

# **Statistické hodnocení pohybu probanda nosícího dlouhodobě speciální sportovní obuv**

Bc. Michal Kocák

---

Diplomová práce  
2023

 Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně  
Fakulta technologická

---

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně

Fakulta technologická  
Ústav výrobního inženýrství

Akademický rok: 2022/2023

# ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

|                   |   |
|-------------------|---|
| Jméno a příjmení: | <b>Bc. Michal Kocák</b>   |
| Osobní číslo:     | <b>T21442</b>   |
| Studijní program: | <b>N3909 Procesní inženýrství</b>   |
| Studijní obor:    | <b>Řízení jakosti</b>   |
| Forma studia:     | <b>Prezenční</b>  |
| Téma práce:       | <b>Statistické hodnocení pohybu probanda nosícího dlouhodobě speciální sportovní obuv</b> |

## Zásady pro vypracování

1. Vypracování řešerše na zadané téma
2. Proměření vzorků danou technikou měření
3. Nalezení vhodných statistických nástrojů, včetně důkazu jejich vhodnosti

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

Seznam doporučené literatury:

MELOUN, Milan a Jiří MILITKÝ. *Kompedium statistického zpracování dat*. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2196-8.

BRANDT, Siegmund. *Data analysis: statistical and computational methods for scientists and engineers*. 4th ed. Přeložil Glen COWAN. Cham: Springer, c2014. ISBN 978-3-319-03761-5.

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

Datum zadání diplomové práce: **2. ledna 2023**  
Termín odevzdání diplomové práce: **12. května 2023**

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

L.S.

**Ing. Martin Bednařík, Ph.D. v.r.**  
ředitel ústavu

Ve Zlíně dne 7. února 2023

## **PROHLÁŠENÍ AUTORA DIPLOMOVÉ PRÁCE**

Beru na vědomí, že:

- diplomová práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému a dostupná k nahlédnutí;
- na moji diplomovou 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 – diplomovou 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 diplomové práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tj. k nekomerčnímu využití), nelze výsledky diplomové práce využít ke komerčním účelům;
- pokud je výstupem diplomové práce jakýkoliv softwarový produkt, považují 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 diplomové práci pracoval samostatně a použitou literaturu jsem citoval. V případě publikace výsledků budu uveden jako spoluautor.
- že odevzdaná verze diplomové práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou obsahově totožné.

Ve Zlíně dne:

Jméno a příjmení studenta:

.....  
podpis studenta

## **ABSTRAKT**

Tato diplomová práce vznikla ve spolupráci s Centrem výzkumu obouvání Univerzity Tomáše Bati. Je zaměřena na statistické hodnocení a porovnání dvou různých měřených skupin z řad studentů Univerzity Tomáše Bati. První skupina zahrnovala pouze aktivní sportovce konkrétně fotbalisty. Do druhé skupiny byly vybráni lidé, co aktivně neprovozují žádný sport. Všechna data byla za souhlasu probandů měřena na dvou přístrojích, a to na 3D skeneru a Footscan®. Výsledkem této práce je statistické porovnání dvou měřených skupin a zkoumání vlivu dlouhodobé sportovní činnosti a nošení speciální sportovní obuvi na kvalitu chůze v běžném životě.

Klíčová slova: noha, chodidlo, měření nohou, 3D skener, Footscan®, statistika, statistické hodnocení, statistické porovnání

## **ABSTRACT**

This thesis was written in cooperation with the Centre for Footwear Research at Tomas Bata University. It focuses on the statistical evaluation and comparison of two different measured groups of students from the University of Tomas Bata. The first group included only active athletes, specifically football players. The second group included people who do not actively participate in any sport. All data were measured with the consent of the probands on two devices, namely the 3D scanner and the Footscan®. The result of this work is a statistical comparison of the two measured groups and an investigation of the effect of long-term sports activity and wearing special sports shoes on the quality of daily life.

Keywords: foot, foot measurement, 3D scanner, Footscan®, statistics, statistical evaluation, statistical comparison

Touto cestou bych rád poděkoval vedoucímu diplomové práce Ing. Tomáši Sáhovi, Ph.D. za jeho vstřícnost, ochotu, pevné nervy, a pomoc při zpracování této diplomové práce. Obrovský dík patří také panu prof. Dr. Ing. Vladimíru Patovi za jeho pomoc, ochotu a cenné rady při konzultacích k této diplomové práci. Největší dík patří mé rodinně, přítelkyni, známým a přátelům, kteří mě dlouhodobě podporovali a zajistili tak úspěch v mém akademickém studiu.

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 DOLNÍCH KONČETIN</b> .....                     | <b>11</b> |
| 1.1 KOSTERNÍ SKLADBA DOLNÍCH KONČETIN .....                      | 11        |
| 1.1.1 Základní mechanické a biomechanické vlastnosti kostí ..... | 12        |
| 1.2 KLOUBNÍ SKLADBA Z BIOMECHANICKÉHO HLEDISKA .....             | 12        |
| 1.3 SVALY A ŠLACHY DOLNÍCH KONČETIN .....                        | 15        |
| 1.4 BIOMECHANIKA POHYBŮ DOLNÍCH KONČETIN.....                    | 16        |
| 1.4.1 Úder paty .....  | 17        |
| 1.4.2 Aktivace váhy.....   | 17        |
| 1.4.3 Opěrná perioda .....                                       | 17        |
| 1.4.4 Švihová fáze .....   | 19        |
| 1.5 CHŮZE Z POHLEDU MECHANIKY .....                              | 20        |
| 1.6 STATICKÉ VZPŘÍMENÝ STOJ .....                                | 21        |
| <b>2 METODIKY MĚŘENÍ MORFOLOFIE CHODIDEL</b> .....               | <b>23</b> |
| 2.1 ZPŮSOBY MĚŘENÍ MORFOLOGIE CHODIDEL .....                     | 23        |
| 2.1.1 Mechanické měření pomocí třmenového měřítka .....          | 24        |
| 2.1.2 Dvojměrné a trojměrné skenery .....                        | 25        |
| 2.1.3 Čtyř rozměrné skenery .....                                | 25        |
| 2.1.4 Systémy měření plantárních tlaků .....                     | 26        |
| 2.1.5 Porovnání metod měření chodidel .....                      | 26        |
| 2.2 FOOTSCAN®.....   | 27        |
| 2.2.1 Analýza statického měření .....                            | 28        |
| 2.2.2 Analýza balančního měření .....                            | 29        |
| 2.2.3 Analýza dynamického měření .....                           | 30        |
| 2.3 TIGER 3D SCANNER.....  | 32        |
| 2.3.1 Práce s STL soubory .....                                  | 32        |
| <b>3 STATISTICKÉ VYHODNOCOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH DAT</b> .....          | <b>33</b> |
| 3.1 EXPLORATORNÍ DATOVÁ ANALÝZA (EDA) .....                      | 33        |
| 3.1.1 Nástroje kontroly dat – parametry centrální tendence ..... | 33        |
| 3.1.2 Nástroje kontroly dat – grafická EDA .....                 | 35        |
| 3.1.3 Testy odlehlých hodnot .....                               | 36        |
| 3.1.4 Test normality .....                                       | 37        |
| 3.1.5 Testy hypotéz .....  | 37        |
| 3.2 ANOVA .....  | 38        |
| 3.3 ANALÝZA SHLUKŮ (CLUSTER ANALYSIS).....                       | 39        |
| 3.4 ANALÝZA HLAVNÍCH KOMPONENT .....                             | 40        |

|           |  |           |
|-----------|--|-----------|
| <b>4</b>  | <b>SHRNUTÍ TEORETICKÉ ČÁSTI.....</b>                                   | <b>41</b> |
| <b>II</b> | <b>PRAKTICKÁ ČÁST .....</b>  | <b>42</b> |
| <b>5</b>  | <b>STANOVENÍ CÍLŮ PRAKTICKÉ ČÁSTI.....</b>                             | <b>43</b> |
| <b>6</b>  | <b>PŘÍPRAVA A POSTUP SBĚRU DAT.....</b>                                | <b>44</b> |
| 6.1       | VÝBĚR EXPERIMENTÁLNÍ SKUPINY PROBANDŮ .....                            | 44        |
| 6.2       | PŘÍPRAVA SKENOVACÍCH ZAŘÍZENÍ.....                                     | 44        |
| 6.3       | DATOVÁ PŘÍPRAVA MĚŘENÍ.....  | 45        |
| 6.4       | PROCES MĚŘENÍ.....   | 46        |
| 6.4.1     | Proces 3D skenování .....  | 46        |
| 6.4.2     | Statické měření plantárních tlaků.....                                 | 47        |
| 6.4.3     | Kinematické měření plantárních tlaků .....                             | 48        |
| 6.4.4     | Dynamické měření plantárních tlaků .....                               | 49        |
| <b>7</b>  | <b>VYHODNOCENÍ NASBÍRANÝCH DAT .....</b>                               | <b>50</b> |
| 7.1       | HODNOCENÍ STATICKÉHO ROZLOŽENÍ VÁHY .....                              | 50        |
| 7.1.1     | Boxplotův graf pro kontrolu dat statického měření .....                | 50        |
| 7.1.2     | Kontrola normality Anderson-Darling pro statické měření .....          | 51        |
| 7.1.3     | Hledání rozložení statické váhy .....                                  | 52        |
| 7.1.4     | ANOVA pro statické měření.....   | 53        |
| 7.2       | HODNOCENÍ KINEMATICKÉHO (BALANČNÍHO) ROZLOŽENÍ VÁHY .....              | 57        |
| 7.2.1     | Boxplotův graf pro kinematické měření .....                            | 58        |
| 7.2.2     | Test normality kinematického měření.....                               | 58        |
| 7.2.3     | Testy odlehlých hodnot kinematického měření .....                      | 59        |
| 7.2.4     | Hledání rozložení kinematické váhy .....                               | 61        |
| 7.2.5     | ANOVA kinematického měření.....  | 62        |
| 7.3       | DYNAMICKÉ MĚŘENÍ .....   | 65        |
| 7.3.1     | Rozložení váhy v jednotlivých zónách chodidla při krokovém cyklu ..... | 65        |
| 7.3.2     | Hodnocení dynamického měření úhel nohou při ná kroku .....             | 72        |
| <b>8</b>  | <b>DISKUSE VÝSLEDKŮ .....</b>  | <b>75</b> |
|           | <b>ZÁVĚR .....</b>   | <b>78</b> |
|           | <b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....</b>                                  | <b>80</b> |
|           | <b>SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK .....</b>                        | <b>85</b> |
|           | <b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>  | <b>86</b> |
|           | <b>SEZNAM TABULEK.....</b>   | <b>88</b> |
|           | <b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>  | <b>89</b> |



## ÚVOD

Jako aktivního sportovce mě napadla otázka: Existuje významný rozdíl v kvalitě chůze mezi lidmi, co dlouhodobě sportují, a mezi těmi co nesportují vůbec? Tato diplomová práce se zabývá vlivem dlouhodobé sportovní činnosti a nošení speciální sportovní obuvi na kvalitu chůze v běžném životě. Pro toto hodnocení jsou zvoleny dvě skupiny vybrané z řad studentů. První skupinou jsou aktivní sportovci konkrétně fotbalisti. Druhou porovnávací skupinou jsou lidé, co aktivně nesportují vůbec.

Existuje mnoho způsobů, jakým lze změřit a hodnotit lidskou nohu. Mezi ty nejjednodušší patří svinovací metr, tužka a papír nebo pevné pravítko. V dnešní moderní době však existuje řada nových inovativních způsobů, jakými lze změřit lidskou nohu. Mezi ty nejmodernější lze zařadit přístroje FootScan a 3D skener, které jsou využity k měření této diplomové práce. Oba jsou ve vlastnictví Centra výzkumu obouvání Univerzity Tomáše Bati, pod kterým je tato diplomová práce realizována. Pomocí těchto přístrojů jsme schopni změřit řadu zajímavých parametrů, jako velikost klenby, délku, šířku nohy, ale také můžeme získat mnoho zajímavějších výsledků jako celkový sken plosky chodidla nebo zmenšený model celé nohy na kterém lze vizualizovat deformity nohou. Přístroj Footscan má také řadu možností jakými měřit nejenom nohu jako takovou, ale třeba i rozložení váhy při statickém stání nebo celkový nášlap při jednotlivých fázích dynamické chůze pomocí rozložení tlaků na tlakové podložce.

Výsledkem této diplomové práce je porovnání dvou naměřených souborů, a to souboru měřeném na aktivních fotbalistech a souboru měřeném na lidech co nesportují vůbec. To vše za souhlasu probandů za stejných podmínek opakovatelnosti. Naměřené soubory jsou následně porovnány a vyhodnoceny dle odpovídajících statistických metod.

## **I. TEORETICKÁ ČÁST**

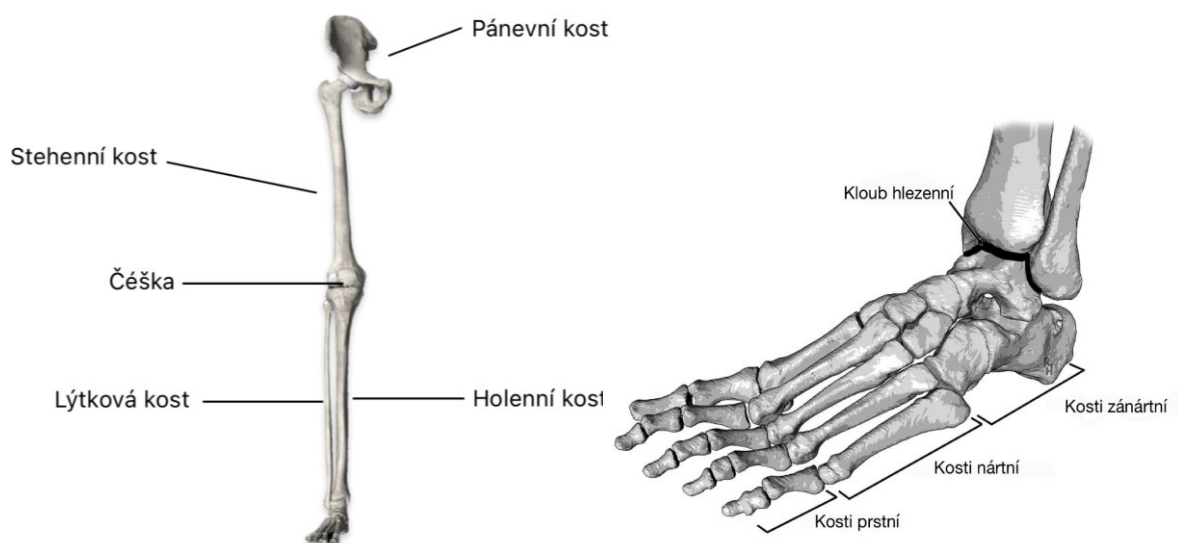
## 1 BIOMECHANIKA DOLNÍCH KONČETIN

Biomechanika dolních končetin se zabývá studiem pohybu a funkce kostí, kloubů, svalů a dalších tkání v nohách, zejména při chůzi. Zahrnuje také analýzu sil, které působí na nohy, a vliv těchto sil na pohyby a stabilitu nohou. V rámci biomechaniky dolních končetin se zkoumají také například síly a momenty působící na klouby nohou, distribuce tlaku na podložku během pohybu, kinematické a kinetické charakteristiky nohou při různých aktivitách. Mezi důležité části biomechaniky dolních končetin patří například analýza chůze, kdy jsou pomocí různých diagnostických nástrojů a technologií měřeny různé parametry chůze, jako jsou délka kroku, rychlost, síla kontaktu nohy s podložkou a další. [1, 2]

### 1.1 Kosterní skladba dolních končetin

Lidská noha se skládá celkově z 30 kostí, ze kterých 26 kostí tvoří pouze chodidlo. Kosti dolních končetin lze rozdělit do několika skupin, kdy samostatnou skupinu zastává kost stehenní, česka, kost holenní a kost lýtková. Další velká skupina se skládá ze 7 kostí zánártních, 5 kostí nártních a 14 článků prstů. [5, 40]

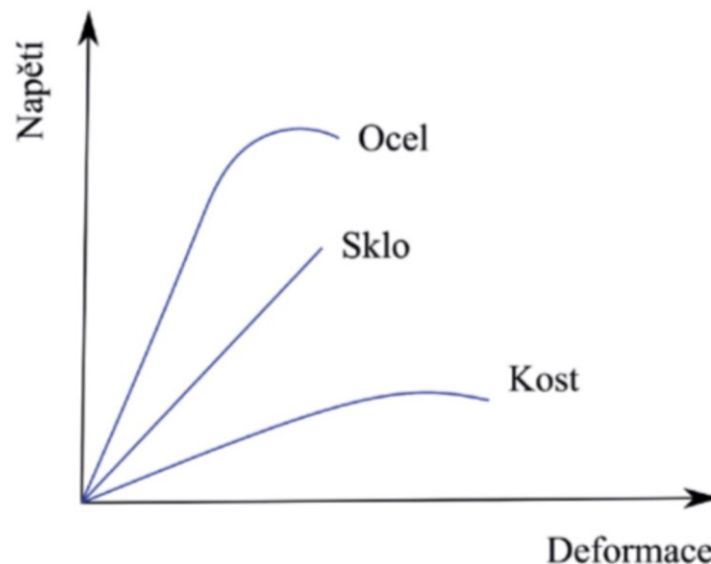
Sedm kostí zánártních je tvořeno z: kost patní, kost hlezenní, loďkovitá kost, vnitřní klínová kost, střední klínová kost, zevní klínová kost a krychlová kost. Patní kost je největší kost chodidla, hlezenní kost vytváří spojení s holení a lýtkovou kostí. Do další skupiny spadají kosti nártní, kterých je celkem pět a jsou označeny I-V. Poslední skupinu zastupují samostatné články prstů, které se dělí na proximální článek, střední článek a distální článek. [5]



Obr. 1.: Na levé straně jsou znázorněny a popsány kosti dolní končetiny, na pravé straně jsou popsány kosti nohy. [40]

### 1.1.1 Základní mechanické a biomechanické vlastnosti kostí

Kostní tkáň je tvořena dvěma základními složkami. Anorganickou, která utváří kost tvrdou a tuhou, a zároveň křehkou, zatímco organická složka ji činí pružnou a v samotném důsledku houževnatou. Kost představuje pevnou tkáň lidského těla, i přes to je v porovnání s technickými materiály výrazně poddajnější. [2]



Obr. 2.: Graf závislosti napětí na deformaci pro technické a biologické materiály. [2]

Kosti lze namáhat různými způsoby například tahem a tlakem. Tah vzniká v místě, kde v ose dochází k působení současně dvou stejných sil opačně orientovaných. Při obráceném působení těchto sil se jedná o tlak. Mez pevnosti v tlaku je cca 190 MPa a v tahu 130 MPa při poranění dochází nejčastěji ke kompresním zlomeninám. [2]

## 1.2 Kloubní skladba z biomechanického hlediska

Vázané spojení kostí zajišťuje kloubní uložení, které umožňuje dynamiku chůze a veškerých pohybů lidského těla. Kromě samotné funkce umožňujícího pohyb slouží také ke tlumení nárazů. Kloubní spojení se skládá z několika částí, a to kloubní dutina, chrupavka a kloubní pouzdro. Kloubní pouzdro produkuje speciální tekutinu – kloubní maz, jehož funkcí je vyživovat chrupavku. [2]

Z Biomechanického hlediska je vzájemný pohyb kloubů doprovázen vznikem pasivního odporu a také je kloubní spojení vystavováno třecí síle  $T$  [N]. Tato síla se nachází v tečné rovině s opačnou orientací vůči pohybu. Lze ji definovat jako:

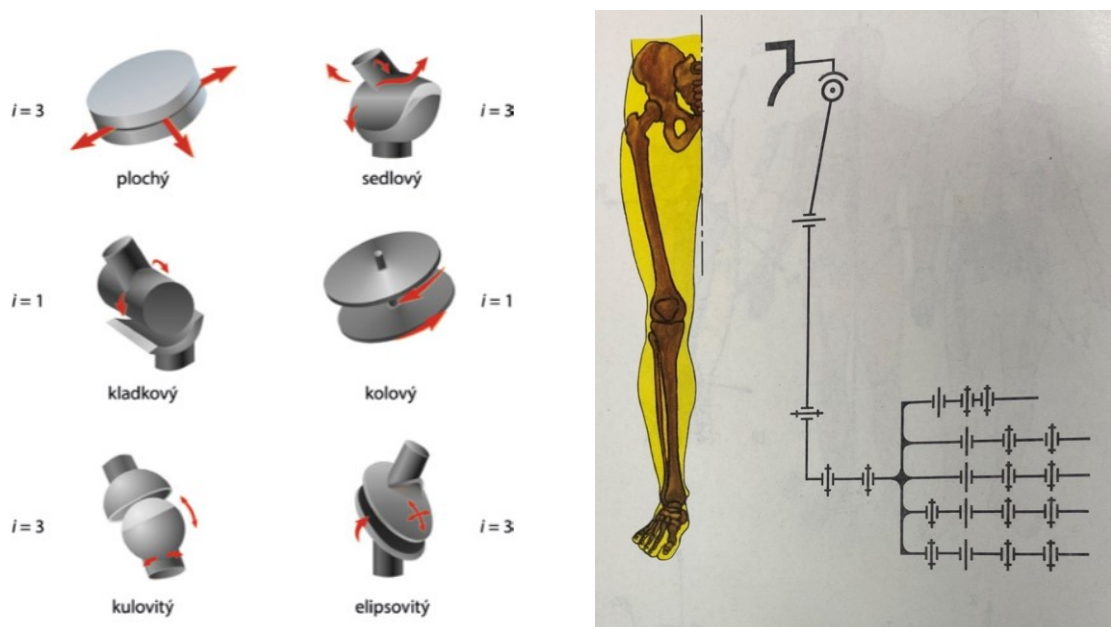
$$T = N \cdot f$$

$N$  je normálová složka reakce [N],  $f$  je součinitel tření [-], který je uveden v *Tab. 1.* [2]

*Tab. 1 Hodnoty součinitele smykového tření [2]*

| Materiál              | Součinitel tření [-] |
|-----------------------|----------------------|
| Chrupavka: chrupavka  | 0,05                 |
| kost : kov            | 0,3                  |
| kov : kov             | 0,15                 |
| keramika : polyetylen | 0,1                  |
| kov : polyetylen      | 0,2                  |

Z mechanického hlediska lze kloubnímu spojení přiřadit požadovaný počet stupňů volnosti, díky kterým lze popsat možnosti pohybu. Je-li kloub zcela nepohyblivý, lze jej označit jako  $i=0$  (počet stupňů volnosti), s rostoucím počtem pohybů se počet  $[i]$  zvyšuje. [2]



*Obr. 3.: Na levém obrázku jsou zobrazeny možné typy kloubů a odpovídající stupně volnosti [2], na pravém obrázku je zobrazena celá lidská končetina převedená do mechanického systému. [42]*

Každý jednotlivý kloub dolních končetin má určitý tvar a určitý počet stupňů volnosti. Nejlepším příkladem je kyčelní kloub, který má kulovitý tvar a umožňuje tři stupně volnosti. Dalším složitějším prvkem je kolenní kloub, který je podobný kladkovému kloubu, nicméně jeho pohybové možnosti jsou omezeny jinými faktory, a to přítomností vazů, které mají další specifika omezující pohyb. Při flexi se kloub přestává chovat jako čistě válcový kloub a umožňuje rotační pohyb. [2, 3, 4, 42]

Dalším typem kloubního spojení je tzv. kotník, odborněji nazývaný hlezenní kloub, který spojuje holenní, lýtkovou a hlezenní kost. Tvar kloubu je podobný klackovitému kloubu, tedy umožňuje pouze flexi a extenzi. Hlezenní kost navazuje na Chopartův kloub, který spojuje kost hlezenní, člunkovou a kost patní, a umožňuje pohyb chodidla tak, jak ho známe. Na *Obr. 4* lze vidět pohyby umožňující Chopartův kloub. [2, 5, 6]



*Obr. 4.: Pohyby a rotace chodidla. [40]*

### 1.3 Svaly a šlachy dolních končetin

Zdravá chůze je definována rovnováhou mezi mobilitou a stabilitou, kde dochází k dynamickému pohybu za přítomnosti síly pro kontrolu pohybu. Lidská noha je součástí hlubokého stabilizačního systému lidského těla. Footcore (stabilizační systém) neboli střed nohy je tvořen 3 složkami, jejichž vzájemná funkční závislost kontroluje pohyby a stabilitu. První z těchto složek je tzv. pasivní složka, která je tvořena kostí. Další složkou je aktivní složka, která je tvořena krátkými vnitřními svaly nohy, které mají funkci lokálních stabilizátorů. Dále zde patří vnější svaly nohy, tj. dlouhé svaly bérce. Poslední složkou je neutrální složka, která je tvořena svalovo-šlachovými složkami a kožními receptory. [1,7]

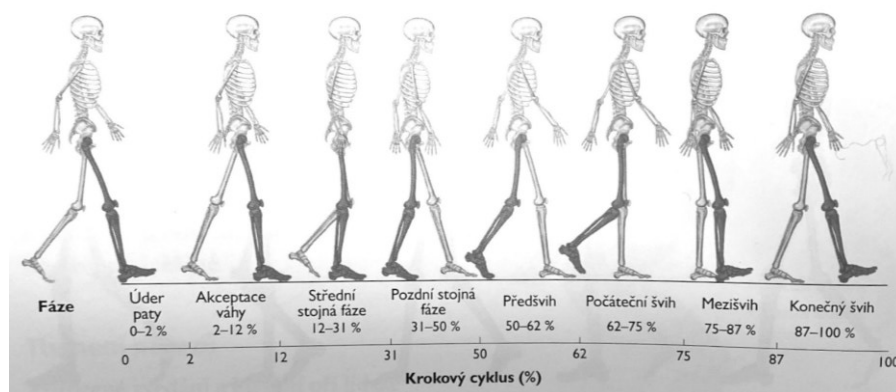
Svaly dolních končetin jsou rozděleny do čtyř základních kategorií, a to pletenec pánve, svaly stehna, svaly bérce (holenní) a svaly nohy, které si podrobně popíšeme v kategorii níže. Tyto svaly zajišťují udržení aktivní skladby nohy ve statickém stání nebo při dynamickém pohybu. Tato aktivita je zajištěna díky vnitřním krátkým svalům nohy a vnějším dlouhým svalům nohy, kterým se také přezdívá svaly bérce, které se upínají k noze. Krátké vnitřní svaly zajišťují stabilizační funkci chodidla, nejvýznamnější z těchto svalů jsou svaly plantární, které se upínají k plosce nohy a jsou uloženy ve 4 vrstvách, a vytváří hluboký stabilizační systém. [7]

První vrstva se skládá ze tří svalů, a to odtahovač palce, jehož úkolem je držet palec ve správném osovému postavení. Druhým z těchto svalů je krátký ohybač prstů, jehož úkolem je flexe čtyř prstů. Poslední z těchto svalů je odtahovač malíku, který slouží k správnému proximálnímu a osovému postavení. Druhá vrstva se skládá z krátkých svalů jako čtyřhranný chodidlový sval sloužící k flexi prstů, dále červovitý sval nohy, jehož funkce je napomáhání extenzi prstů. Třetí skupinou jsou tzv. krátké svaly palce a malíku nohy, ty plní funkci flexe malíku a palce. V poslední čtvrté vrstvě najdeme mezikostní trojhlavý sval dorzální a plantární. Do této vrstvy se také upíná zadní holenní sval a dlouhý lýtkový sval, oba tyto svaly napomáhají everzi, inverzi, a především k plantární a dorzální flexi. [8]

