvartilech. Takže je zřejmé, že rozložení hmotnosti v oblasti pat je mnohem variabilnější než v oblasti špiček.

Dále byly statické aspekty zkoumány pomocí krabicových grafů, které nám umožnili vizuálně porovnat naměřené data v jednotlivých kvartilech mužů a žen. Z grafů je patrné, že průměrná procentuální distribuce hmotnosti postupně stoupá a tento trend naznačuje, že většina probandů rozkládá svou hmotnost více na paty než na špičky a tedy působí tam větší silou. Dále bylo zjištěno, že největší minimum se nachází u prvního ženského kvartilu s hodnotou 11,20 % a naopak největší maximum bylo zaznamenáno u čtvrtého ženského kvartilu s hodnotou až 41,60 %.

K analýze rozptylu dat byly použity bodové grafy pro jednotlivé kvartily. Nebyly zde však žádné výrazné trendy a ve všech kvartilech se rozptyl pohyboval kolem stejných hodnot.

Nakonec vyhodnocení statických aspektů byla sestavena tabulka s vyhodnocenými daty v jednotlivých kvartilů. Z výsledků vyplývá, jak už bylo zjištěno i pomocí grafů, že první dva kvartily jsou průměrně méně zatěžovány než třetí a čtvrtý kvartil, což naznačuje asymetrické rozložení hmotnosti mezi jednotlivými částmi nohou. Tyto skutečnosti jsou patrné i ze statických snímků probandů. Například proband číslo 22 vykazuje výrazné soustředění hmotnosti na patách, zatímco proband číslo 4 má významnou část své hmotnosti

soustředěnou na špičkách v prvních dvou kvartilech. Naopak proband číslo 9 vykazuje nejrovnoměrnější rozložení hmotnosti ve všech kvartilech. Celkově je pak zřejmé, že první kvartil je nejméně zatěžován u žen i mužů, zatímco nejvíce zatěžovaný kvartil u obou pohlaví je kvartil čtvrtý.

Po vyhodnocení statických aspektů byly zkoumány dynamické aspekty chůze, s důrazem na rozložení hmotnosti v patě při náslapu, konkrétně laterální a mediální části paty. Tato analýza nám umožňuje zhodnotit, jak jednotliví probandi našlapují a zda projevují znaky varózní nebo valgózní paty, popřípadě jestli mají paty zdravé.

Analýza rozložení tlaků v patě je znázorněna pomocí grafů, které zobrazují působící sílu v newtonech v závislosti na čase v milisekundách. Nejdříve jsme se zaměřili na typické příklady rozložení hmotnosti v patě, abychom porovnali zdravé a patologické vzory chůze. Vzorek probandů této studie reprezentuje příklady různých typů rozložení hmotnosti v patě. Například proband číslo 1 vykazuje typický průběh náslapu u zdravé paty, kdy křivky působící síly se nijak výrazně nerozcházejí. Proband číslo 11 a proband číslo 10 pak ilustrují případy valgózní a varózní paty. Kde u těchto probandů můžeme vidět jak se křivky velikosti síly liší a rozcházejí.

Dále byly porovnávány skupiny mezi sebou, tj. muži a ženy. Z průměrů tlaků při náslapu byly sestrojeny grafy levé a pravé nohy pro obě pohlaví. Z grafů bylo patrné, že obě pohlaví více zatěžují mediální stranu paty a to jak u pravé, tak i u levé nohy.

## ZÁVĚR

Na závěr mé bakalářské práce na téma statistické posouzení statických a dynamických aspektů chůze zdravého jedince kterou jsem vypracoval pod vedením Ing. Tomáše Sáhy Ph. D., bych rád stručně shrnul klíčové body, kterými se práce zabývala.

Ze všeho nejdřív byla provedena rešerše tématu, která byla zpracována do teoretické části práce. Tato část se nejprve zabývala biomechanikou chůze. Konkrétně popisem anatomie dolních končetin, díky tomu byly získány vědomosti o kostře, kloubech a svalstva dolní končetiny. V další části byla konkrétněji rozebrána noha, její klenba a rozložení plantárního tlaku. Poslední část se zaměřovala přímo na problematiku práce a to na statický postoj a dynamiku chůze. Tyto informace poskytly dobrý úvod do této problematiky a dále se práce zabývala metodami analýzy morfologie chodidel.

Po krátkém úvodu do této analýzy byly popsány hlavní nástroje pro měření a to podoskop Podo4Foot CAM a platforma Footscan. Hlavním zdrojem informací byly vědecké články, již publikovaných výzkumů na těchto zařízeních, díky nimž se bylo možno seznámit s metodikou měření a hardwarovými specifikacemi těchto zařízení. Další část se zabývala metodami statistického zpracování dat pro získání znalostí v oblasti zpracování výzkumných dat a jejich vizualizací.