## 1.4 Biomechanika pohybů dolních končetin

Chůze je pro člověka jednou z nejpřirozenějších aktivit, která je využívána k přemístění z místa na místo za opakující se výměny polohy dolních končetin. Při tomto opakujícím se cyklu vždy zůstává alespoň jedno chodidlo v kontaktu s podložkou. Chůzi lze také popsat cyklickým pohybem ustálenou rychlostí po rovině, při kterém je průměrná mechanická energie těla v čase konstantní. Je však samozřejmě nutné vyvinout sílu, aby se hmotnost těla udržela, a vykonat práci, aby se tělo zvedlo a pohnulo. Tyto požadavky lze nejhospodárněji splnit pomocí svalů, které produkují sílu při minimalizaci mechanické práce. Svalové šlachové jednotky mohou fungovat jako pružiny, které ukládají a obnovují mechanickou energii při ohýbání a natahování končetin. Většina této funkce podobné pružině může být vykonávána pasivně natažením a odskočením šlach nohy, zatímco svalová vlákna aktivně udržují napětí na pružině a vyvíjejí sílu s malou nebo žádnou rychlostí zkrácení. [9,10]

Chůze je složitým komplexním pohybem, který je kvůli neustálým trojrozměrným změnám těžké analyzovat. Nejlepším způsobem analýzy je rozdělení chůze do určitých fází tedy do jednotlivých **cyklů chůze**. Díky tomuto rozdělení můžeme jednoduše sledovat například klinické poruchy chůze a jejich pozdější léčbu. Jeden krok není dostatečný k popsání tohoto cyklu. Proto se používá termín dvojkrok což je klasifikováno jako jeden plný cyklus. Tento cyklus se skládá ze stojné periody, kdy je chodidlo pevně opřeno o zem a švihové periody, kdy je noha vymrštnuta a pohybuje se nad zemí. Stojná fáze nastává při opoře na jedné končetině, na níž je přenesena váha. Švihová fáze nastává v momentu odrazu palce, který přechází do úderu paty druhé nohy o zem. [1]



Obr. 5.: cyklus chůze dle jednotlivých fází. [5]



### 1.4.1 Úder paty

Při úderu paty se nachází chodidlo v ose před těžištěm a kyčel je ve flexi, čímž se vytváří síla, směřující dolů směrem k bodu kontaktu těla s podložkou. Při silovém zatížení během úderu patou přechází kotník do dorzální flexe, čímž dochází k prodloužení extenzorů dolní části pod kolenem. Nastává aktivace vnitřních svalů nohy, díky čemuž se zpomalí holenní kosti a zároveň dochází k extenzi kolenního a kyčelního kloubu. Kotník také přenáší počáteční reakční energii podložky a tlumí náraz společně s otřesy. Dalším hlavním tlumičem, do kterého je energie přenášena jsou kolena a kyčle, až následně je tlumená energie přenášena do páteře. Celková hmotnostní zátěž je v této fázi přenášena na kost hlezenní a cyklus chůze přechází do fáze aktivace váhy. [1,8]

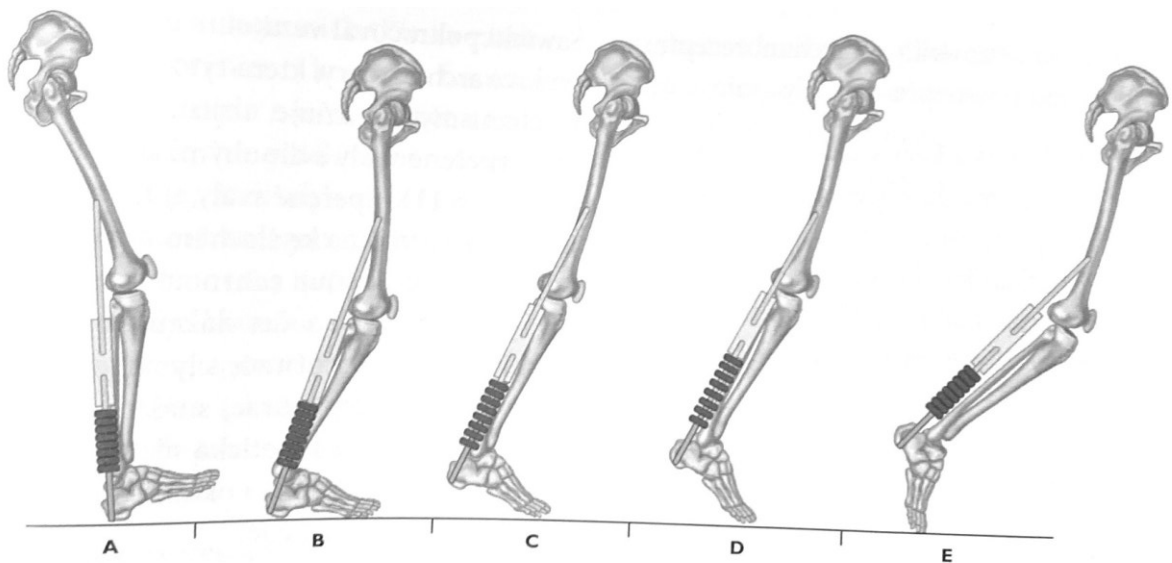
### 1.4.2 Aktivace váhy

Při přechodu do této fáze je tělo ve dvouoporovém postavení, kdy je chodidlo plně v kontaktu s podložkou a veškerá váha je plynule přenášena na stojnou končetinu. Dochází k úplnému zpomalení a absorbování reakční energie podložky. V této fázi dochází k zhoupnutí kotníku, který se dostává do plantární flexe. Chodidlo je pevně opřené o podložku a svírá úhel  $15^\circ$ . Díky přenesené váze je zamezeno pohybu vpřed a přenáší tělo do opěrné fáze. [1]

### 1.4.3 Opěrná perioda

Tato perioda se skládá z několika fází, do kterých je částečně zahrnuta fáze úderu patou a aktivační fáze, ale především sem patří střední stojná fáze, pozdní stojná fáze a předšvih. Tato fáze je označována jako stabilizační, kde je třeba udržet tělo ve stabilní poloze, tak aby mohla druhá noha přejít do vedoucí pozice, tedy do pozice před osu kyčle. Vyrovnání stability zajišťují dva prvky. Prvním z nich je stabilizace tvarem, která odkazuje na přirozenou oporu nohy, vycházející z uspořádání a architektury kostí a vazů. Kosterní skladba chodidla a jeho uspořádání napomáhá držení stability, díky posunu kosti hlezenní a kosti patní dochází k odemknutí nebo také uvolnění chodidla, kde je chodidlo schopné se částečně přizpůsobit a nastává otevření kloubů a reakce tkáně na nárazovou energii. [1,8]

Druhým z nich je aktivní prvek nebo také stabilizace silou, kterou poskytují aktivní svaly a šlachy. Silová stabilizace chodidla nastává během střední stojné fáze a přechodu do počátečního odrazu palce (mezišvihu), kde dochází k napínání plantárních tkání. Poloha kotníku přechází do dorzální flexe. Dochází také ke stahování vnitřních svalů nohy, které se napínají přes Achillovu šlachu. Tyto svaly napomáhají stahování kostí pro lepší stabilitu chodidla. Během předšvihu, kde se odlepuje pata od země, dochází k napínání krátkých flexorů prstů, které podporují dlouhou šlachu a napomáhají tak stabilizaci kotníku při zvednutí. [1,8]



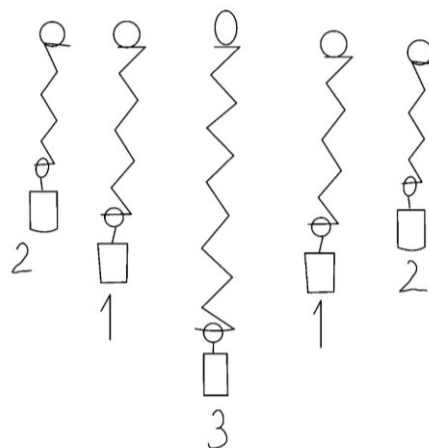
*Obr. 6.: Přechod ze stojné fáze do švihové fáze s vizualizací pružiny. [1]*

Celý tento proces popisuje *Obr. 6.* kde si lze elasticitou tkáň představit jako pružinu, pohyb začíná od počátečního úderu (A) paty se zbývající část končetiny přehoupne přes kost patní a kotník přechází do dorzální flexe a dochází ke stahování elastické tkáně (pružiny). Při stabilizační části (B) po dosažení přirozeného rozsahu pohybu se začíná zvedat pata a elastická tkáň (pružina) se začíná natahovat (C). V tomto bodě je kontaktním bodem s podložkou bříško. (D) V konečné fázi je moment přenášen přes prsty (E) do fáze zhrounutí, kde dochází k opětovnému stažení pružiny. [1]

#### 1.4.4 Švihová fáze

Počáteční švihová fáze začíná v momentu zvednutí vymrštěním špičky a lze ji rozdělit na počáteční švih, mezišvih a konečný švih. Vymrštěním palce se vytvářejí dva katapultové mechanismy. Prvním z nich je plantární flexor sloužící pro odraz palce. Ten po stabilizaci silou přechází v konečnou extenzi prstů a napínání plantárních flexorů pro stabilitu nohy. Druhý mechanismus vyvolává dopředný švih nohy a posunutí vpřed, kdy kyčel přechází do flexe. V první polovině švihové fáze přechází kolenní kloub z flexe do extenze. Díky čemuž uvolňujeme koncentraci sil v hamstringu, tím napomáhá lýtkovému svalu při stabilizaci nohy a pohlcuje energii v konečné fázi cyklu. Konečná fáze opět přechází v úder paty a uzavírá cyklus chůze. [1,8]

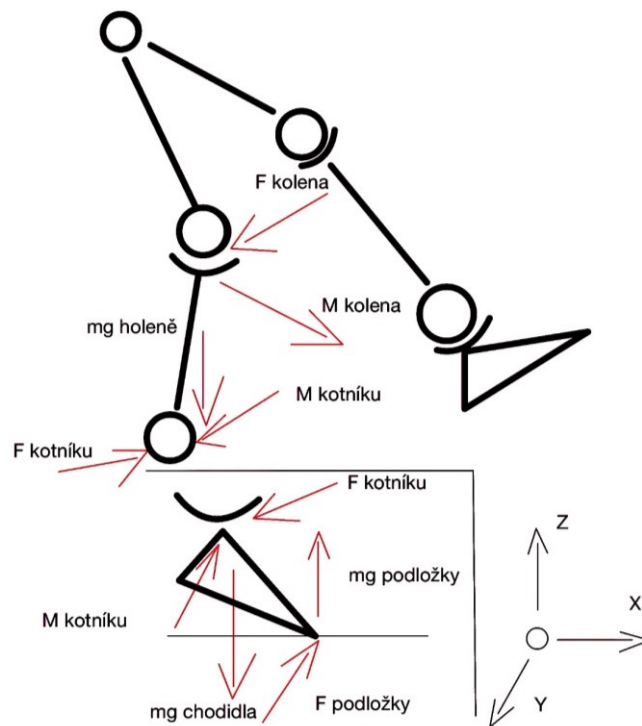
Pohybem pánve a nohy směrem vpřed je švihová noha posouvána kolem zhoupanutého chodidla opřeného o podložku a dochází k mírnému stoupání těla a při dopadu paty na podložku opět klesá. Tento pohyb napomáhá tkáni využívající cyklu natahování a zkracování pro vytvoření potenciální energie a přeměňuje ji na energii kinetickou tzv. pohyb. Kinetickou energii mohou představovat například pružiny na obrázku. Při pohybu směrem dolů dochází k zpomalování odporem pružiny a kinetická energie pohybu směřujícího dolů se do této pružiny přesune a dojde k vyrovnání elastické síly pružiny. Po vyrovnání síly se pružina dále nenatahuje a dochází k vystřelení závaží zpět nahoru. [1]



Obr. 7.: znázornění kývavého pohybu při chůzi pomocí pružin. [1]

## 1.5 Chůze z pohledu mechaniky

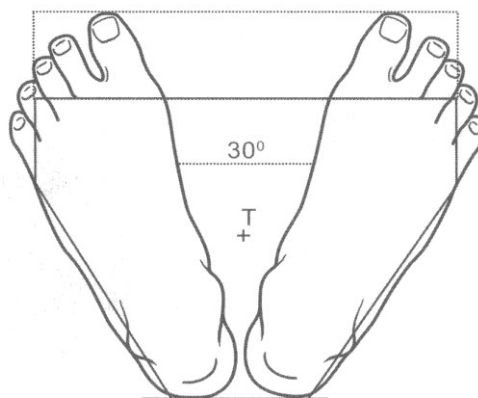
Ze základní Newtonovi Eulerovi mechaniky lze rozložit pohyb lidského těla dle teorie více tuhých těles jako segment stehna, segment bérce (holeně) a segment chodidla. Tak jako tomu bylo při výzkumu na Shijiazhuang New Technology Application Institute v Číně, kde v první části experimentu bylo lidské tělo nasnímáno pomocí několika kamer, jež výsledkem byla biomechanická simulace pohybu kloubů a svalů při chůzi. V druhé části byl celý segment dolních končetin převeden na segmenty tuhých těles a na základě mechaniky a kinematiky. Tyto poznatky lze využít při bionickém návrhu robota a umělé končetiny a exoskeletu. [11]



Obr. 8.: Pohyb sil a momentů při chůzi z mechanického hlediska. [11]

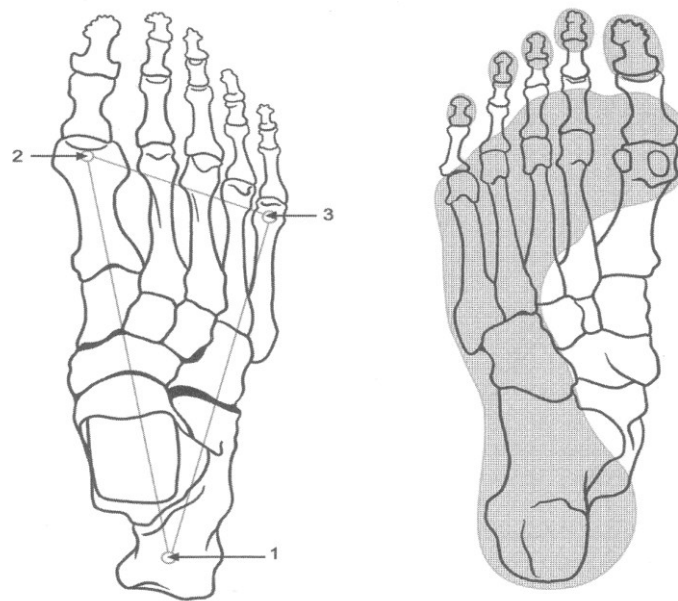
## 1.6 Statické vzpřímený stoj

Fáze statického stání je tvořena kontaktem plosky nohy s podložkou, působí tak na sebe vzájemně silou. Nejběžnějším typem stoje je stoj spatný, kde nohy vytvářejí lichoběžník s kratší zadní stranou, která je tvořena spojnicí pat. Chodidla jsou v tomto postoji vytočena nejčastěji o 15-20 ° od střední části, jak je znázorněno na obrázku. Přibližně ve středu mezi chodidly je promítnuto těžiště, které lze také popsat jako rozložení centrálních tlaků mezi jednotlivými končetinami. Správný zdravý postoj je hodnocen jako normální v případě, že jsou od sebe paty vzdáleny o stopu chodidla a zároveň špičky svírají úhel zhruba 30 °. [12]



Obr. 9.: Znázornění úhlu a těžiště při stoji spatném. [12]

Správné rozložení váhy mezi chodidly by mělo odpovídat symetrickému rozložení 50 % levá noha, 50 % pravá noha. Nicméně v běžném vzpřímeném stoji (pohovu) je téměř vždy tento postoj asymetrický, kdy jedna končetina je zatěžována více než druhá. Díky tomuto rozložení často dochází k dysbalancím a nevědomému přetěžování jedné končetiny. Při kontaktu chodidla s podložkou by měla být váha symetricky rozdělena v opěrných bodech nožní klenby, které jsou stejné jako při dynamické chůzi. Těmto bodům se říká tzv. statický trojúhelník a je tvořen první a pátou kostí nártní neboli také prvním a pátým metatarsalem a výběžkem patní kosti. Rozložení váhy je rovnoměrné, 50 % váhy nese pata a zbytek přednoží s maximem zátěže přenášeném na palci. [12]



*Obr. 10.: Statický trojúhelník. [12]*

Samotné setrvání ve vzpřímeném stoji doprovází mnoho dalších úkonů. Postavení se vzpřímenou hlavou, ruce jsou volně spuštěny podél těla a dlaně jsou obrácené dopředu. Při normativním stoji je přítomna zvýšená svalová aktivita. Kolena zůstávají v ose těla, tak aby nedocházelo k vyosení nebo vnitřní ani vnější rotaci. Jsou mírně pokrčena, aby nedocházelo k plnému propnutí (rekurvaci), jinak by došlo k přetěžování zadní části nohy a přenášení větší části váhy na paty, což je častou příčinou vadného držení těla. [12]

## 2 METODIKY MĚŘENÍ MORFOLOFIE CHODIDEL

Znalost morfologie nebo zjednodušeně typologie tvaru chodidel je důležitým aspektem mnoha vědních oborů. Pomocí antropometrických údajů je možné určit pohlaví a populační skupinu oběti při forensním vyšetřování. Díky čemuž je jednodušší následná identifikace obětí nebo pachatelů při vyšetřování závažných trestných činů, při kterých je ztížená identifikace mrtvé osoby. Jednou z dalších oblastí, ve které je morfologie chodidla hojně využívána je obuvnický průmysl. Každá obuv by měla zohledňovat tvar nohou nositele. Ať už se liší tvarem nohy mezi jednotlivými pohlavími nebo například rozdílem věkových skupin. V neposlední řadě může velkou roli hrát také stavba lidského těla. [5, 13]

Nevhodná volba obuvi by mohla hrát významnou roli v oblasti budoucích zdravotních problémů. Správné držení chodidla je základem pro to, aby se zabránilo vzniku chronické bolesti dolních končetin. Ve vážnějších případech by mohlo vést k řetězení nejenom problémů chodidel, ale i kyčlí a celkové stavby dolních končetin. Správné držení chodidla hraje důležitou roli v rovnováze při chůzi a stání. Proto je třeba před volbou obuvi vhodně analyzovat chodidlo přesným morfologickým popisem a předcházet tak budoucím problémům. [5,13]

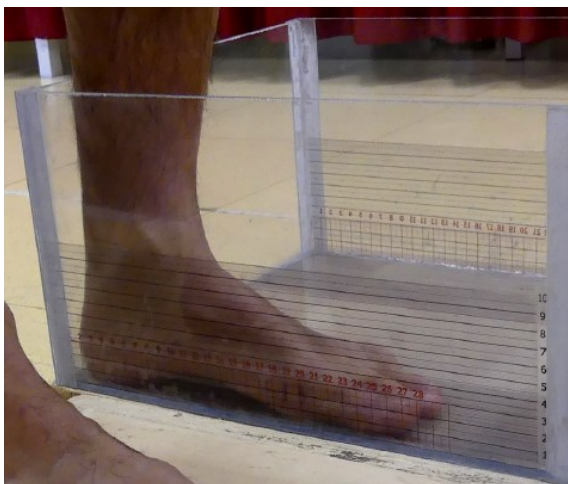
### 2.1 Způsoby měření morfologie chodidel

Existuje mnoho způsobů a metod pro přesné morfologické hodnocení chodidel. Jednou z nejčastějších metod, která je využívána pro klinické hodnocení je rentgenové snímání a snímání pomocí magnetické rezonance. Kvůli své finanční náročnosti se tyto metody využívají jako pozdní vyšetření při řešení problémů, či bolestí nebo k poúrazovému hodnocení stavu poraněné osoby. Navíc škodlivé rentgenové záření není vhodný způsob hodnocení morfologie chodidla. Mezi nejjednodušší měření chodidel patří posuvná měřítka nebo svinovací metry, oproti vysoko nákladovým 3D skenerům nebo plantárním snímačům tlaků zasazených do desky se jedná o poměrně levnou alternativu, nicméně přesnost a měřené výsledky jsou oproti 3D skenerům nesrovnatelné. Nejvhodnější výběr metody měření závisí především na oblasti použití daného přístroje. Nejmodernější 3D skenery vyžadují vysoké pořizovací náklady, proto není možné jejich hromadné zavedení a možnost každodenního využívání. Proto jsou stále využívána již zmíněná posuvná měřítka nebo svinovací metry. V některých případech se využívají také sádrové odlitky. Při provádění rozsáhlých studií a sbírání dat z velkých populačních skupin používaných na výzkumné účely je využíváno 3D skenerů. [5]

Jednou z nejrozsáhlejších studií porovnávajících skeny nohou je studie, která měla za cíl porovnat skeny mužů a žen z různých regionů, a to ze Severní Ameriky, Evropy a Asie. Celkem bylo na hodnocení této studie získáno přes 1,2 milionů skenů. Tato studie potvrdila existenci mnoha významných statistických rozdílů v průměrných rozměrech chodidel mezi jednotlivými regiony, a také velký rozptyl chodidel v rámci pohlaví i v rámci regionu. Z výsledků je patrné, že obuv by měla být vyvíjena zvlášť pro každou skupinu, rasu, pohlaví alespoň ve třech šířkách, tak aby správně padla 90% populace. Kromě toho by mělo dojít k aktualizování stávajících tabulek velikostí obuvi s ohledem na druh a tvar boty. [14]

### 2.1.1 Mechanické měření pomocí třmenového měřítka

Jednou z nejlevnějších a nejjednodušších metod je měření pomocí třmenového měřítka a svinovacího metru. Pásek svinovacího metru se používá k měření obvodu nohy, třmenové měřidlo se používá k měření výšky, šířky a délky chodidla. Měřenou velikost tak lze jednoduše odečíst ze stupnice přístroje. Kromě komerčního měření chodidel, při nákupu bot se tyto mechanické měření využívají při výzkumech jako podpora k trojrozměrným systémům měření. Tyto přístroje mohou být také modifikovány, jako na *Obr. 11* jedná se o PodoBox, který má tvar nádoby z plexiskla s pravítky na boční a spodní straně stěny. Tato stupnice byla využita k manuálnímu měření délky, šířky chodidla. Dalším měřeným aspektem byla maximální výška a hloubka klenby (maximální prodloužení klenby). Mechanické měření sloužilo jako skutečný rozměr pro porovnání s výsledky, které byly naměřeny pomocí 3D softwarů. Kdy všechny měřené parametry vykazují silnou a velmi silnou korelaci s odpovídajícím měřením pomocí PodoBoxu. [15]



*Obr. 11.: PodoBox (Manuální měření morfologie chodidel). [15]*



### 2.1.2 Dvojměrné a trojměrné skenery

Dvojměrné skenery jsou obdobou klasických plochých skenerů, díky kterým lze získat pouze otisk plochy chodidla. Na rozdíl od trojměrných skenerů, které mohou vytvářet digitální model chodidla. Existuje několik typů, které jsou rozděleny dle jejich funkce. První typ funguje na principu digitizéru, kdy je povrch nohy převeden na digitální kód, který udává diskrétní body, které jeden po druhém konkrétně popisují povrch nohy. Druhým typem jsou systémy vybavené optickým video systémem, které zachycují 3D snímky nohou převedené do digitální podoby. Pro jednodušší výpočet konkrétní míry nohou používají některé systémy předem identifikované orientační body, které jsou předdefinovány ve skenovacím softwaru. Technikou 3D skenování lze dále získat informace o povrchu, objemu a průřezu lidské nohy. Výhodou použití 3D skenování nohou je, že umožňuje rychlé skenování velkého počtu účastníků a měření je robustní a efektivní. Nevýhodou jsou vysoké počáteční náklady na zřízení. Snímky z 3D skenování chodidel lze také využít k získání digitálních otisků nohou, dle kterých je následně možné vytvořit vložky na míru. [5, 16]

### 2.1.3 Čtyř rozměrné skenery

Dalším moderním inovativním trendem v oblasti měření morfologie nohou jsou 4D technologie pro skenování nohou. Jedná se o proces podobný 3D systémům pouze přidává čtvrtou osu jako funkci času, tedy zkoumá závislost tvaru lidských chodidel vztažených na dynamické zatížení. Díky těmto systémům můžeme zkoumat deformaci struktury chodidla při chůzi. Jedním z těchto snímacích zařízení může být běžecký pás s přidavnými skenovacími kamerami, které postupně snímají a popisují tvar chodidla při dynamickém pohybu. Pomocí výsledků jsme schopni charakterizovat a předpovídat dynamickou morfologii chodidla v konkrétních bodech během fáze postoje u měřených probandů. Předpokládáme, že v průběhu celého cyklu chůze bude docházet k významným změnám morfologie chodidla na dorzální ploše chodidla. Předpokládáme také, že tyto změny budou předvídatelné na základě demografických údajů o subjektech naší populace. Kromě toho je celkový model převáděn do objemové sítě formátu STL, díky čemuž je možné zajistit správné přizpůsobení navrhované boty při dynamickém pohybu nohy, čímž se snižuje riziko vzniku chronických bolestí způsobených nošením špatně padnoucí obuvi. [5,17]

#### 2.1.4 Systémy měření plantárních tlaků

Systémy hodnotící rozložení tlaku pod chodidly jsou nejdéle zavedené nástroje pro kvantifikaci funkce chodidla v dynamických situacích. Poskytují informace o aktuálních silách a tlacích působících na jednotlivé oblasti kontaktu při stožení a chůzi. Tlak je výsledkem vertikální síly na jednotku plochy zatížených snímačů. Vzorce rozložení tlaku mohou být kvantifikovány pomocí systémů tlakových rohoží nebo systémů v obuvi. Zatímco systémy v obuvi odhalují především interakci mezi chodidlem a obuví při chůzi a běhu, se tlakové rohože používají hlavně ke snímání plantárních tlaků na bosé noze při statických a dynamických podmínkách. Snímače tlaků odhalují celou řadu možných budoucích problémů chodidel jako např. propadlá klenba. Při samotném měření nemusí být klasifikována pouze chodidla, ale pomocí tlaků lze klasifikovat celkové rozložení váhy dolních končetin, lze tedy předcházet problémům vzniklým dysbalancí při jednostranném zatěžování nebo odlehčování levé či pravé nohy. Tyto dysbalance mohou také vést k problémům v oblasti kolen a kyčlí. [5]

#### 2.1.5 Porovnání metod měření chodidel

Pro porovnání přesnosti měření byly zvoleny čtyři metody měření, a to mechanická metoda pomocí digitálního posuvného měřítka, 3D skenovacího zařízení, digitálního otisku chodidla a konvenčního měření otisku chodidla. Bylo měřeno šest běžně používaných rozměrů chodidla, tj. délka chodidla, délka plosky nohy, vnější délka plosky nohy, šířka chodidla v úhlopříčce, šířka chodidla, šířka chodidla v horizontální, šířka paty. Celkem bylo změřeno 130 mužů a žen, z těchto výsledků byla následně provedena statistická analýza pomocí metody dvoucestné ANOVY. Na základě výsledků vyhodnocení přesnosti a správnosti měření dosáhlo 3D skenování lepších výsledků než digitální posuvné měřítko, digitální otisk nohy, digitální měřidlo a konvenční inkoustové měření otisků chodidla. Na základě těchto zjištění studie podporuje použití metody 3D skenování pro sběr antropometrických údajů chodidel. Kromě toho při použití různých přístrojů může docházet k nekonzistentním výsledkům. Je důležité vzít v úvahu rozdíly v metodách měření při porovnávání nohou antropometrických údajů. [16]

## 2.2 Footscan®

Footscan® od firmy Materialise je využíván k měření plantárních tlaků v několika typech zatížení. Jedná se o jednu z moderních technologií na poli měření dolních končetin. Měření plantárních tlaků slouží k možnému předcházení zdravotních úrazů vlivem nošení špatné obuvi nebo nadměrným přetěžováním dolních končetin. Využívá se k vyhodnocení změn související s tlakem na chodidlo během lidské chůze. Lékaři mohou v klinické praxi považovat jeho výsledky za jeden z nástrojů hodnocení a předcházení problémům s chodidly. Jeden z výzkumů měření plantárních tlaků byla predikce zranění při armádním výcviku vlivem nadměrného zatěžování dolních končetin. Ukázalo se, že pomocí změny plantárních tlaků lze identifikovat příčiny a rizika zranění měřených vojenských rekrutů na základě změny rozložení tlaků v jednotlivých oblastech chodidla. [18, 23]

Samotná měřicí podložka je prodávána v různých velikostech od nejkratší o rozměru 500 mm až po velikost 2000 mm. Podložka může obsahovat až 16384 senzorů uspořádaných do matice o velikosti 256x64. S frekvencí sběru dat 125 Hz. Řada výzkumníků se domnívá, že při měření, může chůze po podložce ovlivnit vzorec chůze měřených probandů vlivem záměrné korekce došlapu na měřenou podložku. Proto byla vytvořena studie na zkoumání závislosti překrytí měřicí platformy svrchní vrstvou z materiálu EVA pro komplexní zjištění vlivu horní vrstvy pro budoucí výzkum. Po vyhodnocení měření výzkumný tým nedoporučuje překrývání měřené platformy při měření z důvodů nižší spolehlivosti měření a snížení snímaných plantárních tlaků. [19]

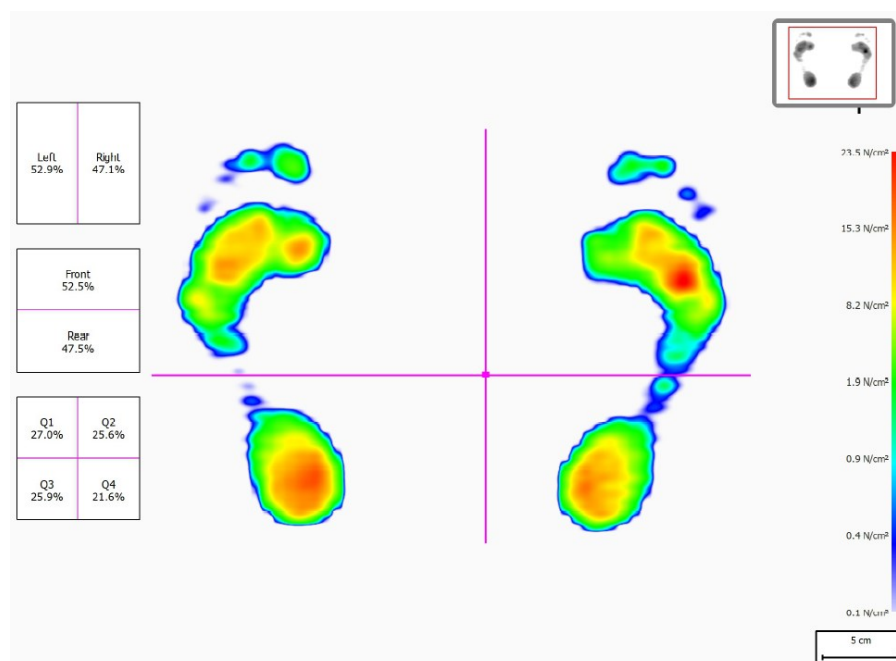


Obr. 12.: Testování pomocí platformy Footscan: levá strana bez využití svrchní vrstvy, pravá strana s využitím horní vrstvy. [19]

Jedna z dalších studií zkoumala parametry zatěžování a měření chodidel se zaměřením na opakovatelnost měření pomocí platformy Footscan®. Samotná způsobilost měření je u moderních přístrojů jedním z klíčových faktorů pro implementování měřeného zařízení do klinického používání. Výzkum byl postaven na měření plantárních tlaků při dynamickém pohybu (chůzi). Celkem bylo měřeno 32 osob pomocí dvou nezávislých měření. Výsledkem této studie je potvrzení spolehlivosti systému Footscan® pro hodnocení rozložení plantárních tlaků při chůzi naboso. Systém vykazuje uspokojivou opakovatelnost pro vybrané parametry měření, které jsou běžně prováděny v klinických studiích. Díky tomu lze potvrdit způsobilost přístroje Footscan® pro identifikace příznaků problémů s chodidly. [20]

### 2.2.1 Analýza statického měření

Prvním z možných parametrů měření na platformě Footscan® je statické měření ve vzpřímeném statickém stoji. Tato analýza zobrazuje pomocí barev, rozložení váhy ve statické poloze, kde jednotlivé barvy odpovídají velikosti síly vztažené na plochu měřicí desky a je tedy měřena pomocí tlaku vyvíjeného mezi chodidlem a měřicí podložkou. Díky tomuto lze jednoduše popsat jakým způsobem měřený proband stojí, zda zatěžuje jednu nohu více než druhou nebo zda využívá více stání na patách nebo na špičkách. Pro lepší přehlednost obsahuje tato analýza krom barevného značení také kvadrantové procentuální rozložení váhy. [23]



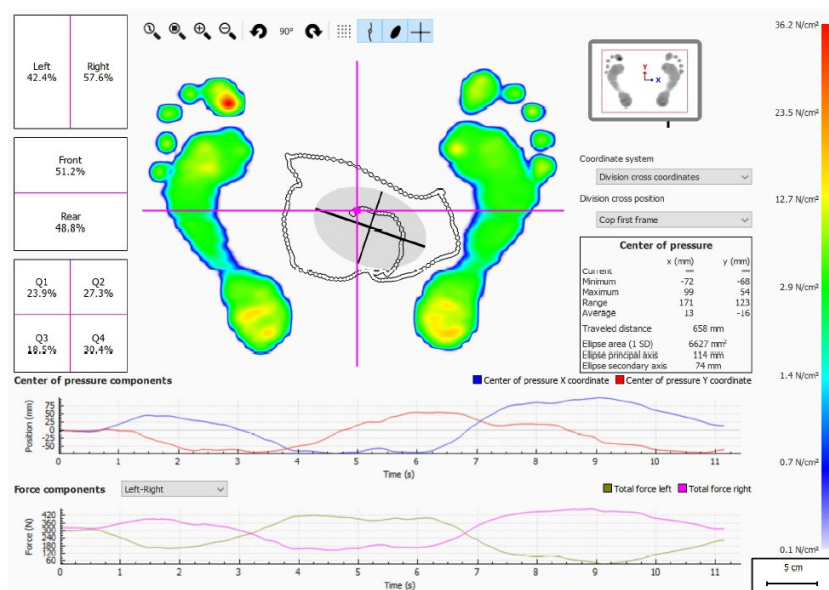
Obr. 13.: Výsledky popisující statické měření na platformě footscan®. [23]

Jednotlivé kvadranty jsou rozloženy a popsány od Q1 (levá špička) do Q4 (pravá pata) a lze tak zjistit kterou nohu měřený proband preferuje pro stání nebo zda má správné rozložení váhy 50:50. Analýza rozděluje tyto kvadranty pomocí růžového kříže, jehož střed lze popsat jako polohu těžiště nebo střed tlaků měření. [23]

Statická analýza byla prováděna během studie zaměřené na pacienty s akromegalií. Porovnávací metodou bylo rozložení váhy v jednotlivých kvadrantech v porovnání se zdravými probandy. Z výsledků obou měřených skupiny lze říci, že obě skupiny přenášejí více váhy na zadní část nohy (patu). Nicméně nebyli zaznamenány žádné další významnější rozdíly. [21]

## 2.2.2 Analýza balančního měření

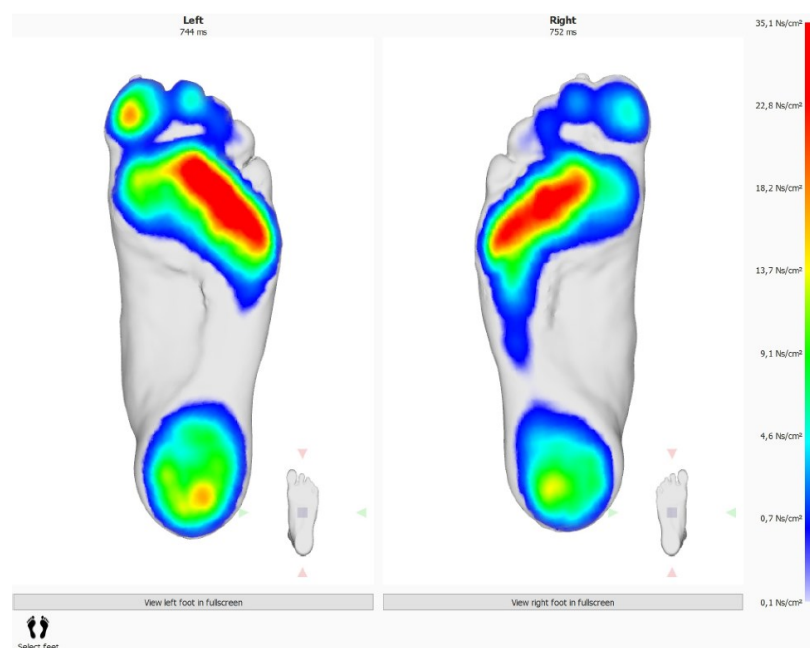
Balanční analýza je zaměřená na rozložení tlaků podobně jako u statické analýzy, nicméně se také hodnotí posunutí středu tlaků COP. Center Of Pressure nebo také těžiště se při přenášení váhy mění v závislosti na směru pohybu probanda. Díky tomu lze poznat jakou nohu využívá více k vyvažování, a která je naopak více stojná. Samotné měření lze také rozdělit do určitých intervalů, přičemž každý interval, přičemž každý interval zobrazuje různé parametry jako: vzdálenost COP v milimetrech, rozložení váhy, rozsah intervalu v sekundách, a různé další parametry. Samotná analýza rovnováhy COP na nohu poskytuje podrobnosti o progresi centra tlaků v čase vztažené na nohu. Časový průběh COP je zaznamenán v grafu. [23]



Obr. 14.: Výsledky popisující balanční měření na platformě footscan®. [23]

### 2.2.3 Analýza dynamického měření

Jednou z nejrozsáhlejších oblastí měření na tomto zařízení je dynamická analýza, která dopodrobna popisuje chůzi měřeného probanda. Jedním z prvních parametrů, kterou lze měřit je exorotace chodidla (úhel vytočení chodidla při došlapu). Jednou z dalších a již zmiňovaných metod je měření impulzní analýzou, která je vyjádřena pomocí barevné škály impulzních tlaků vyvíjených na podložku. Barevná škála vyjadřuje impuls v  $\text{Ns}/\text{cm}^2$ . Impulzní analýza vykreslí všechny senzory s hodnotami impulsu vyššími než 65 % maximální hodnoty červeně. Oblasti tak vysokého tlaku může znamenat zvýšené riziko (např. riziko vředů u diabetických pacientů).[23]



Obr. 15.: Výsledky popisující dynamické měření na platformě footscan®.[23]

Při detekci chůze systém automaticky určí nohu a vyhodnotí umístění 10 základních zón, které se využívají pro vyhodnocení některých analýz. Analýza také nakreslí střed tlaku a osy patky na vrchol zóny. Grafy vykreslující průběh aplikované síly vztažené na zónu během měření, tvoří pravou část obrazovky. Pomocí měření těchto zón lze popsat více parametrů jako například rychlost zatížení, tlak v jednotlivých zónách, procentuální rozložení kontaktní plochy s podložkou. Pomocí grafů lze konkrétně popsat změnu zatěžující síly (tlaků) v čase a v cyklu jednotlivého kroku. [23]

HL: Laterální část paty

HM: Mediální část paty

MF: Střední část nohy

M5: Metatarsal 5

M4: Metatarsal 4

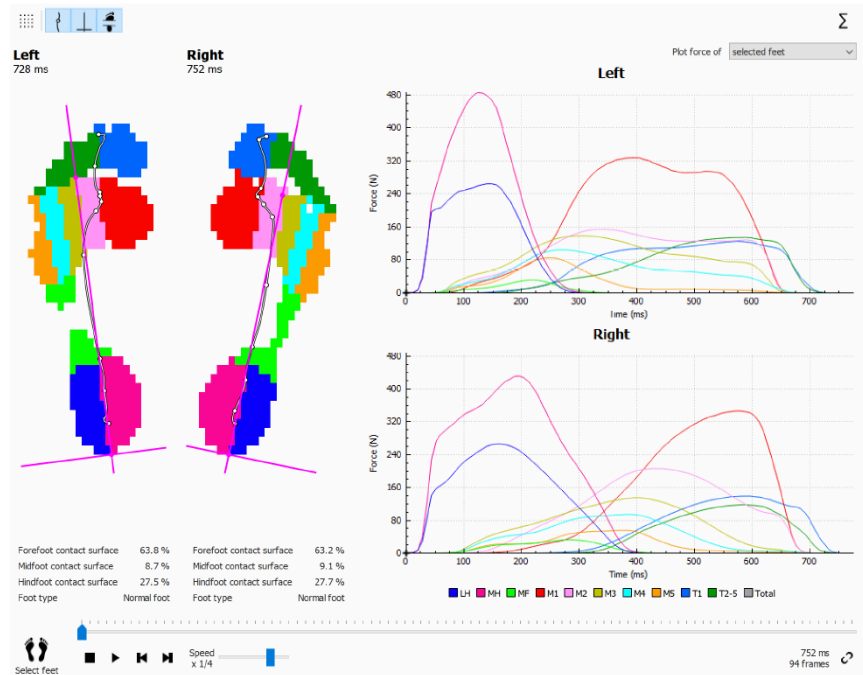
M3: Metatarsal 3

M2: Metatarsal 2

M1: Metatarsal 1

T2-T5 Prsty 2 až 5

T1: Palec



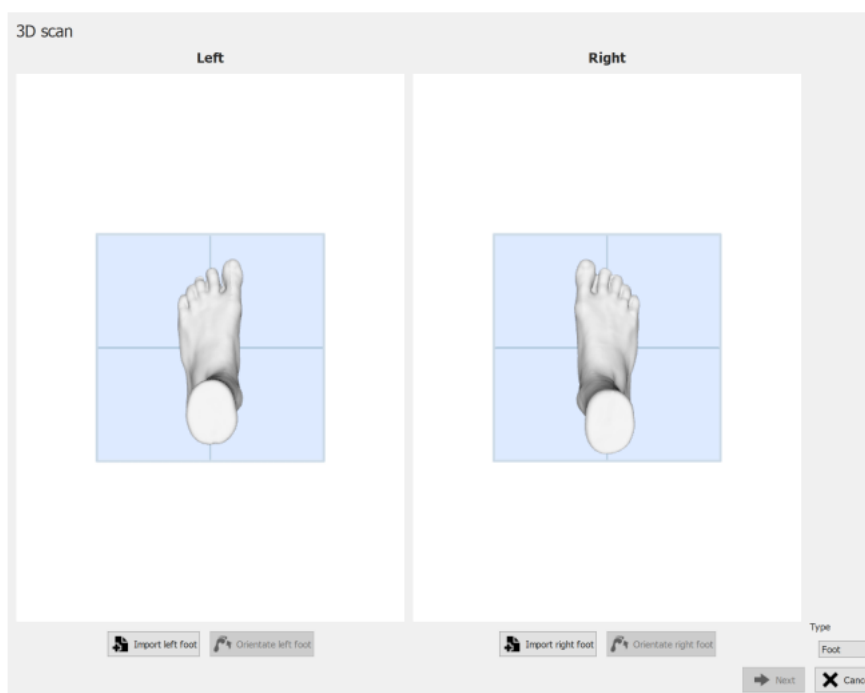
Obr. 16.: Výsledky a popis upřesňující měření při dynamické chůzi na platformě footscan®. [23]

Toto tlakové porovnání se stalo jedním z hodnotících parametrů u výzkumu vlivu deformity klenby nohy u dětí při cyklu chůze. Kde hodnotícím prvkem bylo právě již zmíněných deset zón a jejich tlak tvořený vůči podložce vztažený na cyklus chůze. Výsledkem bylo zjištění, že existuje rozdíl zatížení během chůze u dětí s oboustrannou deformitou klenby chodidla, kdy je zatěžována větší část palce a prvního metatarsalu. [22]

Podobná studie byla také prováděna u pacientů s nekompletní poruchou páteře v porovnání se zdravými probandy. Hodnotícím prvkem bylo opět měření plantárních tlaků ve více zmíněných 10 zónách. Kromě toho byly také hodnoceny časoprostorová proměnná data. Ve srovnání se zdravými subjekty měli pacienti s poškozenou páteří pomalejší rychlost chůze, větší procento fáze postoje, kratší délku kroku a větší SI doby postoje a délky kroku. Údaje porovnání plantárních tlaků naznačovaly, že maximální tlaky pod hlavičkami metatarzu M1 až M5 a špičkou byly nižší, regionální impuls a procento kontaktní plochy v patě (HM a HL) byly vyšší a SI Max F, impuls a kontaktní plocha byly všechny významně větší u těchto pacientů. [24]

## 2.3 Tiger 3D scanner

Tiger 3D scanner je skenovací zařízení od firmy Materialise sloužící ke skenování nohou, chodidel a pořizování snímků plošky nohy. Díky tomu lze pozorovat deformitu klenby nohy, lze také zjistit různé rozměry nohy, ať už délku, šířku nohy nebo výšku klenby. Pro skenování využívá toto zařízení devět kamer, z čehož je jedna barevná a ostatní monochromatické. Přístroj dále umožňuje vytvořit 3D model nohy přímo v softwaru a následně jej převést do formátu STL. [23]



Obr. 17.: Model levé a pravé nohy skenovaný pomocí Tiger 3D Skeneru. [23]

### 2.3.1 Práce s STL soubory

Shromážděná data z 3D skeneru jsou nyní běžně používána, protože je lze snadno využít ke konstrukci digitálního 3D modelu, který je užitečný pro celou řadu běžných aplikací, průmyslového designu, ortotiky, protetiky a reverzního inženýrství. Pokud jde o jednotlivé parametry, zařízení při skenování a následném převodu formátu vytvoří orientační body na chodidle pro určení polohy kostí a kloubů. Tyto data jsou následně převedena do formátu STL. V tomto formátu je skenovaný model vizualizován jako nestrukturovaný tvar popisovaný pouze pomocí geometrie v trojrozměrné kartézské soustavě. Jedním ze způsobů, jak s těmito modely nakládat je možnost vytištění zmenšeného modelu nohy na 3D tiskárně pro detailnější zvětšení problémů chodidla a následnému porovnání s chodidlem podrobenému pravidelnému vyšetření. [25]



### 3 STATISTICKÉ VYHODNOCOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH DAT

Měření lze zařadit mezi základní způsoby jakými získat kvantifikovaná data neboli informace o stavu sledované nebo měřené veličiny. Každý měřicí přístroj má omezenou přesnost měření a proměnnost podmínek měření díky čemuž nezískáme stejný výsledek měření. Jakékoliv vyhodnocování dat je založeno na znalostech základních statistických nástrojů. Před samotným vyhodnocením dat je třeba naměřená data zkontrolovat, tak aby bylo zajištěno správné vyhodnocení. Pro tuto kontrolu se ve velké míře využívá metodika EDA, celým názvem „exploratorní datová analýza“. Tato analýza se skládá z několika kroků, díky kterým data nejenom zkontrolujeme, ale také nastíníme postup následného vyhodnocování. [26, 27]

#### 3.1 Exploratorní datová analýza (EDA)

Exploratorní (průzkumná) analýza dat (EDA) je jedním ze základních kroků při každém statistickém výzkumu nebo výzkumné analýze. Cílem této analýzy je prozkoumat naměřená data, jejich chování z hlediska rozložení, odlehlých hodnot a anomálií v datech. Jedná se také o nástroj pro tvorbu hypotéz pomocí vizualizace a pochopení dat prostřednictvím grafického znázornění. EDA je jedním z počátečních kroků po sběru dat před samotným zpracováním. Data vykreslují a vizualizují rozložení měření, a napomáhají tak posouzení kvality dat a pomáhají vytvořit možné modely hodnocení. [27, 29]

Statistika výběrového souboru vyjadřuje charakteristiku souboru pomocí jednotlivých parametrů. Lze na ně pohlížet jako na odhad parametrů populace, ve které se měřená data nachází. Mezi tyto charakteristiky lze zařadit data centrální tendence do kterých patří: aritmetický průměr, medián, modus a také jejich rozptyl, směrodatná odchylka, mezi kvartilové rozpětí nebo maximum a minimum. Je možné do této charakteristiky zařadit vlastnosti rozdělení jako šikmost, špičatost. Velké množství těchto charakteristik lze kvalitativně zobrazit na histogramu. [27, 29]

##### 3.1.1 Nástroje kontroly dat – parametry centrální tendence

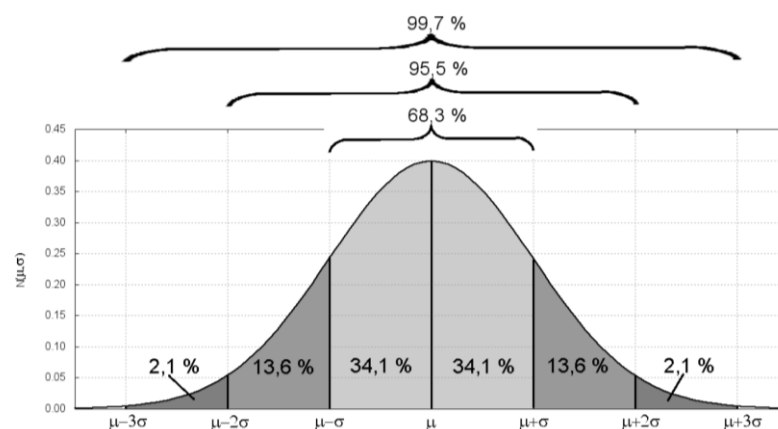
**Střední hodnota** nebo také **odhad aritmetického průměru** ( $\bar{x}$ ) je součet všech naměřených hodnot dělený počtem naměřených hodnot ( $n$ ). Medián je prostřední hodnota souboru, který obsahuje všechny hodnoty seřazené od nejmenší po největší. Medián je méně ovlivňován extrémny a odlehlými hodnotami, proto se říká, že je robustnější než aritmetický průměr. [27, 29]

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

Směrodatná odchylka je počítána z celých dat populace, získáme tak rozptyl  $\sigma^2$  vydělený součtem čtverců  $n$ , který odpovídá velikosti měřené populace. Výběrový vzorec rozptylu dat má ve jmenovateli  $n-1$  místo  $n$ , tak aby se dosáhlo nestrannosti, což znamená, že při výpočtu průměru mnoha různých výběrů z téže populace by průměr odpovídal příslušné populační velikosti  $\sigma^2$ .  $S^2$  je nestranný odhad populačního rozptylu  $\sigma^2$ . [27, 29]

$$S^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{(n - 1)}$$

**Směrodatná odchylka** je jednoduše odmocnina z rozptylu. Má tedy stejné jednotky jako původní data, což napomáhá lepší interpretaci. Výběrová směrodatná odchylka se obvykle označuje symbolem  $S$ . Pro teoretické Gaussovo rozdělení platí, že průměr plus minus 1, 2 nebo 3 směrodatné odchylky drží 68,3 %, 95,5 % a 99,7 % hustoty pravděpodobnosti. [27, 29]



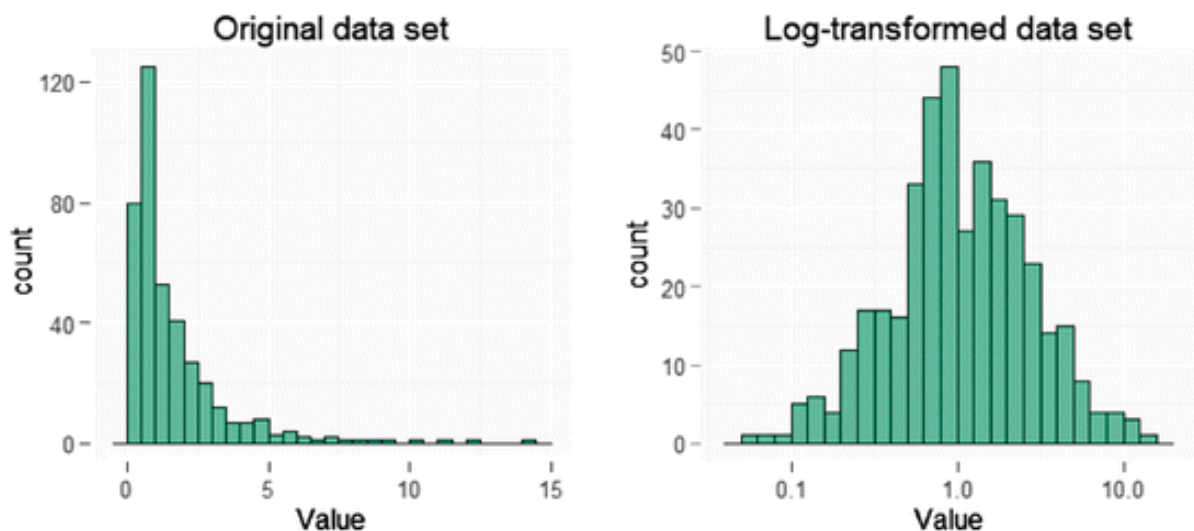
Obr. 18.: Gaussovo rozdělení. [27]

**Mezikvartilové rozpětí IQR** se vypočítá na základě hranic dat nacházejících se mezi 1. a 3. kvantilem. Stejně jako je medián robustnější než průměr, je IQR robustnějším měřítkem rozptylu, než rozptyl a směrodatná odchylka, a proto by měl být upřednostňován u malých nebo asymetrických rozdělení. [27, 29]