Po seznámení s těmito metodami analýzy se práce věnovala na sběrem dat. Jako vzorek probandů byla vybrána skupina 25 lidí ve věku 18-25 let z řad studentů Univerzity Tomáše Bati. Z toho bylo 17 žen a 8 mužů. Měření statického postavení a dynamiky chůze byla provedena se souhlasem všech zúčastněných v prostorách univerzity. Během sběru dat bylo dbáno na standardizaci postupů a minimalizování veškerých možných nepřesností měření. Nejdříve byly u každého probanda změřeny statické aspekty a poté dynamické aspekty. Statické aspekty byly měřeny tak, že si proband stoupl na platformu Footscan a mezitím, co přirozeně stál s rukama podél těla, byl pořízen snímek tlaků. Dynamické aspekty byly měřeny tak, že se proband prošel třikrát tam a zpět po platformě a z toho byl vybrán jeden cyklus chůze. Všechny tyto data se při měření ukládaly v softwaru Footscan v9. Po sběru dat byla data ze softwaru exportována do excelu a z excelu byla převedena do programu Minitab, kde byla zpracována do příslušných grafů.

Při vyhodnocení výsledků bylo jako první provedeno srovnání jednotlivých kvartilů mužů a žen pomocí histogramů. Toto srovnání ukázalo, že distribuce je u obou pohlaví v kvartilech Q1 a Q2 užší než v kvartilech Q3 a Q4 což říká, že distribuce v těchto prvních dvou

kvartilech je mnohem méně variabilní. Také bylo zjištěno, že ženy mají tendenci více zatěžovat spíše první kvartil, zatímco muži mají větší podíl hmotnosti na kvartilu druhém. Nejmenší rozdílnost byla u kvartilu Q3 a největší naopak u Q4, kde se lišily jak průměry, tak celkový tvar křivky. Společný znak, který sdílí jak muži tak ženy jak bylo zjištěno je, že obě pohlaví mají tendenci distribuovat svou hmotnosti spíše na paty, tedy na kvartil Q3 a Q4. A celkově nejméně zatěžovaný u obou pohlaví je Q1 a naopak nejvíce Q4.

Následně byly kvartily srovnány pomocí krabicových grafů se spojeným průměrem. V této části bylo vidět jak průměr roste od Q1 postupně ke Q4. U rozptylových grafů kvartilů nebyl nalezen žádný charakteristický rozdíl pro pohlaví.

Všechny výsledky byly nakonec shrnuty do tabulky číslo 1 z které je patrné, jak se mění průměry pro jednotlivé kvartily směrem od Q1 po Q4. V poslední části vyhodnocení statických aspektů byly ukázány některé snímky probandů. Byl uveden snímek probanda číslo 22 u kterého byl nejvíce zřetelný zjištěný trend distribuování hmotnosti na paty. Opačný extrém pak představoval proband číslo 4, který přenášel zas většinu hmotnosti na špičky. Nejrovnoměrnější rozložení hmotnosti bylo zjištěno u probanda číslo 9, u kterého se procentuální hodnoty ve všech kvartilech nejvíce blížily 25 %.