### 3.1.2 Nástroje kontroly dat – grafická EDA

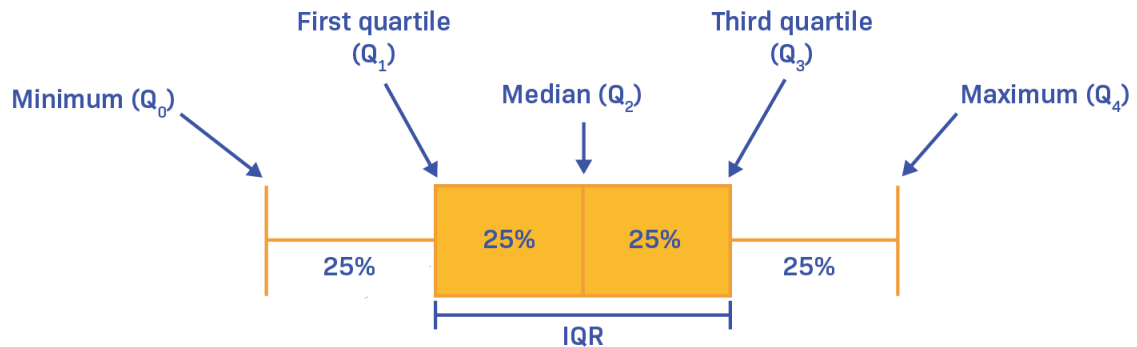
**Průběhový graf** (Time Series Plot) je jeden z používaných grafů pro kontrolu dat. Jedná se defacto o průběh měřený zachycený v čase. Díky jeho zobrazení lze snadno bez jakýchkoliv výpočtů a hodnocení odhalit nenáhodné chování dat. Lze zachytit celkový průběh a trend měření jako skoky, periodické výkyvy nebo šikmost dat. Dále lze odhalit například chybějící hodnoty nebo lze usuzovat závislost mezi naměřenými hodnotami. [28, 29]

Pomocí **histogramu** lze odhalit velké množství charakteristik kvalitativních dat. Jedná se o další z vizuálních nástroj metodiky EDA. Využívá se k lepšímu pochopení spojitých proměnných a poskytují informace o jejich rozdělení. Z rozdělení a tvaru histogramu lze jednodušeji usuzovat chování naměřených dat a udává o jaký typ rozdělení pravděpodobnosti se jedná. Pokud je tvar histogramu symetrický obvykle se jedná o normální rozdělení, pokud dochází k zešikmení tvaru můžou data spadat do log-normálního rozdělení a je třeba další úpravy. Dalším podezřelým ukazatelem je dvou nebo více vrcholové histogramy. Toto chování může indikovat data nasbíraná za měnících se podmínek a je nutné data dále posuzovat dle vhodných statistických softwarů. [28, 29]



Obr. 19.: Na levé straně histogram s originálními daty, pravá strana histogram po logaritmické úpravě. [29]

Dalším grafickým hodnocením metodiky EDA jsou tzv. **krabicové grafy** nebo také **boxploty**. Tyto grafy jsou využívány zejména pro získání informací o centrální tendenci, symetrii, zkrácení dat a zobrazení podezřelých odlehlých hodnot. Je zde využíváno robustní statistiky, spoléhající na medián a IQR. [28, 29]



Obr. 20.: Grafické znázornění boxplotova diagramu s popisem jednotlivých mezí. [39]

Prostřední obdélník ohraničený  $Q_1$  a  $Q_3$  lze popsat také jako IQR tedy interquartilové rozpětí. Ve středu tohoto rozpětí leží medián, což je střední hodnota seřazeného souboru. Od mediánu vpravo leží 50 % hodnot vyšších než medián, od mediánu vlevo leží 50 % hodnot menších než medián.  $Q_0$  a  $Q_4$  popisují nejodlehlejší hodnotu souboru. Jedná se o hodnoty dosahující velikosti 1,5 IQR, hodnoty za touto hranicí nazýváme „boxplot outliers“ graficky jsou nejčastěji označeny hvězdičkou. Po nalezení těchto hodnot je třeba zjistit, zda se jedná pouze o odlehlou hodnotu a tuto hodnotu v souboru ponecháme, nebo se jedná o hrubou chybu a je třeba tuto hodnotu ze souboru vyřadit. Pro tuto kontrolu se využívá test odlehlých hodnot. [28, 29]

### 3.1.3 Testy odlehlých hodnot

Odlehlé hodnoty jsou také označovány jako abnormality, nesouhlasné hodnoty, odchylky a anomálie. Tyto abnormality jsou velmi často zaměňovány za hrubé chyby a jsou ze souboru vyřazovány. Před tímto úkonem je třeba provést test odlehlých hodnot a doložit tak důkaz o tom, že se jedná o hrubou chybu, která je ze souboru s patřičným důkazem správně vyřazena. Jedním z prvotních indikátorů je zobrazení krabicového grafu, který nám tyto odlehlé hodnoty zobrazuje. Dle Tukey testu se jedná o hodnoty, které jsou vyšší než 1,5 IQR. Pro samotné zjištění, zda se jedná o hrubou chybu nebo odlehlou hodnotu se používá Grubbsův nebo Dean – Dixonův test. [30]

### 3.1.4 Test normality

Jedním z nejčastějších problémů při analýze je odhad správného tvaru populace pro daný vzorek dat. Anderson-Darlingův test odlehlých hodnot používá testovací statistiku součtu čtverců rozdílů mezi empirickou a teoretickou distribuční funkcí. Obecně slouží k odhalení odchylek od normality dat, kdy data nemají přibližně normální rozdělení pravděpodobnosti. A-D test zamítá hypotézu o normalitě, v případě, že je p-hodnota menší nebo rovna 0,05. Díky tomu můžeme s 95% spolehlivostí tvrdit, že data neodpovídají normálnímu rozdělení s možností 5% omylu. Po vyhodnocení testu normality je možné konstatovat, že nebyla zjištěna žádná významná odchylka od normality, tedy data mají přibližně normální rozdělení. Díky tomuto zjištění můžeme vytvořit další postup vyhodnocování naměřených dat. [31]

### 3.1.5 Testy hypotéz

Před začátkem experimentu je třeba stanovit hypotézy, na základě, kterých se bude experiment rozhodovat. Ze všeho nejdříve je stanovena nulová hypotéza  $H_0$ . Ta popisuje předpoklad, že stanovená hypotéza platí.  $H_0$  je platná, dokud není vyvrácena, v tom případě pak platí Hypotéza alternativní  $H_a$ , která nepředpokládá stanovené tvrzení a vyvrací tak  $H_0$ . [32]

Jedním z dalších kroků je třeba stanovit významnost testu, která se označuje  $\alpha$  (nejčastěji 5 %). Pro vyhodnocení je srovnávána s p-hodnotou, která popisuje pravděpodobnost platnosti hypotézy. Pokud je hodnota  $p < \alpha$  je nulová hypotéza zamítnuta ve prospěch hypotézy alternativní s pravděpodobností  $1 - \alpha$ . V případě, že je  $p > \alpha$  platí nulová hypotéza. [27, 32]

Během testování může také dojít k výskytu nežádoucí chyby I. a II. druhu. Chyba I. druhu (velikost) je předem zvolena před zahájením testu a určuje ji hladina významnosti  $\alpha$ . Chyba II. druhu je označována  $\beta$  a je přímo závislá na hladině významnosti  $\alpha$  a udává nám sílu testu. [27, 32]

Tab. 2.: Chyba I a II. druhu. [27]

| Výsledek testu |   |   |
|----------------|---|---|
|                | Nezamítám $H_0$   | Zamítám $H_0$   |
| Platí $H_0$    | Správné rozhodnutí<br>Pravděpodobnosti rozhodnutí: $1-\alpha$<br>(spolehlivost) | <b>Chyba I. druhu</b><br>Pravděpodobnosti rozhodnutí: $\alpha$<br>(hladina významnosti) |
| Platí $H_a$    | <b>Chyba II. druhu</b><br>Pravděpodobnosti rozhodnutí: $\beta$                  | Správné rozhodnutí<br>Pravděpodobnosti rozhodnutí: $1-\beta$<br>(síla testu)            |

### 3.2 ANOVA

Analysis Of Variances česky analýza rozptylů je statistická metoda, která umožňuje ověřit významnosti rozdílu mezi soubory většího počtu náhodných výběrů. Tato metoda je využívána pro testování hypotéz skládající se z více než dvou sledovaných skupin. Jedná se v podstatě o více faktorový studentův  $t$  – test. Umožňuje také posuzovat vliv známých faktorů na proces. Hlavním principem je analýza rozptylů spočívající na základě rozkladu rozptylů jednotlivých dílčích faktorů, odpovídajících jednotlivým vlivům. Podle kterých jsou tyto data tříděna. [33, 34]

Dle faktorů je samotná ANOVA rozdělena na několik skupin, kdy každá skupina odpovídá počtu faktorů v dané skupině:

- **jednofaktorová ANOVA** (one-way ANOVA): má pouze jeden ovlivňující faktor.
- **dvou faktorová ANOVA** (two-way ANOVA): má dva ovlivňující faktory.
- **více faktorová ANOVA** (n-way ANOVA): má více než dva ovlivňující faktory.

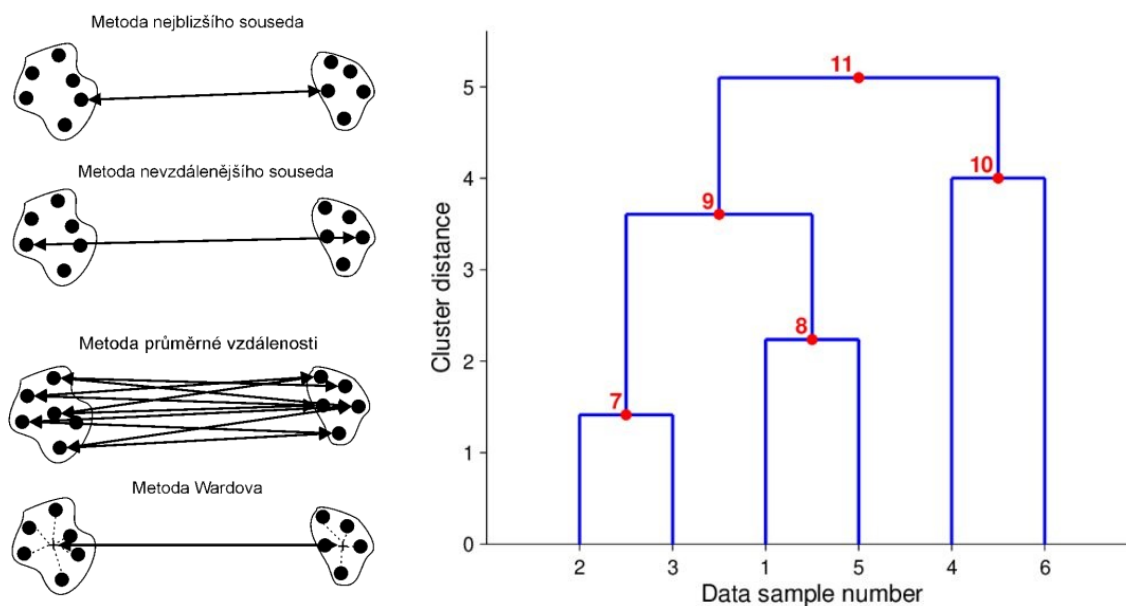
Nulová hypotéza  $H_0$  tvrdí, že u všech skupin naměřených dat platí rovnost rozptylů.

Na základě hypotézy alternativní  $H_a$  očekáváme, že se rozptyly nerovnají a zamítáme tak  $H_0$  na hladině významnosti  $[1-\alpha]$ . [33, 34]

### 3.3 Analýza shluků (Cluster analysis)

Analýza shluků se zařazuje mezi metody, která zkoumá podobnost u vícerozměrných objektů. Využívá se především tam, kde měřené objekty projevují tendenci se seskupovat. Jedním z využití je biologická klasifikace živočichů a rostlin. Dále ji lze využít v medicíně pro identifikaci nemocí a jejich stádií, nebo také pro odhalování vzorců neobvyklého používání internetu. Metoda funguje na principu shlukování dat na základě jejich podobnosti. Grafickým znázorněním je potom dendrogram, který popisuje procentuální podobnost dat, data nepodobná jsou vzdálená více od sebe a data více podobná mají tendence se shlukovat. [33, 34]

Metody hodnocení shlukování jsou založené na posuzování vzdálenosti jednotlivých shluků. Vycházíme z množiny všech objektů a jejich jednotlivým porovnáváním a dělením. První z metod je metoda nejbližšího souseda, která porovnává dva soubory na základě nejkratší vzdálenosti bodu jednoho shluku vůči bodu druhého shluku. Druhou z metod je metoda nejvzdálenějšího souseda, která naopak porovnává nejvzdálenější bod jednoho shluku, vůči nejvzdálenějšímu bodu shluku druhého. Další s používaných metod je metoda průměrné vzdálenosti, která popisuje data jako průměrnou vzdálenost všech objektů v jednom shluku, vůči všem objektům ve shluku druhém. Nejpoužívanější metodou je Wardova metoda, která funguje na principu součtu odchylek v jednom shluku a součtu odchylek ve shluku druhém. [33, 34, 35]

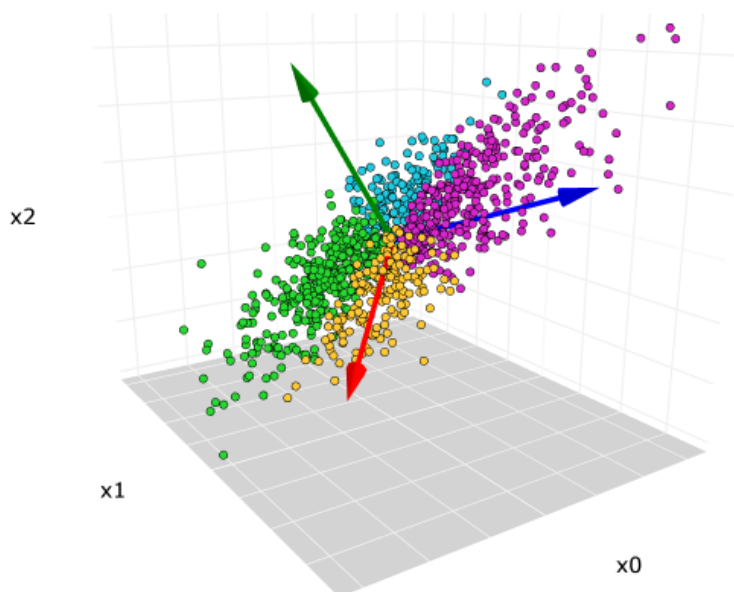


Obr. 21.: Na levé straně se nachází grafické znázornění metod hodnocení shluků [36], na pravé straně se nachází dendrogram. [37]

### 3.4 Analýza hlavních komponent

Metodika hlavních komponent se využívá zejména pro jednodušší popis vzájemné lineární závislosti nebo korelačních znaků. Velká část měřených veličin vykazuje velkou sílu korelace, proto se pomocí analýzy zkoumá možné nahrazení naměřených veličin jedinou veličinou, popřípadě menším počtem veličin, které budou odpovídat námi měřenému souboru. Toto lze také popsat jako lineární transformaci původních dat na nové, nekorelované proměnné s menším počtem a vhodnějšími vlastnostmi. Jde tedy o odhalení veličin „hlavních komponent“ spojující tyto data. [38]

Základním znakem těchto hlavních komponent je míra variability jednodušeji rozptyl. Jsou seřazeny podle důležitosti tedy dle klesajícího rozptylu od největšího po nejmenší. Zachování co největší variability znamená nalezení nových proměnných, které jsou lineárními funkcemi proměnných v původním souboru dat, které postupně maximalizují rozptyl. [38]



Obr. 22.: Vizualizace dat metodiky hlavních komponent pomocí softwaru Zero Math. [41]



## 4 SHRnutí TEoretické Části

Teoretická část obsahuje řadu informací, které popisují problematiku biomechaniky dolních končetin. Konkrétně je pak zaměřena na jednotlivé pohyby a jejich způsoby měření. Také obsahuje typy a vysvětlení dat, které jsou získána pomocí těchto měření spolu s popisem měřících přístrojů a samotnými nástroji pro vyhodnocení jednotlivých měřených parametrů.

V první kapitole teoretické části je představena oblast biomechaniky dolních končetin s přesahem do kinematiky jednotlivých částí, ze kterých se samotná noha skládá. Je zde také popsán cyklus chůze a jeho jednotlivé části. V poslední části první kapitoly je popsán samotný stoj spatný, který je jedním z nejčastějších způsobů, jakým setrvává tělo v klidné vzpřímené poloze na místě.

V druhé kapitole jsou dopodrobna popsány způsoby měření morfologie dolních končetin za použití různých metodik. Jedním ze způsobů je mechanická metoda používající svinovací metr, třmenové měřítko nebo případnou alternativu označovanou jako podobox, který byl využit v jednom z výzkumů. Další z metod, která je zde popsána je metoda využívající 2D a 3D snímací zařízení, které funguje na principu scanneru. Tyto metody se také často modifikují do tzv. 4D. V neposlední řadě jsou zde popsány přístroje pro měření plantárních tlaků jako je přístroj Footscan, kterým lze měřit rozložení váhy mezi podložkou a chodidlem ve třech stádiích. První stádium je pouze statické stání, kde je zobrazeno procentuální rozložení váhy. Druhým stádiem je balancování, které popisuje rozložení váhy při balanční činnosti a zachycuje COP (změnu polohy těžiště). Posledním stádiem je dynamická chůze, která popisuje kontakt nohy s podložkou v jednotlivých stádiích a cyklech chůze.

V poslední kapitole je popsáno statistické zpracování dat spolu s metodikou kontroly, kterou nejlépe popisuje metodika EDA. Ta se využívá před samotným vyhodnocením naměřených dat. V odstavci EDA jsou popisovány nástroje této metodiky, které jsou rozděleny na parametry centrální tendence a grafické vizualizace EDA. Popisovány jsou také nástroje vícerozměrné statistiky, a to metoda ANOVA, která je využívána k porovnání více faktorové rovnosti rozptylů. Analýza shluků je také jedním z nástrojů vícerozměrné statistiky. Funguje na základě podobnosti a tendence dat vytvářet shluky. Posledním nástrojem je metodika hlavních komponent, která zkoumá možnost nahrazení původní dat jednou veličinou (hlavní komponentou).

## **II. PRAKTICKÁ ČÁST**

## 5 STANOVENÍ CÍLŮ PRAKTICKÉ ČÁSTI

Cílem této diplomové práce je statistické zkoumání vlivu dlouhodobé sportovní činnosti a nošení speciální sportovní obuvi na kvalitu chůze v běžném životě. Pomocí systému Footscan® a Tiger 3D scanner je zkoumána změna klenby a změna plantárních tlaků při různých fázích pohybu za předpokladu, že měřený proband dlouhodobě sportuje a přenáší tak tyto návyky do běžného života. Pro vyhodnocení těchto výsledků je třeba splnit následující úkoly:

1. Získat teoretické znalosti o přístrojích Tiger 3D scanner a Footscan®. Naučit se jejich praktickým používání a získat bližší informace o získaných výsledcích.
2. Vybrat vhodný soubor probandů: 1. skupina fotbalisté, 2. skupina nesportovci, na kterém bude studie provedena.
3. Provést praktické měření chodidel fotbalistů a nesportovců s důrazem na kvantilové rozložení váhy v předem definovaných případech.
4. Provést praktické zpracování výsledků, dle odpovídajících statistických metod.
5. Závěrem shrnout celou zkoumanou problematiku a vyvodit odpovídající výsledky.

## 6 PŘÍPRAVA A POSTUP SBĚRU DAT

Pro dosažení námi požadovaného výsledku je třeba dodržet přesně stanovené kroky při postupu přípravy a postupu měření samotného experimentu. Tyto kroky jsou dopodrobna popsány v této kapitole.

### 6.1 Výběr experimentální skupiny probandů

Pro dosažení nejefektivnějšího způsobu statistického hodnocení bylo třeba zvolit dva měřené soubory se stejnými parametry, tak aby bylo jejich porovnání co nejvhodnější. Jedním z těchto parametrů byla jejich lateralita, což znamená, že do souboru byly vybrány pouze praváci. Druhým z požadavků bylo jejich věkové omezení v rozmezí 19-25 let a byli vybírání probandi výhradně mužského pohlaví. Celkem bylo tedy na tento experiment vybráno 27 zástupců aktivních sportovců (fotbalistů), při jejichž výběru byla brána zřetel pouze na aktivní zástupce fotbalových klubů. Do druhého souboru bylo vybráno opět 27 probandů, co se aktivně nevěnují žádnému sportu dle stejných požadavků.

Všichni měření probandi jsou studenti Univerzity Tomáše Bati, kteří byli s měřením obeznámeni a účastí na tomto měření stvrzují jejich souhlas s anonymním použitím jejich výsledků výhradně za účelem vyhodnocení této diplomové práce.

### 6.2 Příprava skenovacích zařízení

Před samotným začátkem měření je třeba připravit oba měřící přístroje. Tiger 3D scanner se skládá z několika částí, které je třeba před měřením složit. Pro správné použití měřícího přístroje je třeba zajistit jeho stabilní umístění na pevné zemi a vycentrovat ho, aby nedocházelo k pohybu během skenování. Následně je nutné připevnit dvě boční stojany pevným utažením šroubů, aby nedošlo k uvolnění během používání. Krycí vrstva skenovacího skla by měla být důkladně vyčištěna, aby nedocházelo k chybám během skenování. Připojení skeneru do elektrické sítě se provádí pomocí napájecího kabelu. Pro přenos dat je využíváno USB rozhraní, které je připojeno k počítači. Jakmile jsou veškerá připojení připravena umístí se vypínač do polohy „zapnuto“ čímž dojde k jeho zapnutí. U přístroje Footscan je příprava jednodušší, stačí jej vytáhnout z přepravního boxu a připojit k počítači. Nicméně je třeba vybrat vhodný prostor, tak aby bylo dostatek prostoru na dynamické měření chůze, stejně tak jako 3D scanner musí být i tento přístroj uložen na pevném a rovném podkladu.

Jakmile jsou oba přístroje připraveny je nutné spustit software Materialise Footscan 9 pro zahájení měření. Při prvotním spuštění je třeba Footscan zkalibrovat, aby byla zajištěna co nejpřesnější činnost všech tlakových senzorů obsažených v této podložce. Kalibrace se provádí zapsáním váhy kalibrační obsluhy a následné zkoušce dynamického nebo statického měření. Jakmile je přístroj řádně zkalibrován můžeme přejít k softwarové (datové) přípravě měření.

### 6.3 Datová příprava měření

Datová příprava měření spočívá v přípravě a vytvoření databáze do které se budou ukládat výsledky měření jednotlivých osob. Jak již bylo zmíněno výše, měřená data jsou anonymizována, proto není důležité uvádět jméno a příjmení měřené osoby. Ovšem pro zahájení měření je nutné tyto data vyplnit, proto místo jména a příjmení bylo zvoleno řazení Proband 1, Proband 2 pro sportovce a pro nesportovce NProband 1, NProband 2, atd. V kolonce datum narození byl vyplněn pouze rok pro kontrolu vhodnosti našeho stanoveného rozmezí. V neposlední řadě bylo třeba uvést hmotnost měřeného probanda pro správnou osobní kalibraci podložky Footscan. Tuto informaci sdělil měřený proband dle svého uvážení spolu s informací o velikosti běžně nošené obuvi udávané v Euro velikostech.

Recording setup

Pressure plate: ▲ 1.0m entry level plate (4/10/0627)

3D scanner: 3D scanner (A118370447)

Recording session name \*: Session 1

Weight \*: 75.00 kg

Shoe size \*: 39 EU

Remarks

Recording protocols:  3D scan  Static  Balance  Dynamic

Obr. 23 Prostředí Footscan 9.

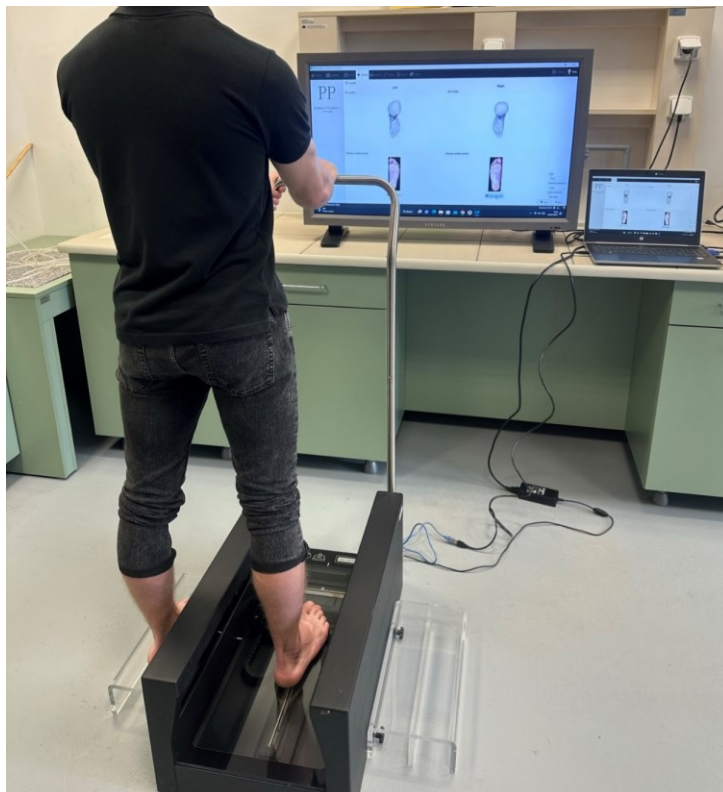
Ještě před zahájením měření byl každý měřený proband řádně proškolen a byla mu předvedena vizuální ukázka měřených postupů a byl instruován o postoji a pohybu pro jednotlivé úseky měření jak na přístroji Tiger 3D scanner, tak na přístroji Footscan. Dále mu bylo umožněno, se volně projít před zahájením dynamického měření, tak aby si zvykl na samotné prostředí a srovnání nohou. Celý průběh měření probíhal naboso, pro vytvoření snímků na 3D scanneru bylo třeba si vyhrnout kalhoty nad úroveň kotníků. Jakmile byl proband poučen, následovalo samotné měření.

## 6.4 Proces měření

Jak již bylo zmíněno celý proces měření je prováděn na dvou přístrojích tedy na Tiger 3D scanner a na tlakové podložce Footscan. Ze všeho nejdříve měření začíná na 3D scanneru až následně se celý proces přesouvá na tlakovou podložku. Jednotlivé způsoby měření jsou popsány v jednotlivých podkapitolách níže.

### 6.4.1 Proces 3D skenování

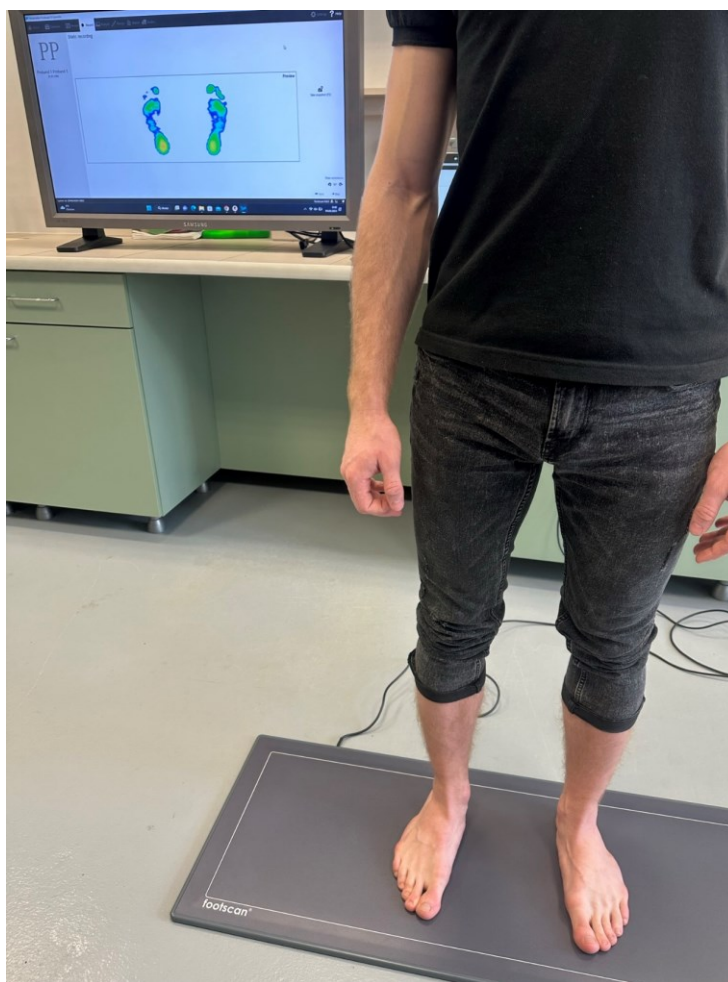
Proces skenování začíná postavením probanda na boční stojny. Při této poloze má proband skenovací zařízení přímo pod sebou. Měřena je každá noha zvlášť, proband je vyzván, aby přesunul libovolnou nohu na skener. Váha je v této poloze rozložena rovnoměrně, tělo je drženo ve vzpřímené poloze ruce mohou být spuštěny podél těla nebo se můžou dotýkat opěrného madla, které je připevněno ke skeneru. Pohled probanda směřuje přímo před sebe, tak aby nedocházelo k změnám polohy. Skenování trvá v rozmezí od 10–20 sekund. V této době musí být pohyb nohy omezen tak, aby byl výsledek co nejpřesnější. Během skenování dojde nejprve k oskenování 3D struktury nohy a následně vyfocení plantární fotografie chodidla pomocí barevné kamery.



Obr. 24.: Postup skenování nohou pomocí Tiger 3D scanneru.

#### 6.4.2 Statické měření plantárních tlaků

Při statickém měření plantárních tlaků se kontrolovaný proband přesune k podložce Footscan. Postaví se do středu měřicí podložky. Jedná se o stoj spatný, kde je kladen důraz na to, aby toto stání bylo pro měřenou osobu co nejpřirozenější, jako například při běžném čekání na autobus. Pomocí softwaru Footscan 9 je pořízen barevný snímek, který dopodrobna popisuje rozložení tlaků v jednotlivých částech chodidla. Tyto tlaky jsou vizualizovány pomocí barevné mapy, kdy každá jednotlivá barva odpovídá velikosti tlaku vztáženého na plochu. Námi vyhodnocené výsledky popisují také jednotlivé kvartily, které jsou rozděleny na Q1-Q4, kdy Q1 a Q2 odpovídá přední části levé a pravé nohy a Q3 a Q4 odpovídá levé a pravé patě.



*Obr. 25.: Postup měření statických plantárních tlaků.*

### 6.4.3 Kinematické měření plantárních tlaků

Toto měření je podobné statickému měření. Kdy měřený proband se postaví do výšece znázorněné na obrazovce zařízení. Na obrazovce je opět popsáno barevné rozložení tlaků. Jakmile obdrží proband pokyn začne kývavým pohybem balancovat, přenášet váhu z jedné nohy na druhou bez toho, aniž by se jedna nebo druhá noha odlepila z měřené podložky. Tento pohyb se cyklicky opakuje celých 30 sekund. Což je doba stanovená před zahájením experimentu. Toto měření zachycuje změnu rozložení tlaků chodidla při kinematickém pohybu a změnu COP poloha těžiště těla. Pro naše vyhodnocení nás zajímá především kvartilové rozložení váhy Q1-Q4.

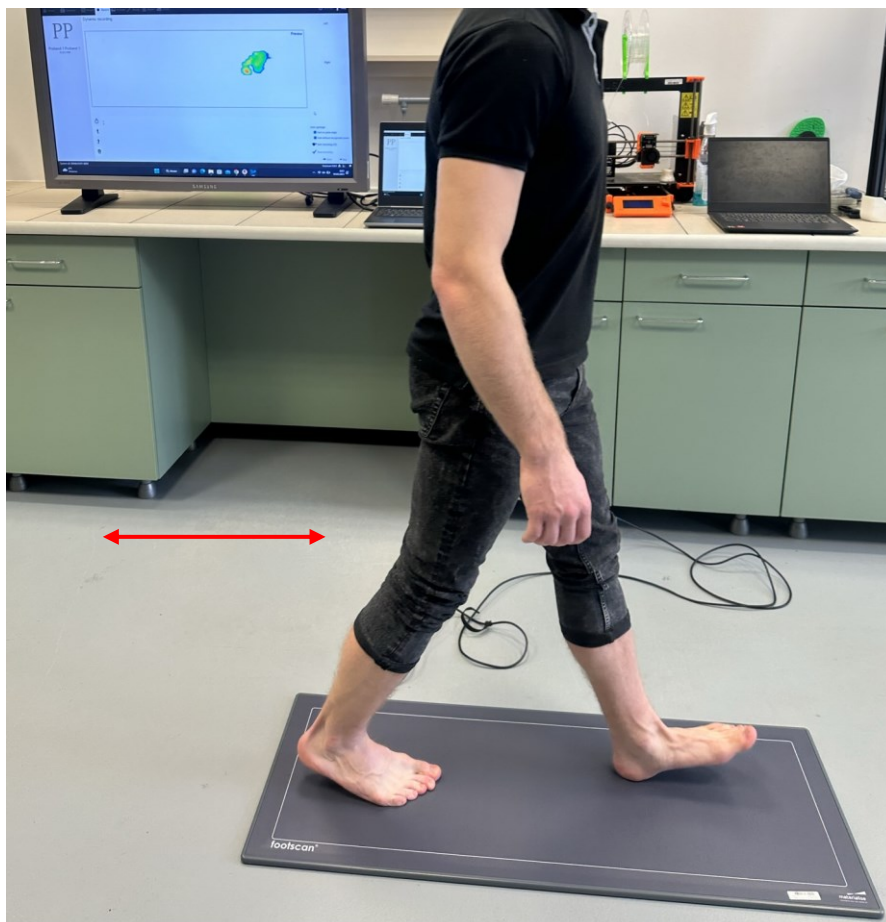


Obr. 26.: Postup kinematického (balančního) měření plantárních tlaků.



#### 6.4.4 Dynamické měření plantárních tlaků

Po kinematickém měření se proband přesune mimo měřicí podložku. Dynamické měření spočívá v chůzi po měřicí podložce, kde je zapotřebí aby proband došlapoval na střed podložky, která je označena bílým rámem, protože v krajních pozicích nejsou zasazeny snímače, takže by přímo nedošlo k měření. Před nárokem na podložku udělá proband vždy dva nebo tři kroky, tak aby na podložku nastupoval již v plném cyklu chůze. Na podložce udělá jeden krokový cyklus. Tedy cyklus, je z teorie popisován od uderu paty jedné nohy po odlepení špičky druhé nohy, kde dojde k nasnímání levé i pravé nohy. Po přechodu podložky se proband otočí a opět přechází zpět na podložku. Tento cyklus se několikrát opakuje, tak aby bylo získáno dostatečné množství výsledků. Možné výsledky jsou popsány v teoretické části v kapitole 2.2.3. Dynamické měření je poslední fáze měření, následně se může proband obout, a přecházíme do fáze vyšetření výsledků.



Obr. 27.: Postup dynamického měření plantárních tlaků.

## 7 VYHODNOCENÍ NASBÍRANÝCH DAT

Pro vyhodnocení experimentu, ve kterém bylo hlavním kritériem porovnat sportovce (fotbalisty) a nespportovce bylo hodnoceno několik aspektů, ze kterých je složena celková statistika pro toto hodnocení. Prvním z těchto hodnocení je procentuální rozložení váhy při statickém stání v jednotlivých kvartilech. Druhým z vyhodnocovaných parametrů je balanční neboli kinematické rozložení váhy v jednotlivých kvartilech a posledním, nejzajímavějším porovnáním je porovnání dynamických faktorů, které jsou měřeny při krokovém cyklu chůze, spolu s porovnání úhlů nohy při nároku.

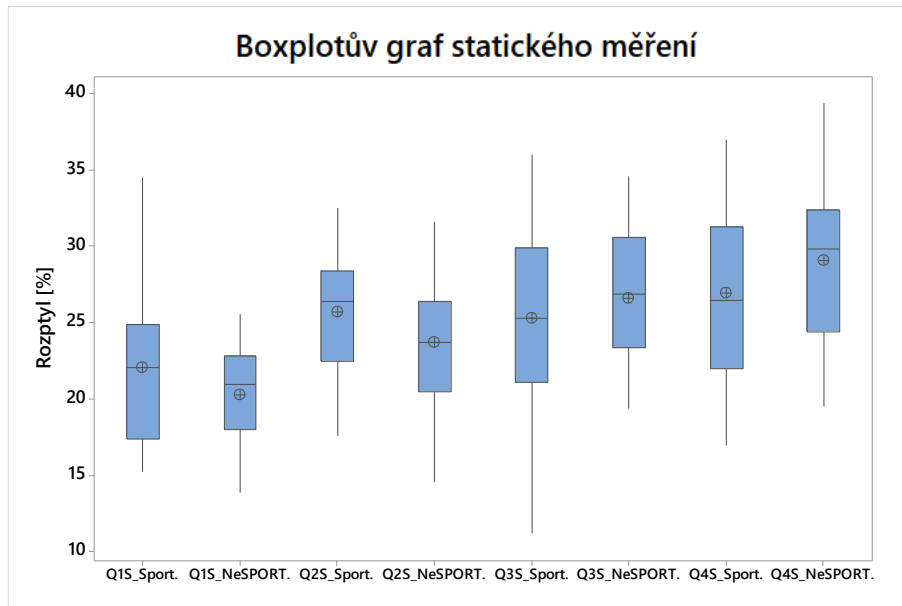
Před samotným vyhodnocením těchto výsledků je třeba měřená data zkontrolovat. Sběr veškerých dat zajišťuje software Footscan 9, ze kterého jsou následně data přenesena do programu Microsoft Excelu, kde jsou data upravena. Pro kontrolu dat je využíván software MINITAB 17 a je postupováno se dle metodiky EDA. Pro jednotlivé typy měření byl vždy popsán vzorový postup měření a všechna měřená data jsou vyhodnocována a kontrolována stejně jako tento vzorový postup.

### 7.1 Hodnocení statického rozložení váhy

Hodnocení rozložení váhy se provádí pomocí kvartilového rozložení mezi levou a pravou špičkou chodidla a levou a pravou patou chodidla, což je označováno jako statické měření. Každá z těchto částí je popsána jako jednotlivý kvartil měření, ze kterého je vypočítán procentuální tlak vztažený na plochu v jednotlivých oblastech snímání. V centru těchto čtyř tlakových bodů se nachází středová osa těžiště.

#### 7.1.1 Boxplotův graf pro kontrolu dat statického měření

Boxplotův graf, který je také označován jako krabicový graf je často využíván pro grafickou vizualizaci datového souboru. Tento graf rozkládá data do několika kvartilů, pomocí kterých lze kontrolovat rozptýlení dat při měření. Jednou z použíté tohoto grafu je také znázornění hodnot, které by jsou potencionálně podezřelé. Tyto hodnoty jsou označeny hvězdičkou a je nutné dalšího prověření pomocí odpovídajících testů, tak aby bylo zcela dokázáno, že se nejedná o hrubou chybu. Z grafu obsaženém na *Obr. 28* je patrné, že v souboru nejsou obsaženy žádné podezřelé hodnoty.



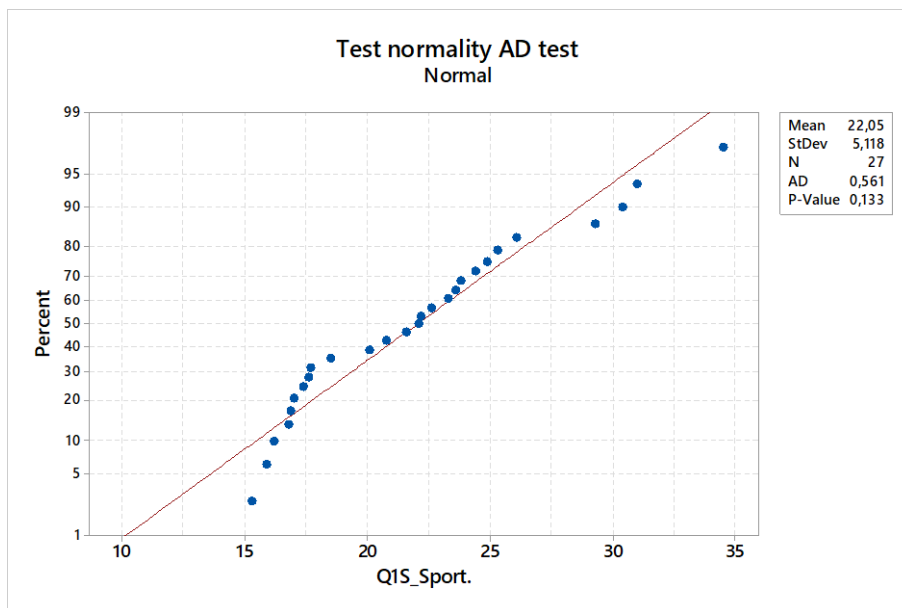
Obr. 28.: Boxplotův graf statického měření.

### 7.1.2 Kontrola normality Anderson-Darling pro statické měření

Pomocí Anderson-Darlingova testu je třeba otestovat, zda mají naměřené soubory dat přibližně normální rozdělení. Je třeba položit hypotézu, kdy:

$H_0$  = data pocházejí z normálního rozdělení

$H_a$  = non, chyba prvního druhu  $\alpha = 0,05$



Obr. 29.: AD test normality Q1\_Sport.

Tab. 3 Výsledky testu normality pro statické měření.

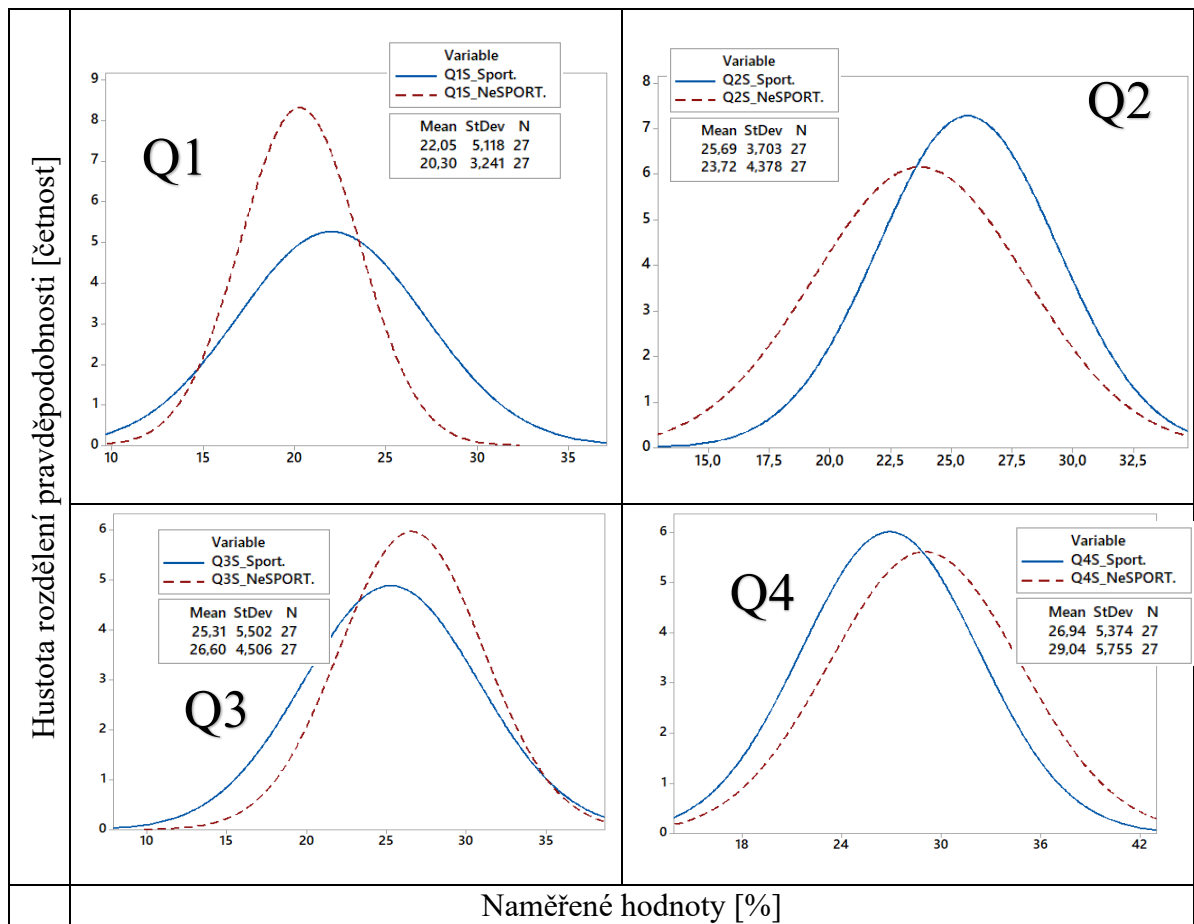
| Anderson Darlingův test normality pro statická měření |           |   |                     |                          |
|---|-----------|---|---------------------|--------------------------|
| Vyšetřovaná skupina                                   | P hodnota | - | Testovací kritérium | Rozhodnutí               |
| Q1S_Sport   | 0,133     | > | 0,05                | Nezamítám H <sub>0</sub> |
| Q2S_Sport   | 0,854     | > | 0,05                | Nezamítám H <sub>0</sub> |
| Q3S_Sport   | 0,675     | > | 0,05                | Nezamítám H <sub>0</sub> |
| Q4S_Sport   | 0,670     | > | 0,05                | Nezamítám H <sub>0</sub> |
| Q1S_NeSport   | 0,261     | > | 0,05                | Nezamítám H <sub>0</sub> |
| Q2S_NeSport   | 0,904     | > | 0,05                | Nezamítám H <sub>0</sub> |
| Q3S_NeSport   | 0,657     | > | 0,05                | Nezamítám H <sub>0</sub> |
| Q4S_NeSport   | 0,524     | > | 0,05                | Nezamítám H <sub>0</sub> |

Všechny skupiny dat statického měření mají přibližně normální rozdělení pravděpodobnosti. Tedy, že jsou data symetricky rozdělena a tvoří tzv. Gaussovo rozdělení. Díky čemuž lze usuzovat, že data byla měřena správně a lze dále pokračovat v hledání významných rozdílů mezi sportovci a nesportovci.

### 7.1.3 Hledání rozložení statické váhy

Jako jedním z dalších vizualizačních grafů byl zvolen histogram, ve kterém je znázorněna Gaussova křivka rozdělení pravděpodobnosti, kde osa X popisuje jednotlivé měřené hodnoty a osa Y hustotu pravděpodobnosti zastoupení jednotlivých měřených dat, kdy směrem ke střední hodnotě je hustota nejvyšší a postupně klesá. Jedním z nejvýraznějších rozdílů je viditelný v prvním kvartilu, kde se výsledky výrazně liší jak na základě střední hodnoty, tak ve velikosti rozptylu. Nesportovci v tomto kvartilu dle střední hodnoty přenášejí menší procento váhy na přední část levé nohy. U sportovců je výraznější rozptyl, což zvětšuje interval možných naměřených hodnot. V ostatních kvartilech jsou tyto rozdíly rozptylů méně výrazné pouze se liší na základě střední hodnoty, kde například nejvýraznější rozdíl je viditelný ve čtvrtém kvartilu na základě přenášené procentuální váhy, je zde podezření, že nesportovci přetěžují při statickém stání pravou patu. Tuto hypotézu je potřeba potvrdit dalším hodnocením.

Tab. 4.: Porovnání jednotlivých kvartilů statického měření.



#### 7.1.4 ANOVA pro statické měření

Pro statické srovnání naměřených výsledků byla zvolena metodika ANOVA, ve které jsou porovnávány rozptyly a následně rovnost průměrů jednotlivých faktorů. Ze všeho nejdříve je třeba stanovit hypotézu, kde:

$$H_0: \sigma_{Q1S\_Sport.}^2 = \sigma_{Q2S\_Sport.}^2 = \sigma_{Q3S\_Sport.}^2 = \sigma_{Q4S\_Sport.}^2$$

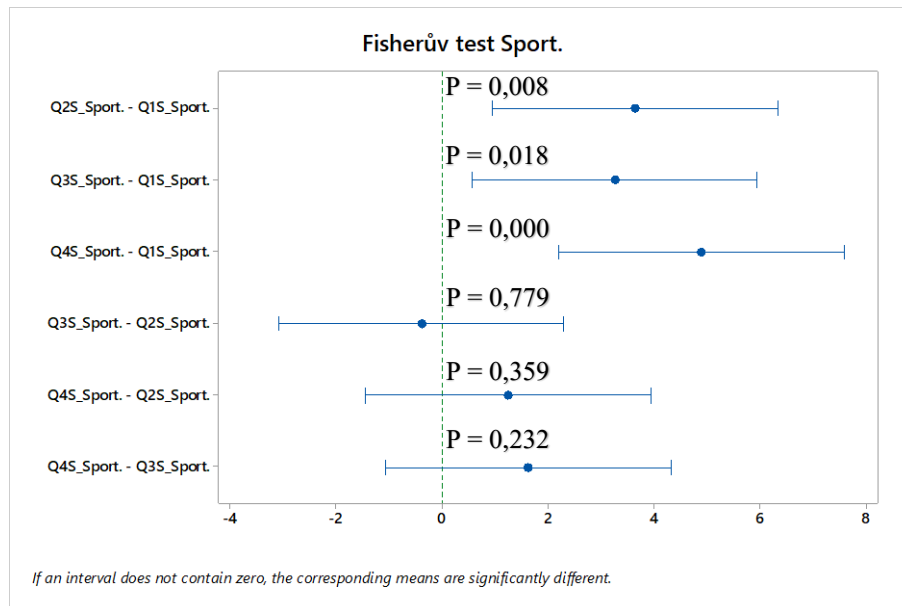
$$H_a: \text{NON chyba prvního druhu } \alpha = 0,05$$

$$P=0,202 > 0,05 \rightarrow \text{Nezamítám } H_0$$

Z výsledků můžeme potvrdit rovnost rozptylů s pravděpodobností na 95 %. Díky tomuto výsledku pokračujeme dále metodou jednocestná ANOVA a data kontrolujeme také pomocí rovnosti průměrů, která bude díky této skutečnosti hodnocena pomocí Fisherova testu průměrů. Opět je třeba nejdříve stanovit hypotézu kdy:

$$H_0: \mu_{Q1S\_Sport.}^2 = \mu_{Q2S\_Sport.}^2 = \mu_{Q3S\_Sport.}^2 = \mu_{Q4S\_Sport.}^2$$

$$H_a: \text{NON chyba prvního druhu } \alpha = 0,05$$



Obr. 30.: Fisherův graf Sport.

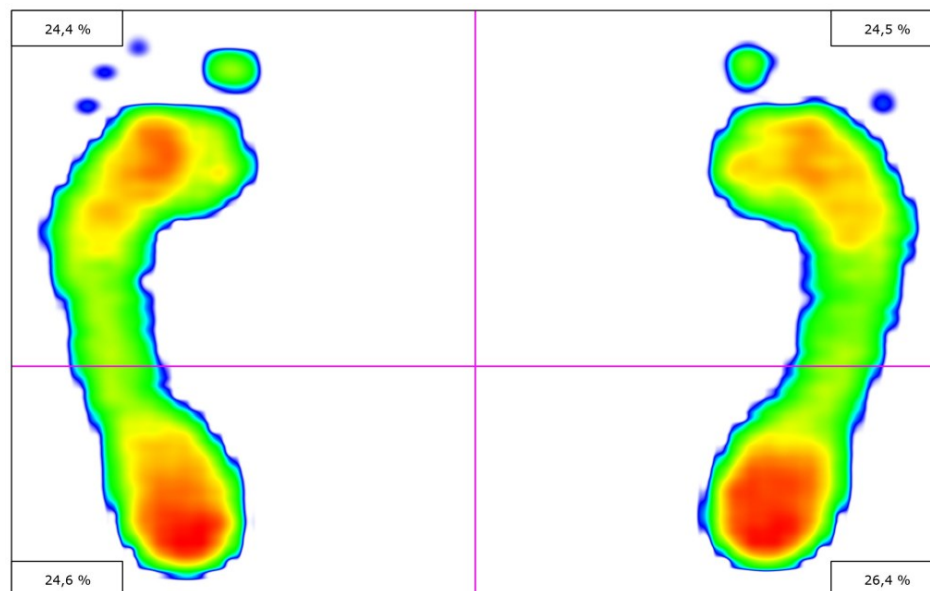
V grafu můžeme vidět intervaly jednotlivých porovnávaných průměrů, které jsou vizualizovány pomocí rozptylu mezi sebou. K těmto intervalům byla také doplněna výsledná P hodnota, která tento fakt potvrzuje nebo zamítá. Jedná se o míru variability mezi jednotlivými faktory. Samotnou míru variability můžeme vidět níže.

Tab. 5.: Výsledky rovnosti průměrů statického měření u sportovců.

| Faktor     | N  | Průměr [%] | Skupina |
|------------|----|------------|---------|
| Q4S_Sport. | 27 | 26,94      | A       |
| Q2S_Sport. | 27 | 25,693     | A       |
| Q3S_Sport. | 27 | 25,31      | A       |
| Q1S_Sport. | 27 | 22,048     | B       |

Nejzajímavějším výsledkem tohoto hodnocení jsou separované skupiny na základě rovnosti průměrů, tyto výsledky můžeme vidět v Tab. 5. Z těchto výsledků lze vyhodnotit, že u statického měření skupiny sportovců jsou jednotlivé kvartily separovány do dvou skupin na základě variability, a to do skupiny A, do které spadá Q2S, Q3S, Q4S, tedy kvartil pravé špičky a obou pat, dále samostatnou skupinu tvoří skupina B, jejímž zástupcem je pouze Q1S tedy levá špička chodidla. Z výsledků testu lze usuzovat, že sportovci mají vyšší tendenci odlehčovat levou špičku a nést více váhy na své dominantní noze jež je určena jejich lateralitou.

Jako charakteristický vzor těchto výsledků byl zvolen Proband 5, který má nejpodobnější rozložení váhy v jednotlivých kvartilech v porovnání s výslednými průměrnými hodnotami. Jako celkový výsledek statického měření nás zajímá především rozdělení již zmiňovaných skupin v porovnání s výsledky, které charakterizují rozložení tlaků u nespportovců, které je obsažené níže.



Obr. 31.: Charakteristický zástupce výsledných hodnot.