Po vyhodnocení statických aspektů chůze byly vyhodnoceny aspekty dynamické. U nich bylo zkoumáno jak probandi rozkládají svou hmotnost v patě při nášlapu. Nejdříve byly uvedeny jednotlivé případy, které mohou nastat. První takový případ představoval proband číslo 1, na grafu rozložení jeho hmotnosti v patě při došlapu je jasně vidět, že u pravé i levé nohy se neliší velikost ani průběh rozložení hmotnosti v čase na mediální a laterální straně. Tedy, že došlapuje na patu rovnoměrně. Dalším možným případem je, že proband našlapuje na mediální stranu paty více neboli má valgózní paty. Charakteristický průběh grafu pro tento případ představuje proband číslo 11. Dalším typem je případ kdy má proband varózní paty a toho je příklad proband číslo 10. V poslední části bylo srovnáno průměrně rozložení tlaku při nášlapu na patu u mužů a žen a bylo zjištěno, že u obou pohlaví převládá velikost tlaku na mediální straně paty.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] ČAPEK LUKÁŠ, HÁJEK PETR, HENYŠ PETR a KOLEKTIV. *Biomechanika člověka*. B.m.: Grada Publishing, a. s., 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [2] ČIHÁK RADOMÍR. *Anatomie I*. B.m.: Grada Publishing a. s., 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [3] GOONETILLEKE, Ravindra. *The Science of Footwear* [online]. 2012. ISBN 9780429063817. Dostupné z: doi:10.1201/b13021
- [4] VAŘEKA IVAN a VAŘEKOVÁ RENATA. *Kineziologie nohy*. B.m.: Triton 2012, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [5] DUNGL PAVEL a KOLEKTIV. *Ortopedie: 2., přepracované a doplněné vydání*. B.m.: Grada Publishing a.s., 2014. ISBN 9788024793375.
- [6] RYCHLÍKOVÁ EVA. *Funkční poruchy kloubů končetin*. B.m.: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-2096-3.
- [7] PALEY, Dror. Transphyseal osteotomy of the distal tibia for correction of valgus/varus deformities of the ankle. *Journal of Pediatric Orthopedics* [online]. 2002, **22**(1), 134–135. ISSN 02716798. Dostupné z: doi:10.1097/00004694-200201000-00030
- [8] PALMER, R. M. a J. M. ROBBINS. Recognizing, treating, and preventing common foot problems. *Cleveland Clinic Journal of Medicine* [online]. 2000, **67**(1), 45–56. ISSN 0891-1150. Dostupné z: doi:10.3949/ccjm.67.1.45
- [9] VÉLE FRANTIŠEK. *Kineziologie pro klinickou praxi*. B.m.: Grada 1997, 1997. ISBN 8071692565.
- [10] ABU-FARAJ, Ziad O., Gerald F. HARRIS, Peter A. SMITH a Sahar HASSANI. Human gait and Clinical Movement Analysis. In: *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering* [online]. B.m.: Wiley, 2015, s. 1–34. Dostupné z: doi:10.1002/047134608X.W6606.pub2
- [11] ROGATI, Giulia, Alberto LEARDINI, Maurizio ORTOLANI a Paolo CARAVAGGI. Semi-automatic measurements of foot morphological parameters from 3D plantar foot scans. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. 2021, **14**(1). ISSN 1757-1146. Dostupné z: doi:10.1186/s13047-021-00461-z
- [12] XU, Chao, Xin-Xin WEN, Lu-Yu HUANG, Lei SHANG, Xi-Xia CHENG, Ya-Bo YAN a Wei LEI. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. 2017, **10**(1). ISSN 1757-1146. Dostupné z: doi:10.1186/s13047-017-0209-2
- [13] Medfeet: Podoskop HD. <https://www.medfeet.cz/podoskop-hd/>.
- [14] MELOU MILAN a MILITKÝ JIŘÍ. *Statistický analýza experimentálních dat*. B.m.: Academia, 2004. ISBN 80-200-1254-0.
- [15] GANDHI, Parul a Jyoti PRUTHI. Data Visualization Techniques: Traditional Data to Big Data. In: *Data Visualization* [online]. Singapore: Springer Singapore, 2020, s. 53–74. Dostupné z: doi:10.1007/978-981-15-2282-6\_4
- [16] WILLIAMSON, David F. The Box Plot: A Simple Visual Method to Interpret Data. *Annals of Internal Medicine* [online]. 1989, **110**(11), 916. ISSN 0003-4819. Dostupné z: doi:10.7326/0003-4819-110-11-916
- [17] HERNANDEZ, Hugo. *Testing for Normality: What is the Best Method?* [online]. březen 2021. Dostupné z: doi:10.13140/RG.2.2.13926.14406
- [18] GHASEMI, Asghar a Saleh ZAHEDIASL. Normality Tests for Statistical Analysis: A Guide for Non-Statisticians. *International Journal of Endocrinology and Metabolism* [online]. 2012, **10**(2), 486–489. ISSN 1726-913X. Dostupné z: doi:10.5812/ijem.3505