Stejně jako u sportovců byl soubor dat měřený na nespportovcích vyhodnocován také metodikou ANOVA. Stanovené testovací hypotézy byly stejné, kdy:

$$H_0: \sigma_{Q1S\_NeSport.}^2 = \sigma_{Q2S\_NeSport.}^2 = \sigma_{Q3S\_NeSport.}^2 = \sigma_{Q4S\_NeSport.}^2.$$

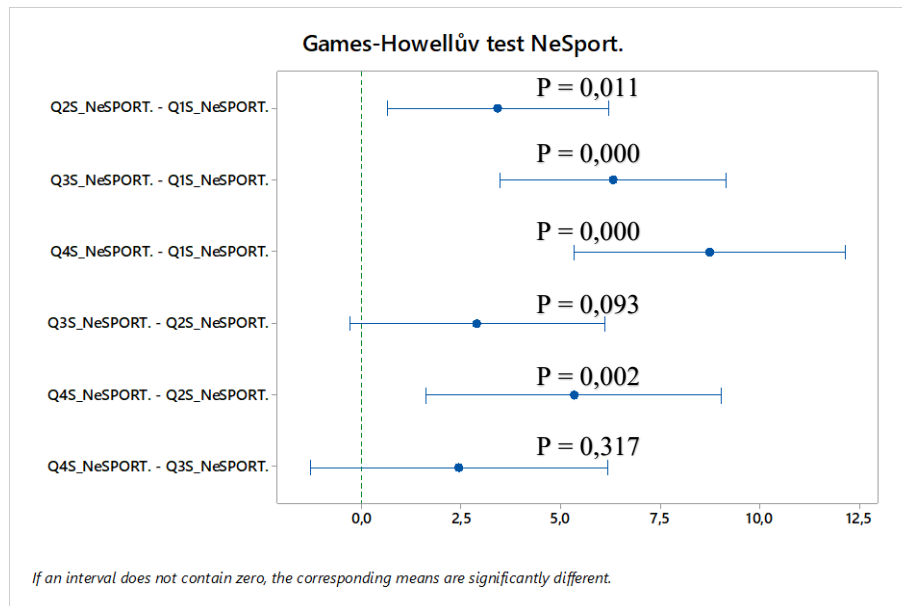
$$H_a: \text{NON chyba prvního druhu } \alpha = 0,05$$

$$P=0,043 < 0,05 \rightarrow \text{Zamítám } H_0 \text{ ve prospěch } H_a \text{ na hladině významnosti } 1-\alpha$$

U testu rovnosti rozptylů pro data měřených na nespportovcích se rovnost rozptylů nepotvrdila, protože P hodnota < než 0,05 proto tvrdíme, že se rozptyly nerovnají a pokračujeme dále v metodě ANOVA. Je třeba v nastavení pokračovat bez rovnosti rozptylů a rovnost průměrů je vyhodnocována pomocí Games-Howellova testu nikoliv pomocí Fisherova testu. Tento test je využíván především u dat, u kterých se nepotvrdila rovnost rozptylů. Je třeba znovu stanovit hypotézu kdy:

$$H_0: \mu_{Q1S\_NeSport.}^2 = \mu_{Q2S\_NeSport.}^2 = \mu_{Q3S\_NeSport.}^2 = \mu_{Q4S\_NeSport.}^2.$$

$$H_a: \text{NON chyba prvního druhu } \alpha = 0,05$$



Obr. 32.: Games-Howellův test rovnosti průměrů u nesportovců.

Na Obr. 32 je zaznamenán poměrný rozptyl průměrů mezi jednotlivými skupinami a výsledná P hodnota, která je opět postavena do rovnosti s hodnotou „alfa“, která je stanovena před zahájením testu. Nejvíce vypovídajícím výsledkem jsou opět separované skupiny faktorů na základě rovnosti průměru, které nás zajímají především v porovnání s výsledky sportovců.

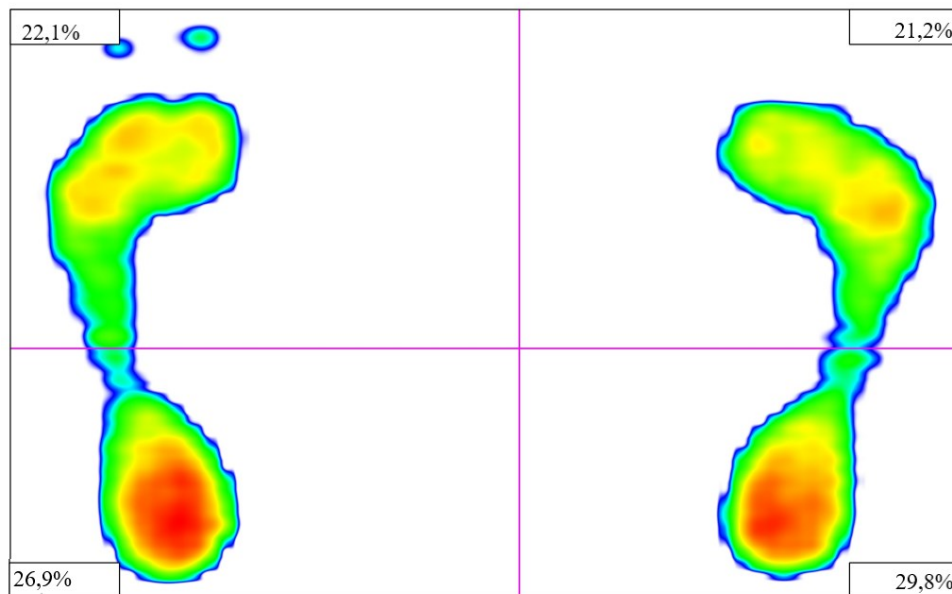
U dat měřených na nesportovcích byly vyhodnoceny 3 skupiny, a to skupina A, do které spadá Q4S a Q3S tedy paty obou nohou. Další skupinou B je Q3S a Q2S tedy levá pata a pravá špička a poslední skupinou C, která obsahuje soubor Q1S, odpovídající levé špičce. Podobně jako sportovci mají i nesportovci tendenci odlehčovat levou špičku, nicméně tím že Q3S spadá do skupiny A i B není prokazatelná dominance jedné nebo druhé nohy. Pouze faktu, že nesportovci přenášejí při statickém stání váhu více na paty a odlehčují tak přední část obou chodidel.

Tab. 6.: Výsledky rovnosti průměrů statického měření u Nesportovců.

| Faktor       | N  | Průměr [%] | Skupina |
|--------------|----|------------|---------|
| Q4S_NeSport. | 27 | 29,04      | A       |
| Q3S_NeSport. | 27 | 26,604     | A-B     |
| Q2S_NeSport. | 27 | 23,722     | B       |
| Q1S_NeSport. | 27 | 20,304     | C       |



I pro výsledky hodnocených na nesportovcích byl vybrán nepodobnější charakteristický zástupce ze souboru. Nejpodobnějším vzorovým zástupcem nesportovců byl Proband 1, kde na fotografii plantárních tlaků lze vidět červené zóny, které znázorňují místa s největší koncentrací tlaků, které odpovídají patám. Naopak přední část je zbarvena do zelena tedy je zde výrazně nižší koncentrace tlaku, kdy dokonce na pravé noze není viditelný tlak na palcové hraně, pouze na 1-5 metatarsalu.



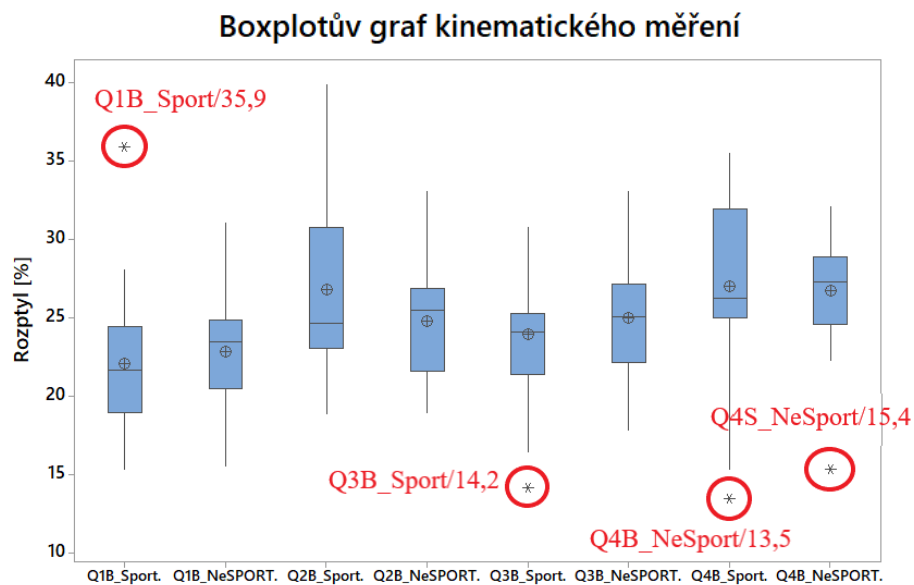
Obr. 33.: Charakteristický zástupce výsledných hodnot.

## 7.2 Hodnocení kinematického (balančního) rozložení váhy

U hodnocení balančního měření je opět vyhodnocováno procentuální rozložení váhy tentokrát při kinematickém pohybu tedy balancování. Jedná se podobný princip jako u statického měření pouze se tlak v jednotlivých kvartilech mění po dobu 30 sekund v závislosti na pohybu probanda. Postup vyhodnocení výsledků je stejné jako u statického měření. Nejdříve je třeba zkontrolovat naměřená data a následně je provedeno srovnání pomocí metodiky ANOVA, ve které nás nejvíce opět zajímá porovnání jednotlivých skupin na základě průměrných tlaků v jednotlivých kvartilech. Toto porovnání nám může lépe popsat přenášení váhy sportovců a nesportovců z jedné nohy na druhou.

### 7.2.1 Boxplotův graf pro kinematické měření

Pro prvotní vizualizaci výsledků kinematického měření byl opět zvolen boxplotův graf, který nám hned v prvním okamžiku ukázal několik hodnot označených hvězdičkou, které by mohly být podezřelé, proto je třeba je dále vyšetřit, tak aby bylo možné stanovit a vyhodnotit, jak tyto hodnoty vznikly a jakým způsobem budeme dále postupovat. Tuto kontrolu je třeba provést pomocí testu odlehlých hodnot.



Obr. 34.: Boxplotův graf kinematického měření.

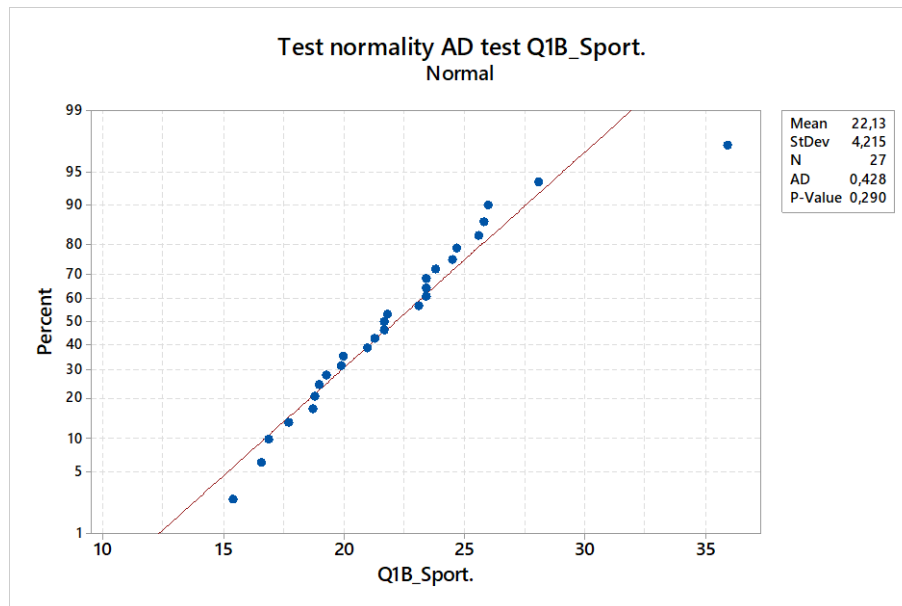
### 7.2.2 Test normality kinematického měření

Ještě před samotným testem odlehlých hodnot je třeba všechny soubory dat vyšetřit pomocí testu normality. Je třeba potvrdit, že byla data měřena správně, a je třeba znát jejich rozložení. Kromě toho je třeba potvrzení normality pro volbu hodnotícího kritéria při testu odlehlých hodnot. Pro různá rozložení dat jsou používány odlišné parametry vyhodnocení.

Pro AD test normality musí být opět stanovena hypotéza, kdy:

$H_0$  = data pocházejí z normálního rozdělení

$H_a$  = non, chyba prvního druhu  $\alpha = 0,05$



Obr. 35.: Anderson Darlingův test normality pro Q1B\_Sport.

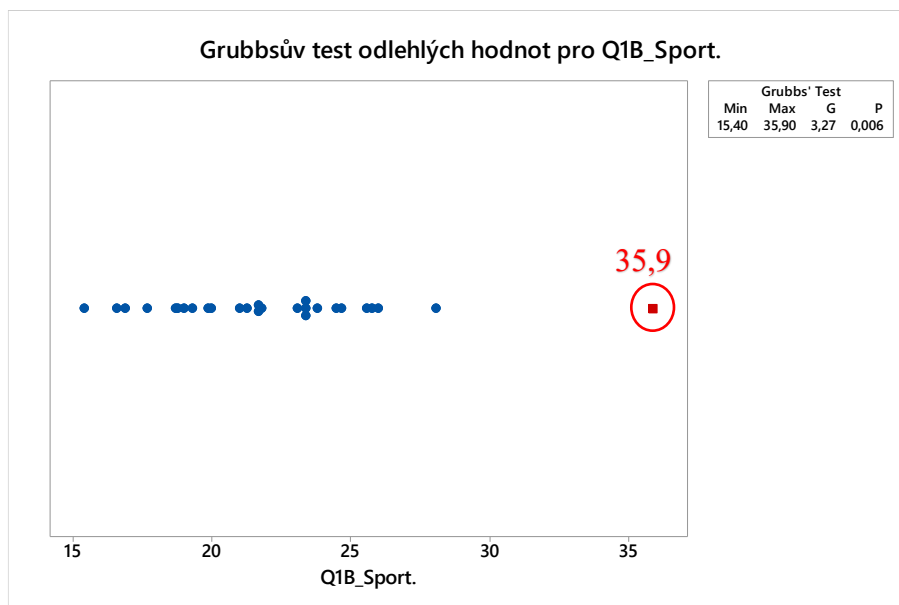
Výsledkem tohoto testu bylo zjištěno a potvrzeno, že všechny měřené skupiny pocházejí přibližně z normálního rozdělení a nebyla zamítnuta  $H_0$ , jelikož všechny P hodnoty jsou vyšší než testovací kritérium alfa. Proto můžeme pokračovat na test odlehlých hodnot.

Tab. 7.: Výsledky testu normality pro kinematická měření.

| Anderson-Darlingův test normality pro kinematické měření |           |   |                     |                 |
|--|-----------|---|---------------------|-----------------|
| Vyšetřovaná skupina                                      | P hodnota | - | Testovací kritérium | Rozhodnutí      |
| Q1S_Sport  | 0,290     | > | 0,05                | Nezamítám $H_0$ |
| Q2S_Sport  | 0,095     | > | 0,05                | Nezamítám $H_0$ |
| Q3S_Sport  | 0,229     | > | 0,05                | Nezamítám $H_0$ |
| Q4S_Sport  | 0,144     | > | 0,05                | Nezamítám $H_0$ |
| Q1S_NeSport  | 0,671     | > | 0,05                | Nezamítám $H_0$ |
| Q2S_NeSport  | 0,262     | > | 0,05                | Nezamítám $H_0$ |
| Q3S_NeSport  | 0,971     | > | 0,05                | Nezamítám $H_0$ |
| Q4S_NeSport  | 0,149     | > | 0,05                | Nezamítám $H_0$ |

### 7.2.3 Testy odlehlých hodnot kinematického měření

Jelikož data pocházejí z normálního rozdělení je pro kontrolu odlehlých hodnot používán Grubbsův test, při kterém získáme P hodnotu, která je podobně jako u testu normality porovnána s hodnotou  $\alpha$ . Kromě P hodnoty je také v Grubbsově testu vizuálně znázorněna podezřelá hodnota pomocí červeného čtverce, který můžeme vidět na Obr. 36. Díky těmto výsledkům máme dostatečné podklady k možnému vyřazení odlehlých hodnot.



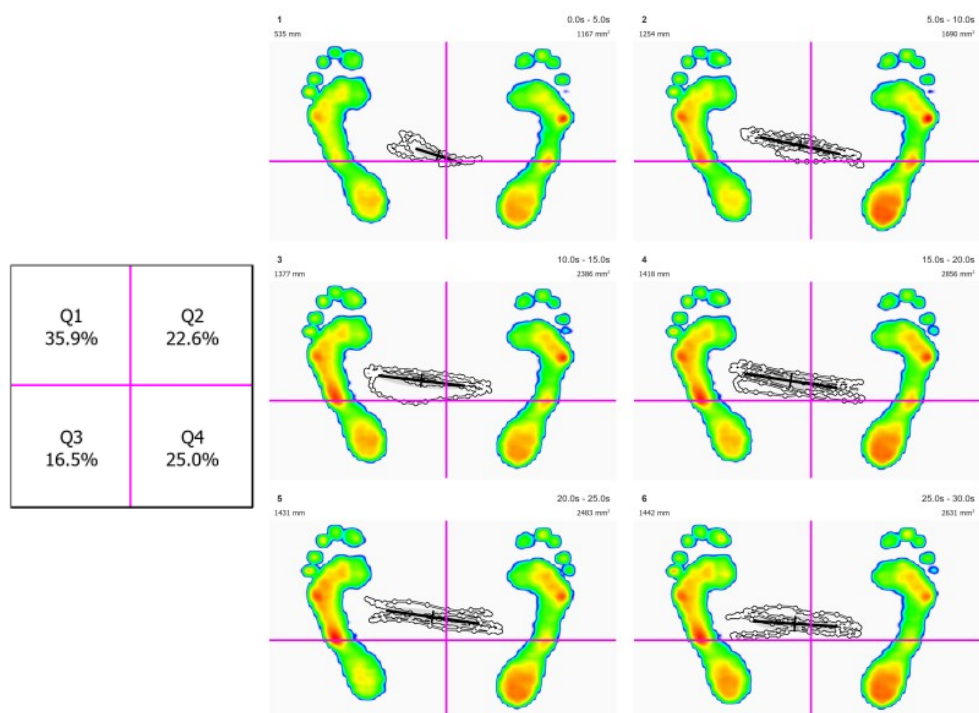
Obr. 36.: Grubbsův test odlehlých hodnot Q1B\_Sport.

Zkoumanou hodnotu zobrazenou na obrázku výše lze dle zákonitosti testování hypotéz ze souboru vyřadit. Nicméně ani jedna z hodnot v Tab. 8 nebude vyřazena a bude ponechána v souboru. Jsou dvě varianty vzniku odlehlé hodnoty, vznikla náhodou protože si při měření proband špatně stoupl, což je nepravděpodobné, protože toto měření probíhá po dobu 30 s a zatížení se mění, navíc každý proband byl před měřením názorně instruován a poučen. Druhá, pravděpodobnější varianta vzniku této hodnoty je fakt, že se jedná o deformitu => proband zkrátka nadměrně přetěžuje přední část chodidla při vyvažování a balancování. Jedná se o levou část nohy, což by mohlo odpovídat teorii, že fotbalisté jsou zvyklí přenášet váhu na přední část levého chodidla a vytvářet tak oporu pro pravou nohu, kterou kopou do míče.

Tab. 8.: Výsledky podezřelých hodnot kinematického měření.

| Grubbsův test odlehlých hodnot |           |   |                 |              |              |
|--------------------------------|-----------|---|-----------------|--------------|--------------|
| Měřená hodnota                 | P hodnota | - | Testovací krit. | Rozhodnutí   | implementace |
| Q1B_Sport/35,9                 | 0,006     | < | 0,05            | Zamítám H0   | Nevyřazeno   |
| Q3B_Sport/14,2                 | 0,221     | > | 0,05            | Nezamítám H0 | Nevyřazeno   |
| Q4B_NeSport/13,5               | 0,257     | > | 0,05            | Nezamítám H0 | Nevyřazeno   |
| Q4S_NeSport/15,4               | 0,005     | < | 0,05            | Zamítám H0   | Nevyřazeno   |

Pro lepší vizualizaci je na Obr. 37 zobrazen výsledek a celkový průběh měření probanda, u kterého byla zaznamenána podezřelá hodnota. Jak je z obrázku patrné, jedná se o cyklický pohyb při kterém proband přenášel váhy po dobu 30s z jedné nohy na druhou. Proto nelze říci, že se jedná pouze o špatný moment při kterém byl snímek získán. Jsou zde popsány také jednotlivé kvartily balančního měření. Z obrázku přenášení váhy lze usuzovat, že by se mohlo jednat a deformitu postuje. Kde je váha nejvíce přenášena z pravé paty na levou špičku, což by mohlo odpovídat přenosu váhy při kopání do míče, kdy je váha přenášena na vnější část levé špičky. Je zde potřeba dalšího vyšetření a porovnání s ostatními účastníky experimentu, pro získání podkladů pro potvrzení teorie.

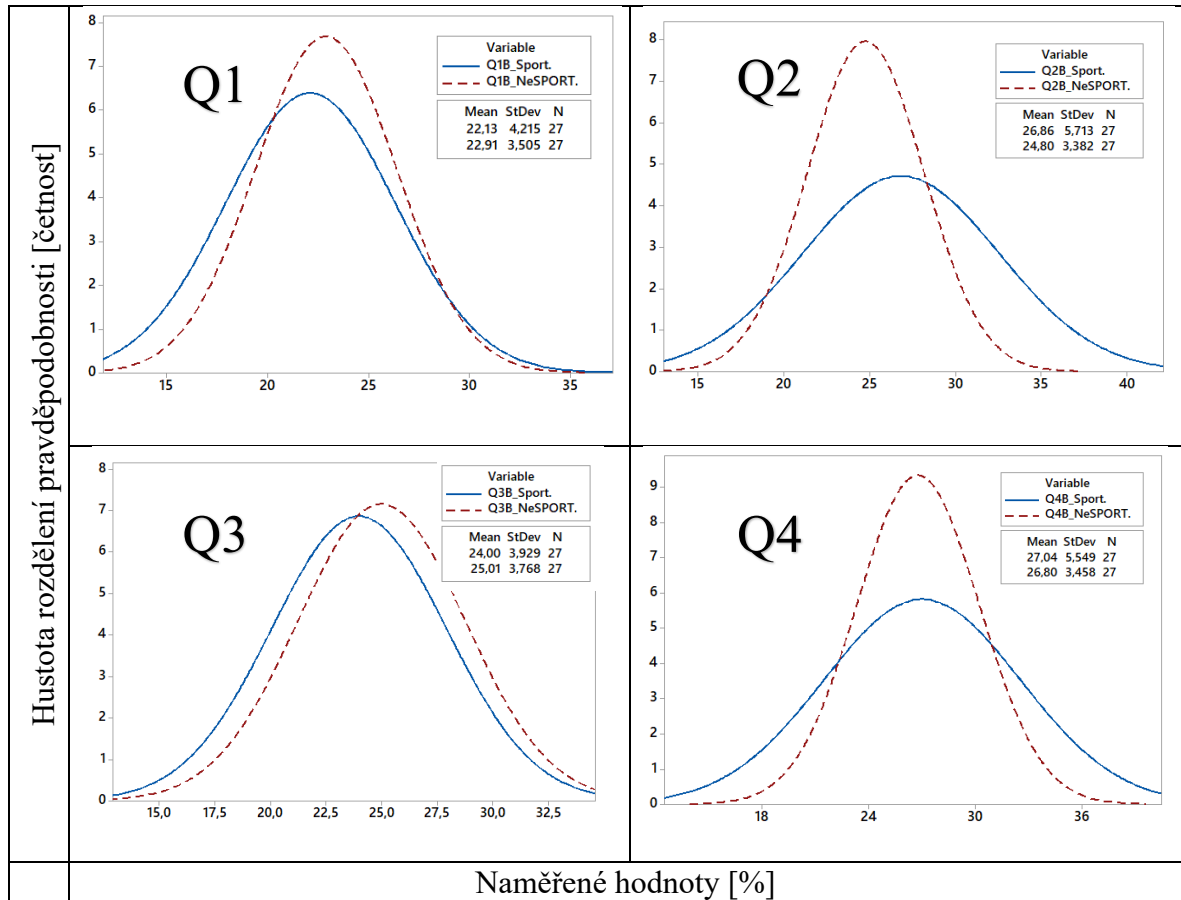


Obr. 37.: Výsledky dynamického měření Probanda s podezřelou hodnotou.

#### 7.2.4 Hledání rozložení kinematické váhy

Podobně jako u statického měření nás zajímá změna rozložení váhy v jednotlivých kvartilech u kinematického měření, kde se toto rozložení mění a následně je z těchto dat hodnoceno celkové rozložení postavení v jednotlivých kvartilech. Z těchto vizualizovaných dat nás především zajímá velikosti rozptylu mezi jednotlivými skupinami. Nejvýraznější rozdíl lze vidět v kvartilech Q2 a Q4, u sportovců je viditelný větší rozptyl měření, tedy výraznější rozlišnost neboli variabilita naměřených hodnot.

Tab. 9.: Porovnání kinematického měření v jednotlivých kvartilech u sportovců a nespportovců.



### 7.2.5 ANOVA kinematického měření

Také pro kinematické porovnání hodnot byla zvolena metoda ANOVA. Ze všeho nejdříve bylo třeba provést test rovnosti rozptylů na základě potvrzené normality. Kde stanovená hypotéza tvrdí, že:

$$H_0: \sigma_{Q1B\_Sport.}^2 = \sigma_{Q2B\_Sport.}^2 = \sigma_{Q3B\_Sport.}^2 = \sigma_{Q4B\_Sport.}^2$$

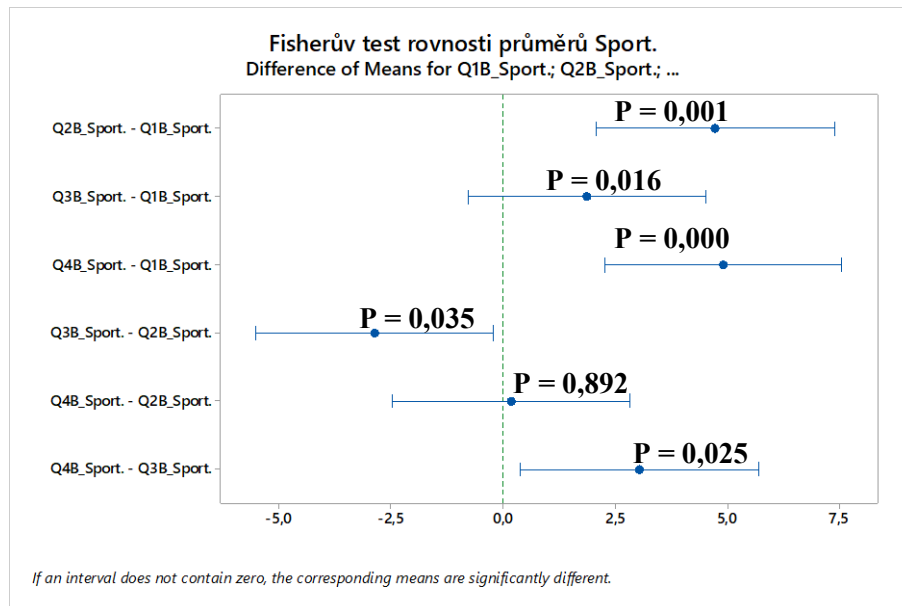
$$H_a: \text{NON chyba prvního druhu } \alpha = 0,05$$

$$P=0,144 < 0,05 \rightarrow \text{Nezamítám } H_0$$

Následně bylo stejně jako u statického měření provedeno srovnání středních hodnot jednotlivých kvartilů na základě potvrzení rovnosti rozptylu pomocí Fisherova testu Kde:

$$H_0: \mu_{Q1B\_Sport.}^2 = \mu_{Q2B\_Sport.}^2 = \mu_{Q3B\_Sport.}^2 = \mu_{Q4B\_Sport.}^2$$

$$H_a: \text{NON chyba prvního druhu } \alpha = 0,05$$



Obr. 38.: Fisherův test rovnosti průměrů Sport.

Tab. 10.: Výsledky rovnosti průměrů Sport.

| Faktor     | N  | Průměr [%] | Skupina |
|------------|----|------------|---------|
| Q4B_Sport. | 27 | 27,040     | A       |
| Q2B_Sport. | 27 | 26,860     | A       |
| Q3B_Sport. | 27 | 23,996     | B       |
| Q1B_Sport. | 27 | 22,130     | B       |

Provedený Fisherův test nám vyseparoval vzájemně podobné soubory do skupin na základě jejich průměrných hodnot. Výsledkem jsou celkem dvě skupiny, a to skupina A do které spadá Q2B, Q4B přední a zadní část pravého chodidla a skupina B, která obsahuje Q3B a Q1B tedy přední a zadní část levého chodidla. Z čehož lze usuzovat, že sportovci zatěžují levou a pravou nohu odlišným způsobem, kdy pravá noha je vedoucí a nese převážnou část váhy při balancování a levá noha slouží spíše k vyvažování.

Při hodnocení pomocí metodiky ANOVA souboru nesportovců je třeba opět zvolit adekvátní hypotézu, kdy:

$$H_0: \sigma_{Q1B\_NeSport.}^2 = \sigma_{Q2B\_NeSport.}^2 = \sigma_{Q3B\_NeSport.}^2 = \sigma_{Q4B\_NeSport.}^2.$$

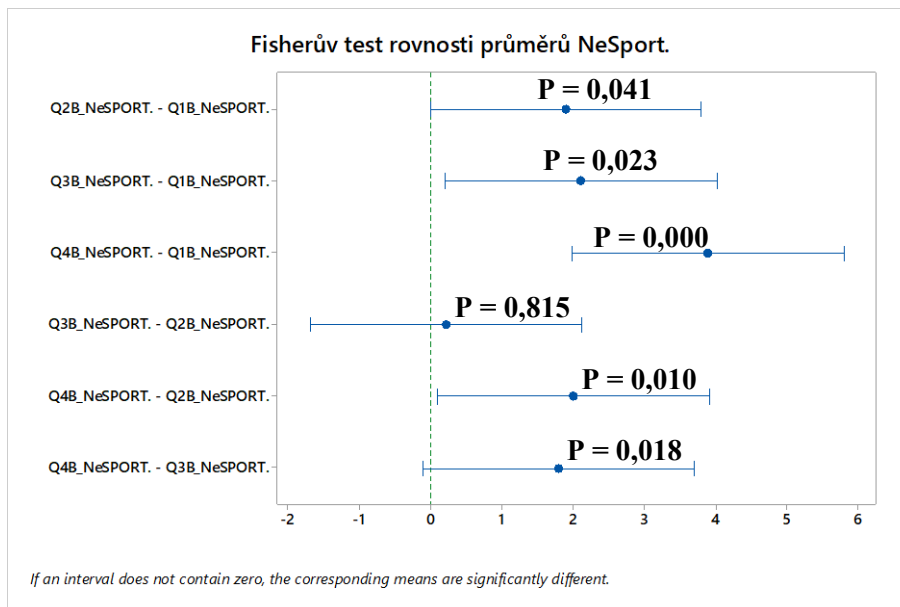
Ha: NON chyba prvního druhu  $\alpha = 0,05$

$P=0,365 < 0,05 \rightarrow$  Nezamítám  $H_0$

Na základě potvrzení rovnosti rozptylů následuje test rovnosti průměru, kde hodnotícím kritériem je Fisherův test rovnosti průměrů, kdy stanovená hypotéza zní:

$$H_0: \mu_{Q1B\_NeSport.}^2 = \mu_{Q2B\_NeSport.}^2 = \mu_{Q3B\_NeSport.}^2 = \mu_{Q4B\_NeSport.}^2.$$

Ha: NON chyba prvního druhu  $\alpha = 0,05$



Obr. 39.: Fisherův test rovnosti průměrů NeSport.

Pomocí testu průměrů metodiky ANOVA byl soubor separován do tří skupin, kde do první skupiny spadá samostatný kvartil Q4B, do druhé skupiny spadá Q3B a Q2B a do poslední skupiny je zařazen Q1B. V porovnání s výsledky měřených na sportovcích nebyla u sportovců zaznamenána dominance vedoucí nohy, převážně proto, že jak kvartil Q3B tak Q2B spadá do stejné skupiny, tudíž lze potvrdit vzájemnou rovnost mezi patou levé nohy a špičkou pravé. Podobně jako u statického měření nesportovci nejvíce přenáší váhu na pravou patu tedy kvartil Q4 a zároveň nejvíce odlehčují přední část chodidla Q1.

Tab. 11.: Výsledky testu průměrů NeSport.

| Faktor       | N  | Průměr [%] | Skupina |
|--------------|----|------------|---------|
| Q4B_NeSport. | 27 | 26,796     | A       |
| Q3B_NeSport. | 27 | 25,011     | B       |
| Q2B_NeSport. | 27 | 24,796     | B       |
| Q1B_NeSport. | 27 | 22,907     | C       |



## 7.3 Dynamické měření

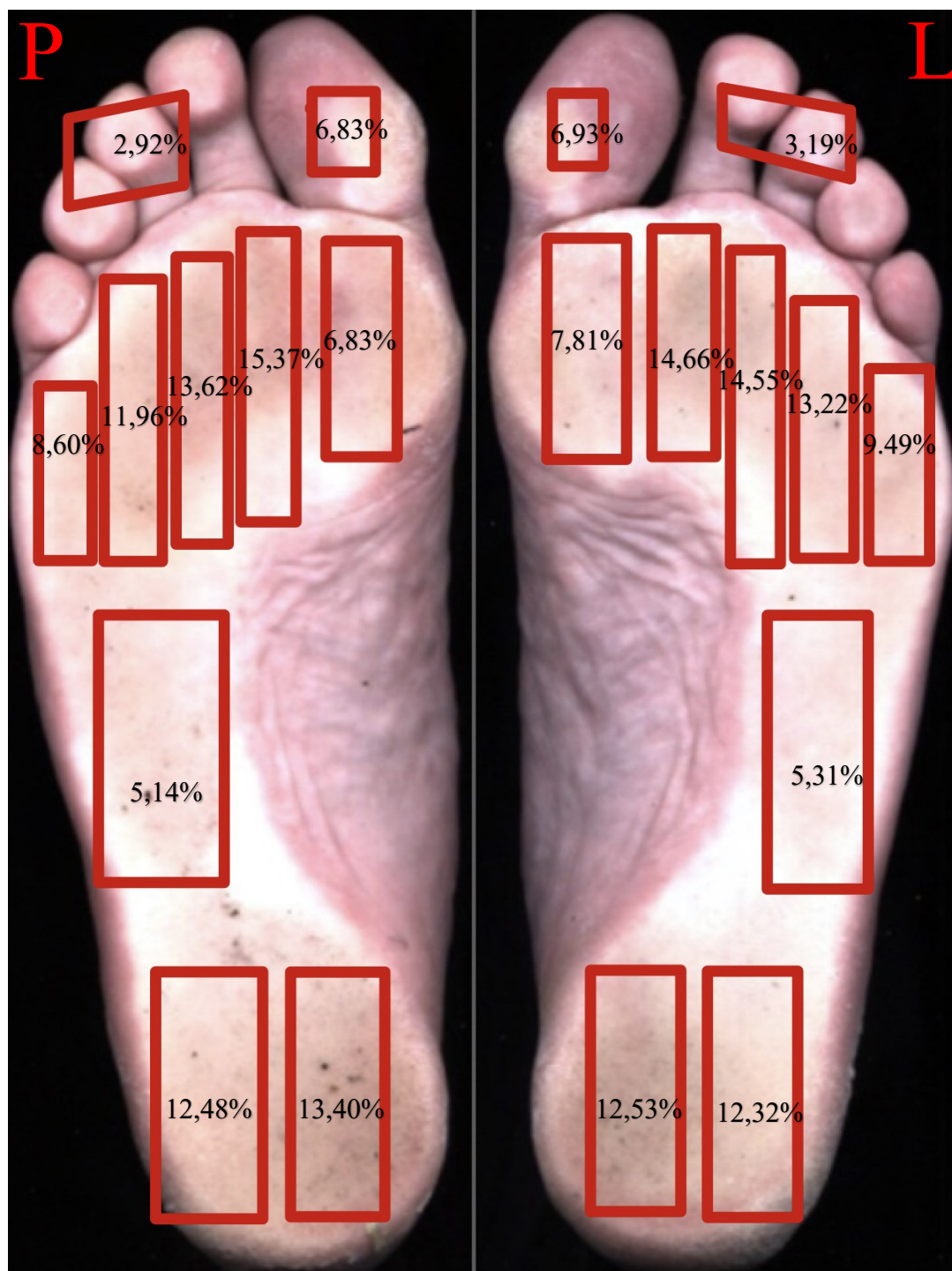
Jak je již popsáno v teoretické části, dynamické měření je vyhodnocováno z několika opakujících se nároků na tlakovou podložku z obou stran, a z těchto nasbíraných dat je vyhodnocováno několik parametrů, krom samotného průběhu tlaků v jednotlivých bodech chodidla při krokovém cyklu, nás také zajímá porovnání úhlu nároku mezi sportovci a nesportovci. Jedná se o úhel, o který je chodidlo vytočeno vůči ose chůze při došlapu chodidla na podložku.

### 7.3.1 Rozložení váhy v jednotlivých zónách chodidla při krokovém cyklu

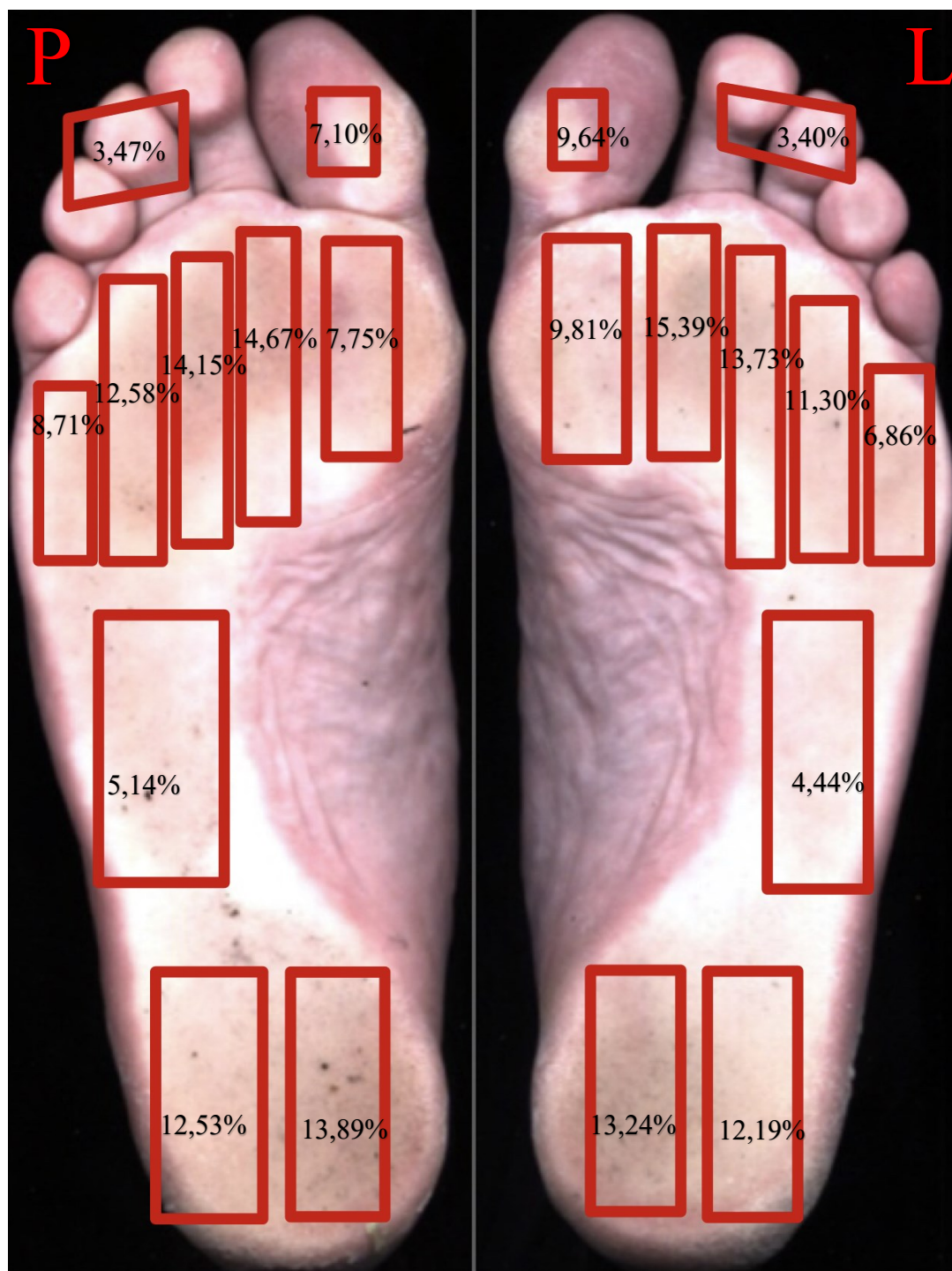
Pro co nejpřesnější statistické vyhodnocení dynamického měření je chodidlo rozděleno do 10 zón, které jsou popsány na *Obr. 40*. Jedná se o hodnoty maximálních síly vztahené na plochu v dané zóně, které jsou převedeny na procenta, tak aby se dalo porovnávat procentuální rozložení váhy v jednotlivých bodech chodidla. Pro kontrolu dat bylo postupováno jako u všech předchozích měření pomocí metodiky EDA, kde vzorová kontrola je popsána v podkapitole 7.1 a 7.2. Po kontrole dat následuje vyhodnocení, kde nás zajímá především rozdíl mezi sportovci a nesportovci v jednotlivých zónách. Pro hodnocení byl zvolen F-test, který je v podstatě stejný jako více popisovaná metodika ANOVA, kdy je hodnocen pouze jeden ovlivňující faktor a jsou hodnoceny pouze dva porovnávané soubory. Před tímto hodnocením je třeba udělat také T-test test rozptylů, na jehož základu je F – test dále hodnocen. Na *Obr. 41* a *Obr. 42* jsou zobrazeny průměrné procentuálních tlaků sportovců a nesportovců v jednotlivých zónách měření.



*Obr. 40.: Zóny dynamického měření.*



Obr. 41.: Průměrné procentuální rozložení maximální síly působící v jednotlivých zónách levé a pravé nohy Sportovce.



Obr. 42.: Průměrné procentuální rozložení maximální síly působící v jednotlivých zónách levé a pravé nohy nesportovce.

Pro vyhodnocení a porovnání výsledků je třeba položit výzkumnickou otázku a stanovit tak adekvátní hypotézu, kdy nulová hypotéza  $H_0$  říká, že střední hodnoty maximálních tlaků v jednotlivých zónách vyjádřená v procentech se u sportovců a nesportovců rovnají, tedy liší se statisticky nevýznamně, tím lze říci, že skrze tuto zónu přenášejí stejné procentuální množství tlakové síly vztažené na plochu. Tuto hypotézu pak zamítá hypotéza alternativní  $H_a$ , která říká, že se střední hodnoty v jednotlivých zónách liší jinak než náhodně. Tedy jedna, či druhá skupina přenáší do této zóny více či méně síly.

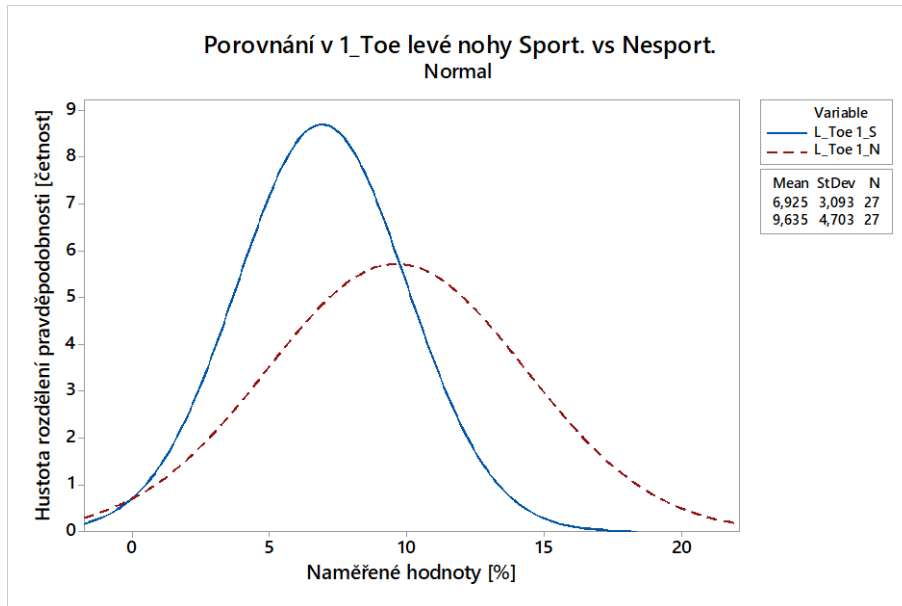
$$H_0: \mu_{L\_Toe1\_Sport.}^2 = \mu_{L\_Toe1\_NeSport.}^2$$

$H_a$ : NON chyba prvního druhu  $\alpha = 0,05$

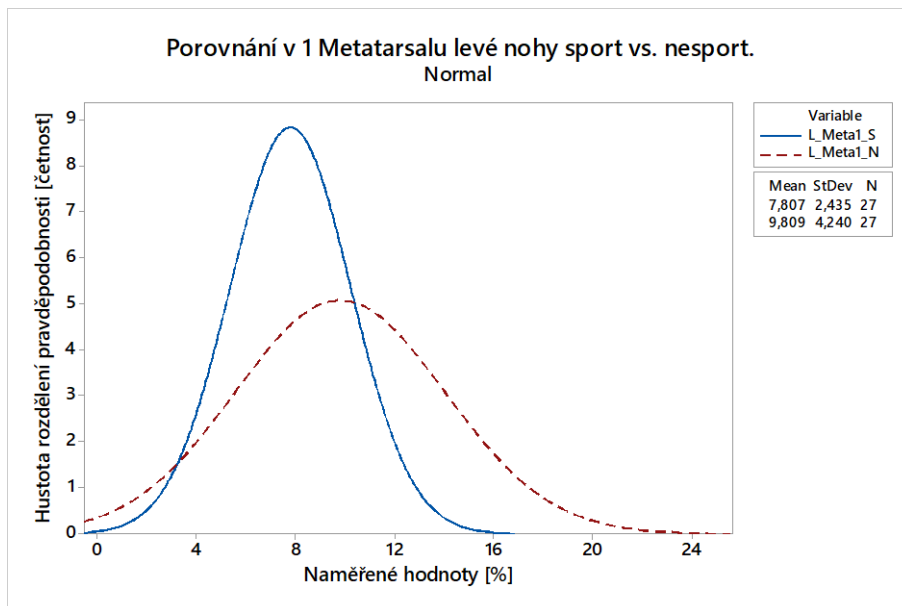
Tab. 12.: Tabulka výsledků sportovci vs. nesportovci levá noha.

| F-test porovnání tlaků levé nohy sportovci vs. levá noha nesportovci |           |   |                 |                 |
|--|-----------|---|-----------------|-----------------|
| Zóna   | P hodnota | - | Testovací krit. | Rozhodnutí      |
| L_Toe 1  | 0,016     | < | 0,05            | Zamítám $H_0$   |
| L_Toe 2-5  | 0,641     | > | 0,05            | Nezamítám $H_0$ |
| L_Meta 1   | 0,039     | < | 0,05            | Zamítám $H_0$   |
| L_Meta 2   | 0,370     | > | 0,05            | Nezamítám $H_0$ |
| L_Meta 3   | 0,121     | > | 0,05            | Nezamítám $H_0$ |
| L_Meta 4   | 0,043     | < | 0,05            | Zamítám $H_0$   |
| L_Meta 5   | 0,001     | < | 0,05            | Zamítám $H_0$   |
| L_Midfoot  | 0,162     | > | 0,05            | Nezamítám $H_0$ |
| L_Heel Median  | 0,097     | > | 0,05            | Nezamítám $H_0$ |
| L_Heel Lateral   | 0,776     | > | 0,05            | Nezamítám $H_0$ |

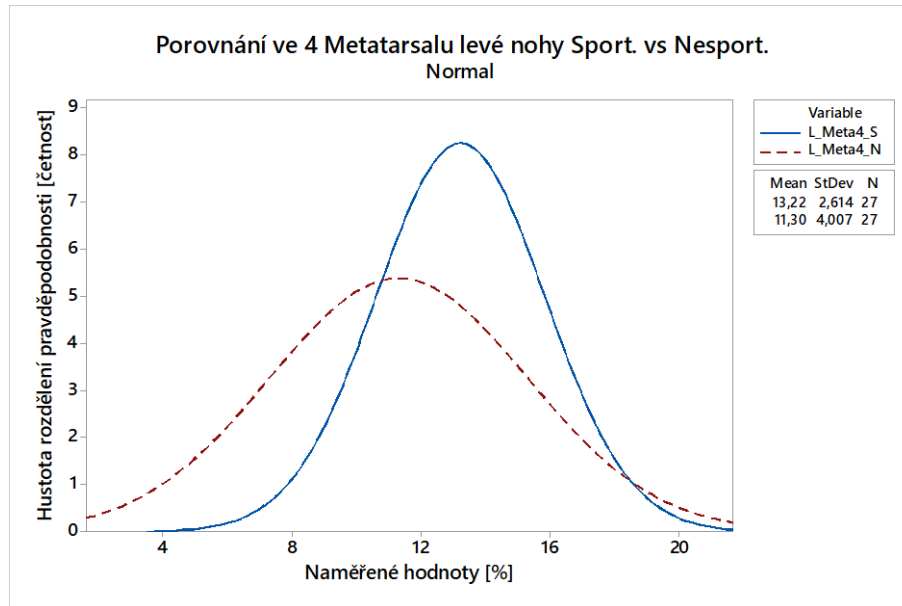
V Tab. 12.: Tabulka výsledků sportovci vs. nesportovci levá noha je zaznamenáno porovnání procentuálních tlaků pomocí F-testu v jednotlivých zónách mezi sportovci a nesportovci. Především nás zajímají zóny, ve kterých se liší výsledky statisticky nevýznamně, tedy jejich střední hodnoty se nerovnají. Při měření levé nohy došlo k rozdílům celkem ve čtyřech oblastech, a to v L\_Toe 1 tedy v tlacích na palci, dále v prvním Metatarsalu a v boční části chodidla, tedy v Metatarsalu 4. a 5. Na obrázcích níže jsou graficky zobrazeny rozdíly v jednotlivých zónách, kde se výsledky statisticky liší. Z těchto výsledků jsou dále hodnoceny vypovídající výsledky.



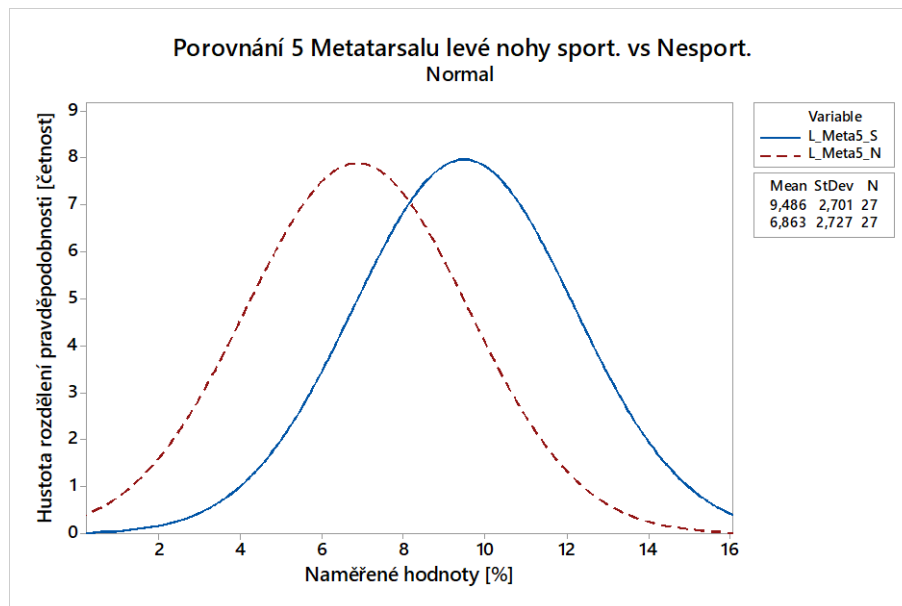
Obr. 43.: Porovnání procentuálních tlaků v oblasti (1\_Toe) levého palce.



Obr. 44.: Porovnání v procentuálních tlaků oblasti 1. Metatarsalu levé nohy.



Obr. 45.: Porovnání v procentuálních tlaků oblasti 4. Metatarsalu levé nohy.



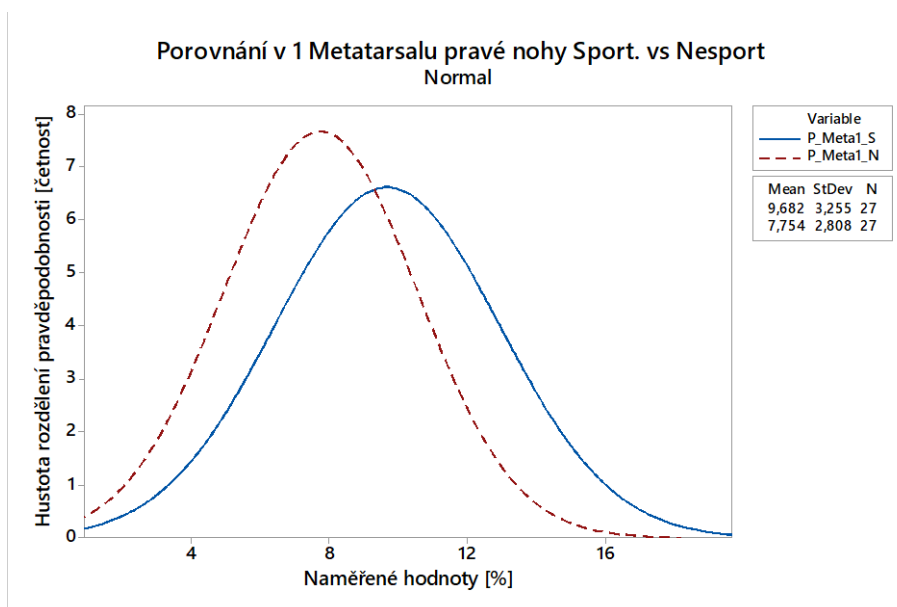
Obr. 46.: Porovnání v procentuálních tlaků oblasti 5. Metatarsalu levé nohy.