- [19] NUZZO, Regina L. Histograms: A Useful Data Analysis Visualization. *PM&R* [online]. 2019, 11(3), 309–312. ISSN 1934-1482. Dostupné z: doi:10.1002/pmrj.12145
- [20] ALJBURI, Dalya. *Probability Density Function ( PDF )* [online]. duben 2016. Dostupné z: doi:10.13140/RG.2.1.1688.9843
- [21] Základy anatomie: Kostra dolní končetiny. [https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady\\_anatomie/zakl\\_anatomie\\_I/pages/kostra\\_dolni\\_koncetiny.html](https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/kostra_dolni_koncetiny.html).
- [22] Lidská noha: Stavba nohy. [https://is.muni.cz/el/1451/jaro2014/bk2053/um/lidska\\_noha/pages/stavba-nohy.html#id1](https://is.muni.cz/el/1451/jaro2014/bk2053/um/lidska_noha/pages/stavba-nohy.html#id1).
- [23] Kosterní soustava: Kostra dolní končetiny. <https://latinsky.estranky.cz/fotoalbum/kosterni-soustava/kosterni-soustava/kostra-dolni-koncetiny.jpg.-.html>.
- [24] Anatomie a lékařské termíny. <https://www.ponseti.cz/anatomie/>.
- [25] Cviky na mohutná lýtka. <https://www.onefit.cz/cviky-na-mohutna-lytka/>.
- [26] Svaly bérce - dorsální strana. <https://medicina.ronnie.cz/c-2037-svaly-berce-dorsalni-strana.html>.
- [27] REDDY BATHULA, Ir. Sreenivas. 3D Printing for Foot. *MOJ Proteomics & Bioinformatics* [online]. 2017, 5(6). ISSN 23746920. Dostupné z: doi:10.15406/mojpb.2017.05.00176
- [28] Kineziologie: funkce svalů. [https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/funkce\\_svalu.html](https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/funkce_svalu.html).
- [29] Diagnostické desky: Footscan. <https://www.gps-ofa.cz/katalog/diagnosticke-desky-footscan>.
- [30] Krabicový graf - Boxplot. <https://office.lasakovi.com/excel/grafy/krabicovy-graf-boxplot-excel/>.
- [31] Density curves and Normal distributions. <https://web.archive.org/web/20150408230922/http://apstatsreview.tumblr.com/post/50058615236/density-curves-and-the-normal-distributions>.

**SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK**

- Q1    Zkratka pro první kvartil
- Q2    Zkratka pro druhý kvartil
- Q3    Zkratka pro třetí kvartil
- Q4    Zkratka pro čtvrtý kvartil

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.: Na levém obrázku je zobrazen popis kostry dolních končetin a na pravém vidíme členění a kosti chodidla [21, 22] .....	11
Obr. 2.: Na levém obrázku vidíme dělení nohy, Chopartův a Lisfrankův kloub a na pravém obrázku klouby dolní končetiny [4, 23] .....	12
Obr. 3.: Rozsah pohybu v kolenním a kyčelním kloubu [5] .....	13
Obr. 4.: Plantární flexe, dorsiflexe, everze a inverze nohy [24] .....	14
Obr. 5.: Pronace a supinace nohy [24] .....	14
Obr. 6.: Dělení svalů nohy [25] .....	15
Obr. 7.: Svaly zajišťující plantární flexi [26] .....	16
Obr. 8.: Podélná a příčná klenba L – podélná klenba, T – Příčná klenba [2] .....	16
Obr. 9.: Rozložení tlaku [autor] .....	18
Obr. 10.: Zobrazení plantárního tlaku na chodidly s deformitami [27] .....	19
Obr. 11.: Znázornění valgózní a varózní paty [24] .....	21
Obr. 12.: Správné držení těla [28] .....	23
Obr. 13.: Cyklus chůze [10] .....	24
Obr. 14.: Plantografie [5] .....	26
Obr. 15.: Platforma Footscan [29] .....	27
Obr. 16.: Podoskop Podo4Foot CAM [autor] .....	28
Obr. 17.: Popis krabicového grafu [30] .....	30
Obr. 18.: Histogram [31] .....	31
Obr. 19.: Snímek plantárního tlaku [autor] .....	36
Obr. 20.: Měření dynamiky chůze [autor] .....	37
Obr. 21.: Histogramy pro jednotlivé kvartily porovnávající rozložení hodnot u žen a mužů [autor] .....	39
Obr. 22.: Krabicové grafy porovnávající průměry jednotlivých kvartilů mužů a žen [autor] .....	40
Obr. 23.: Rozptylové grafy mužů a žen v jednotlivých kvartilech [autor] .....	41
Obr. 24.: Statický snímek probanda číslo 22 [autor] .....	42
Obr. 25.: Statický snímek probanda číslo 4 [autor] .....	43
Obr. 26.: Statický snímek probanda číslo 9 [autor] .....	43
Obr. 27.: Graf závislosti velikosti síly na pravé patě na čase u probanda číslo 1 [autor] .....	45
Obr. 28.: Graf závislosti velikosti síly na levé patě na čase u probanda číslo 1 [autor] .....	45
Obr. 29.: Graf závislosti velikosti síly na pravé patě na čase u probanda číslo 11 [autor] ..	46
Obr. 30.: Graf závislosti velikosti síly na levé patě na čase u probanda číslo 11 [autor] ..	46
Obr. 31.: Graf závislosti velikosti síly na pravé patě na čase u probanda číslo 10 [autor] ..	47



---

Obr. 32.: Graf závislosti velikosti síly na levé patě na čase u probanda číslo 10 [autor] ....47  
Obr. 33.: Grafy porovnávající rozložení hmotnosti v patě u žen a mužů [autor] .....48

## SEZNAM TABULEK

Tab. 1.: Získaná data.....	42
----------------------------	----

## SEZNAM PŘÍLOH