Z výsledků je patrné, že sportovci mají tendenci přenášet více váhy na vnější část chodidla v oblasti 4,5 Metatarsalu a nesportovci ji více přenášejí na vnitřní část 1 Metatarsalu. Zároveň však přenáší větší procentuální část síly přes palec, tedy je zde více podpořena švihová fáze cyklu chůze, kdy dochází k vymrštění chodidla přes palec a odlepení nohy od země.

Tab. 13.: Tabulka výsledků sportovci vs. nespportovci pravá noha.

| F-test porovnání tlaků <b>pravé</b> nohy sportovci vs. levá noha nespportovci |           |   |                 |              |
|---|-----------|---|-----------------|--------------|
| Zóna  | P hodnota | - | Testovací krit. | Rozhodnutí   |
| P_Toe 1   | 0,768     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |
| P_Toe 2-5   | 0,203     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |
| P_Meta 1  | 0,024     | < | 0,05            | Zamítám H0   |
| P_Meta 2  | 0,345     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |
| P_Meta 3  | 0,288     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |
| P_Meta 4  | 0,462     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |
| P_Meta 5  | 0,899     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |
| P_Midfoot   | 0,992     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |
| P_Heel Median   | 0,405     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |
| P_Heel Lateral  | 0,914     | > | 0,05            | Nezamítám H0 |

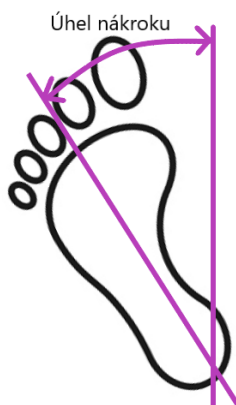
Při porovnání výsledků pravé nohy, které je zaznamenáno v Tab. 13 došlo k rozlišení výsledků pouze v oblasti 1. Metatarsalu a v ostatních zónách se výsledky liší statisticky nevýznamně. Z tohoto výsledku lze usuzovat, že nedochází k výrazným rozdílům v rozložení tlaků mezi sportovci a nespportovci při kroku na pravém chodidlu. Je možné, že je to způsobeno právě dominancí pravé nohy při chůzi, která je způsobena jejich lateralitou.



Obr. 47.: Porovnání v procentuálních tlaků oblasti 1. Metatarsalu pravé nohy.

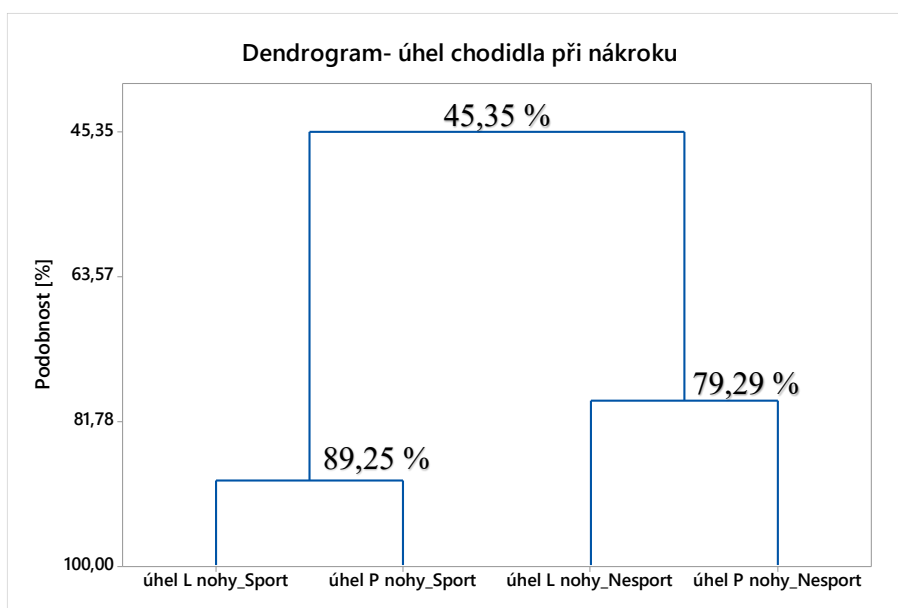
### 7.3.2 Hodnocení dynamického měření úhel nohou při nároku

Jednou z hodnocených prvků při dynamickém měření byl úhel nároku nohou při samotném cyklu chůze. Jedná se o úhel, který zaujímá došlapující nohy při přenosu váhy, který je měřen od středu neutrální osy.



Obr. 48.: Úhel nároku při chůzi.

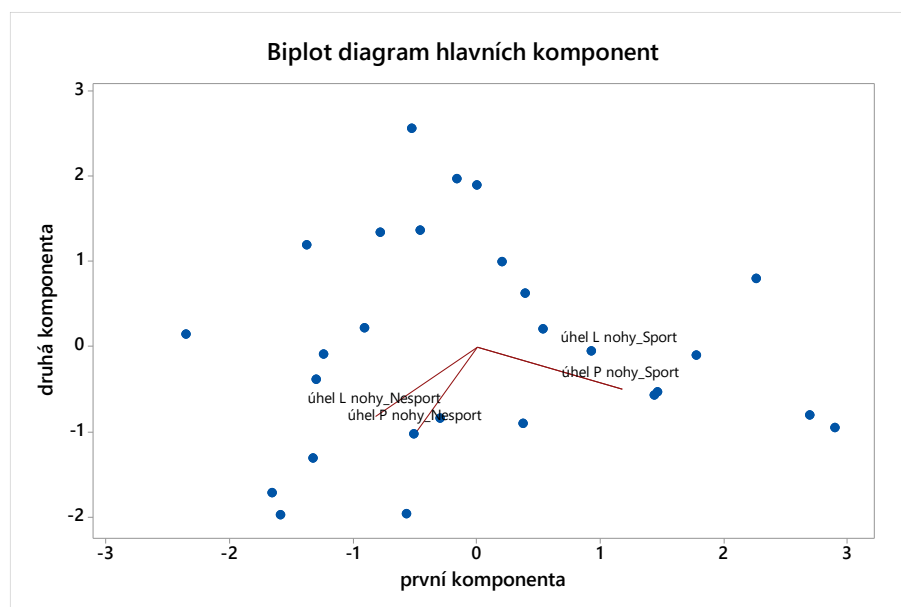
Výsledky tohoto měření byly získány pomocí Footscanu, který kromě snímání tlaků při do kroku také úhel polohy chodidla. Soubory měřených dat jsou ze všeho nejdříve zkontrolovány pomocí metodiky EDA, stejně jako v podkapitole 7.1 a 7.2. Pro porovnání výsledných souborů bylo zvolena shluková analýza, podle které se nejlépe hodnotí data na základě podobnosti. Vizualní výsledek je zaznamenán pomocí dendrogramu, který popisuje procentuální podobnost mezi jednotlivými shluky dat.



Obr. 49.: Dendrogram úhel nároku nohou při dynamické chůzi.



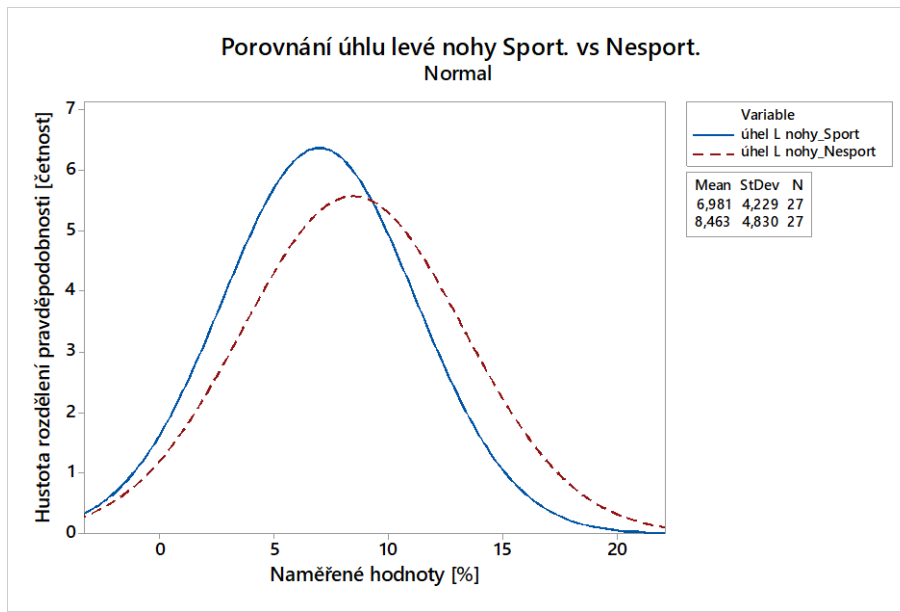
Z numerických výsledků je patrné, že úhel nášlapu sportovců pravé a levé nohy s sebou souvisí na 89,25 %, tímto lze popsat dobrou vzájemnou koordinaci levé a pravé nohy. Podobný výsledek byl zjištěn také u nesportovců, kde se podobnost mezi levou a pravou nohou rovná 79,29 %, což lze také popsat jako dostačující výsledek pro potvrzení souvislosti. Nicméně samotné porovnání shluku sportovec vs. nesportovec vychází výrazně nižší pod hranicí 50 %. To nám říká, že podobnost mezi těmito dvěma shluky je čistě náhodná. Jednoduše to potvrzuje to, že sportovci a nesportovci mají při nároku tendenci vytáčet nohy jinak.



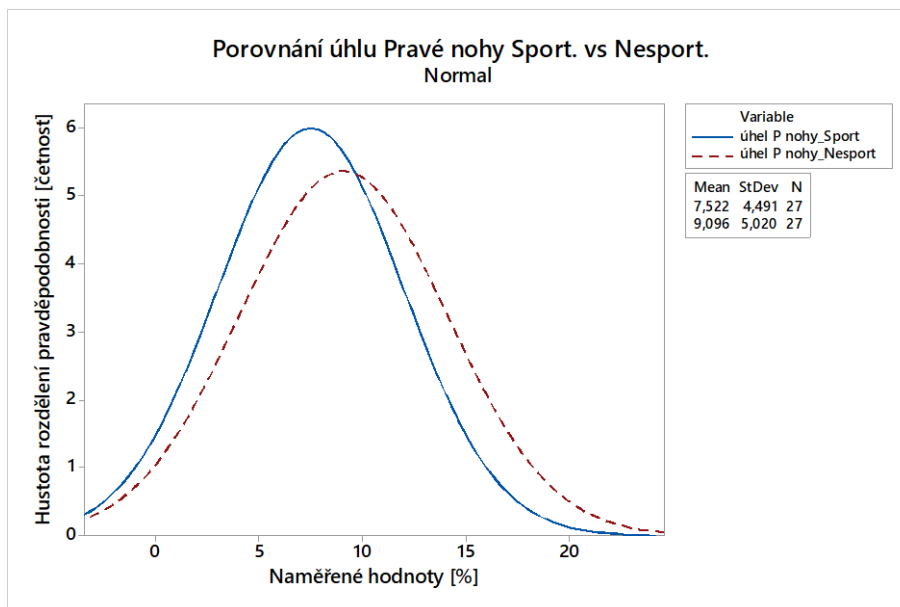
Obr. 50.: Biplotův diagram pro potvrzení odlišnosti uhlu nároku.

Pro potvrzení této skutečnosti byl proveden také test založený na metodice hlavních komponent, který se používá pro jednodušší popis vzájemných korelačních znaků. Funguje na principu nahrazení souboru jednodušší hlavní komponentou, která by vzájemně odpovídala oběma souborům. Z výsledků biplotova grafu je patrné, že nelze vytvořit jednotnou komponentu pro soubory sportovců a nesportovců, což znamená, že tyto soubory nemají vzájemné korelační znaky. Výsledky byly vyseparovány do čtyř hlavních komponent, a to samostatné komponenty levé a pravé nohy sportovců, které se vzájemně téměř překrývají a samostatné komponenty levé a pravé nohy nesportovců, které jsou velmi podobné. Díky těmto výsledkům lze potvrdit výsledek dendrogramu a ještě jednou s jistotou tvrdit, že jak sportovci, tak nesportovci mají srovnatelný úhel nároku na levé a pravé noze, ale vzájemná podobnost je více než náhodná.

Na těchto grafech je zobrazen rozdíl levé a pravé nohy v uhlu chodidla při došlapu. Jedná se o porovnání vizuální srovnání pomocí histogramu. Z výsledků je patrné, že sportovci vytačí obě chodidla o větší uhel směrem od osy chůze. Toto zjištění bylo také potvrzeno za základě dendrogramu a biplotova grafu, který říká, že jejich podobnost je více než náhodná.



Obr. 51.: Porovnání úhlu nároku levé nohy Sport vs Nesport.



Obr. 52.: Porovnání úhlu nároku pravé nohy Sport vs Nesport.

## 8 DISKUSE VÝSLEDKŮ

Při vyhodnocování statického měření jsou data nejprve zkontrolována pomocí metodiky EDA a následně hodnocena pomocí statistické metody ANOVA ze které nás nejvíce zajímají separované skupiny na základě podobnosti, konkrétně rovnosti průměrů. Při hodnocení skupiny sportovců je soubor vyseparován do dvou skupiny, kde první skupinou je skupina **A**, do které je zahrnut Q2, Q3, Q4 jedná se o kvartily odpovídající pravé špičce a oběma patám. Do druhé skupiny **B** je zahrnuta samostatná levá špička chodidla Q1.

| Faktor     | N  | Průměr [%] | Skupina |
|------------|----|------------|---------|
| Q4S_Sport. | 27 | 26,94      | A       |
| Q2S_Sport. | 27 | 25,693     | A       |
| Q3S_Sport. | 27 | 25,31      | A       |
| Q1S_Sport. | 27 | 22,048     | B       |

Dle separovaných skupin lze konstatovat, že sportovci mají tendenci při statickém stání odlehčovat levou přední část chodidla a přenášet více váhy na svoji dominantní pravou nohu. Výsledky nesportovců jsou obdobně vyhodnocovány pomocí stejné statistické metody ANOVA, kde jsou soubory vyseparovány do tří skupin, a to skupiny **A**, do které spadá Q4, Q3, tedy levá a pravá pata. Druhá **B** skupina obsahuje shodně opět Q3 a Q2 levá pata, pravá špička a poslední skupinou je skupina **C**, do které spadá samostatně Q1 levá špička.

| Faktor       | N  | Průměr [%] | Skupina |
|--------------|----|------------|---------|
| Q4S_NeSport. | 27 | 29,04      | A       |
| Q3S_NeSport. | 27 | 26,604     | A-B     |
| Q2S_NeSport. | 27 | 23,722     | B       |
| Q1S_NeSport. | 27 | 20,304     | C       |

Z výsledků je patrné, že stejně jako sportovci tak i nesportovci odlehčují levou špičku chodidla a zároveň mají větší tendenci při statickém stání přenášet více váhy na paty.

Při porovnání výsledků kinematického měření je postupováno stejně jako u statického měření. Nejdříve jsou data zkontrolována a následně jsou hodnocena dle metodiky ANOVA. Opět došlo k vyseparování souborů na základě rovnosti průměrů, které jsou obsaženy ve výsledné tabulce.

| Faktor     | N  | Průměr [%] | Skupina |
|------------|----|------------|---------|
| Q4B_Sport. | 27 | 27,040     | A       |
| Q2B_Sport. | 27 | 26,860     | A       |
| Q3B_Sport. | 27 | 23,996     | B       |
| Q1B_Sport. | 27 | 22,130     | B       |

Skupiny jsou rozděleny do dvou skupin, skupiny **A**, do které spadá kvartil Q4 a Q2, tedy pravá špička a pravá pata. Skupina **B** obsahuje levou špičku Q1 a levou patu Q3. Z těchto výsledků je patrné, že při balancování přenášejí sportovci větší část váhy na jejich dominantní pravou nohu a pomocí levé nohy se spíše vyvažují. Nebyla tedy potvrzena naše teorie, stanovená na základě nalezené extrémní hodnoty, která tvrdí, že si návyk z fotbalového prostředí, kde většina praváků přenáší váhu na levou nohu a pravou kope do míče přenáší i do běžného života. Stejně porovnání bylo provedeno také u nespportovců kde lze výsledky interpretovat takto.

| Faktor       | N  | Průměr [%] | Skupina |
|--------------|----|------------|---------|
| Q4B_NeSport. | 27 | 26,796     | A       |
| Q3B_NeSport. | 27 | 25,011     | B       |
| Q2B_NeSport. | 27 | 24,796     | B       |
| Q1B_NeSport. | 27 | 22,907     | C       |

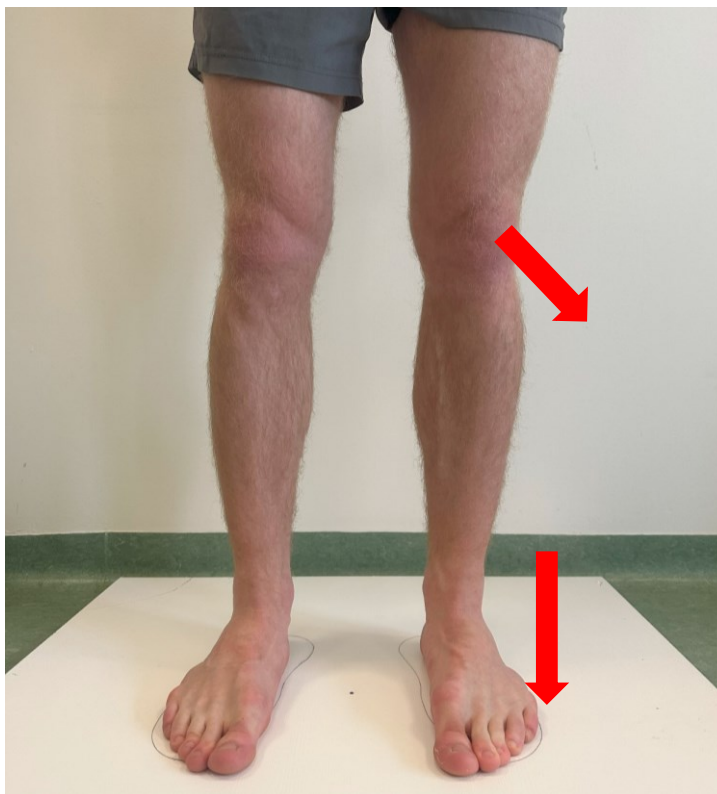
Data jsou rozdělena do tří skupin opět na základě rovnosti průměrů metodiky ANOVA, kde první skupinou **A** je samostatný kvartil Q4 tedy pravá pata. Do druhé skupiny **B** jsou zahrnuty kvartily Q3 a Q2 tedy pravá špička a levá pata a samostatnou skupinu **C** opět tvoří Q1 levá špička. Výsledky jsou velmi podobné jako u statického měření, kde i při balancování mají nespportovci tendenci odlehčovat levou přední část chodidla a přenášet největší část váhy na pravou patu, nicméně není potvrzena dominance pravé nohy při balancování, zejména kvůli rovnosti Q2 a Q3.

Při hodnocení výsledků dynamického měření jsou vyhodnocovány dva parametry, a to procentuální maximální tlaky v jednotlivých deseti zónách, které jsou rozloženy po celém chodidle a také úhel vytočení chodidla při došlapu na měřicí podložku. Soubory dat jsou nejprve zkontrolovány podle metodiky EDA popsaných ve vzorovém hodnocení statického a balančního měření. Následně nás zajímá především porovnání procentuálního zatížení v jednotlivých zónách mezi sportovci a nespportovci. Proto byly tyto výsledky hodnoceny pomocí F-testu. Tento test je ve své podstatě stejný jako metodika ANOVA, pouze je hodnocen jeden faktor a porovnávají se pouze dva soubory mezi sebou na základě rovnosti průměrů, který je opět vyhodnocován na základě předchozího testu rovnosti rozptylů. Pro další porovnání nás zajímají zóny, ve kterých se liší průměry statisticky významně. Při porovnání pravé nohy sportovců a nespportovců se téměř všechny průměry liší statisticky nevýznamně až na 1. Metatarsal ve kterém byla zamítnuta  $H_0$  a tvrdíme, že se průměry liší jinak než náhodou. Rozlišnost pouze v jedné zóně je shledáno jako uspokojivý výsledek,

který s největší pravděpodobností odpovídá lateralitě obou souborů, kde je projevna dominance pravé nohy a jednoduše se jedná o vedoucí nohu.

U výsledků porovnávaných na levé noze byl zaznamenán výraznější počet rozlišných výsledků, kde procentuální tlaky sportovců a nesportovců se lišily celkem ve čtyřech z deseti zón, a to v oblasti palce a 1., 4. a 5. Metatarsalu.

Při hodnocení výsledků úhlu kroku chodidla bylo zjištěno, že jak sportovci, tak nesportovci mají srovnatelný úhel nároku na levé a pravé noze, ale vzájemná podobnost je více než náhodná. Nesportovci vytáčejí nohy o větší úhel než sportovci. Z výsledků dynamického měření je zřejmé, že sportovci mají větší tendenci přenášet váhu na vnější část chodidla a zároveň dle výsledků úhlu chodidla zavírají nohu více dovnitř, což je nutí otvírat koleno ven a může to být jeden z důvodů proč se říká, že mají fotbalisté nohy do „O“.



*Obr. 53.: Vizualní přenášení váhy sportovců.*

Na *Obr. 53* je znázorněno vizuální přenášení váhy sportovců, kde dochází k většímu přenosu váhy na vnější část levého chodidla tj. 4. a 5. Metatarsal. Při tomto pohybu dochází k otvírání kolena směrem mimo osu chůze, což může způsobit již zmiňovanou „O“ pozici dolních končetin.

## ZÁVĚR

Diplomová práce byla vypracována ve spolupráci s Centrem výzkumu obouvání Univerzity Tomáše Bati, které nově zakoupilo přístroj Footscan. Jedná se o jednu z prvních prací, která byla na tomto přístroji měřena. V práci je sestavena metodologie měření a postup použití tohoto přístroje jako takového, kromě toho je zde také obsaženo statistické hodnocení jednotlivých výsledků měření.

Na základě literární rešerše bylo navrženo experimentální téma, které bylo zaměřeno na možné statistické hodnocení a měření nohou. Ze všeho nejdříve byla prozkoumána oblast biomechaniky dolních končetin. V této oblasti jsou popsány veškeré pohyby spojené s cyklem chůze nebo statickým pohybem nohou. Další z důležitých částí je literární rešerše, ve které jsou popsány různé typy již provedených experimentů zaměřených na hodnocení a měření nohou. Z těchto prací byly zjištěny zajímavé poznatky, na jejichž základech se lze odrazit při hodnocení této diplomové práce. Jedním z nejzajímavějších článků bylo potvrzení opakovatelnosti měření na přístroji Footscan na kterém byla tato práce měřena. V jedné z kapitol teoretické části je popsán přístroj Footscan a Tiger 3D scanner a výsledky získané během průběhu měření. Některé články obsahovali pouze strohou a jednoduchou statistiku, proto bylo shledáno důležitým zaměřit se na hodnocení výsledků pomocí pokročilejších nástrojů statistiky. Tyto nástroje jsou popsány v poslední kapitole teoretické části.

Samotná experimentální část je tvořena z několika navazujících kroků, které bylo třeba splnit před vyhodnocením výsledků experimentu. Pro začátek bylo třeba zvolit experimentální skupinu probandů, na které bude tento experiment prováděn. Byly zvoleny celkem dvě skupiny po 27 měřených probandech: první skupinou byly sportovci, konkrétně fotbalisté, kteří splňují naše výběrová kritéria. První z těchto kritérií je věkové rozmezí od 19 do 25 let, druhým z těchto kritérií je jejich lateralita, pouze praváci, voleni jsou výhradně muži registrovaní jako aktivní zástupci fotbalových klubů. Druhou skupinou je skupina nesportovců, dle stejných kritérií. Prováděno je několik různých typů měření jak statické, kinematické tak i dynamické. Především nás zajímá procentuální rozložení tlaků mezi chodidlem a měřící podložkou v určitých zónách snímání. Před samotným měření byl každý proband proškolen a samotný postup měření je také popsán v praktické části.

Před vyhodnocením výsledků byly všechny datové soubory zkontrolovány pomocí metodologie EDA, která slouží pro vizuální a statistickou kontrolu dat. Při hodnocení

statického měření nás zajímalo především procentuální rozložení váhy v jednotlivých kvartilech. Z výsledků hodnocených pomocí metodiky ANOVA na sportovcích (fotbalistech) lze říci, že sportovci mají při statickém stání tendenci odlehčovat levou špičku a přenášet více váhy na svou dominantní pravou nohu. Při hodnocení lidí, kteří se nevěnují sportu, lze pozorovat, že mají tendenci přenášet větší část váhy na obě paty a současně odlehčovat levou špičku. To může vést ke zvýšenému napínání kolen a k většímu zatížení pat. Další hodnotící částí byla oblast kinematiky neboli balancování, kde bylo také měřeno procentuální rozložení váhy při cyklických změnách polohy těžiště. Postup vyhodnocení byl stejný jako u statického měření, bylo zjištěno, že sportovci mají podobně jako u statického měření tendenci přenášet větší část váhy na pravou nohu a levou používají spíše k vyvažování. Výsledky hodnocené na nespportovcích jsou opět podobné jako u statického měření, kde byla zjištěna tendence odlehčování levé špičky a přenášení větší části váhy na paty.

Poslední částí hodnocení byla oblast dynamiky, kde bylo hodnoceno opět procentuální rozložení tlaků v jednotlivých zónách a také úhel natočení chodidla při došlapu. Z výsledků porovnání levé a pravé nohy mezi sportovci a nespportovci bylo zjištěno, že u pravé nohy se velikosti tlaků z celkových 10ti zón liší pouze v oblasti 1 Metatarsalu, což je hodnoceno jako dobrý výsledek tato rovnost může být způsobena jejich lateralitou, obě skupiny jsou praváci. Nicméně u levé nohy došlo k rozlišením celkem ve čtyřech oblastech, a to na palci a 1., 4., 5. Metatarsalu. V oblasti 1. Metatarsalu dosahují vyšších tlaků nespportovci a v části 4., 5. Metatarsalu zase sportovci. Z toho plyne, že sportovci přenáší více váhy na vnější část chodidla. Při kontrole úhlu došlapu bylo zjištěno, že jak na pravé, tak na levé noze mají sportovci menší úhel vytočení nohy. Lze konstatovat, že sportovci mají tendenci méně otvírat chodilo směrem od osy chůze a zároveň přenášet více váhy na vnější část chodidla což může být jednou z příčin proč mají fotbalisté nohy do „O“.

**SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY**

- [1] EARLS, James. Zrození k chůzi: proč a jak chodíme po dvou: myofasciální výkonnost a tělo v pohybu. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-1749-9.
- [2] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. Biomechanika člověka. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [3] Koo, Seungbum, and Thomas P. Andriacchi. "The knee joint center of rotation is predominantly on the lateral side during normal walking." *Journal of biomechanics* 41, no. 6 (2008): 1269-1273.
- [4] Lenarčič, J., & Stanišić, M. (2010). *Advances in robot kinematics: motion in man and machine*. Springer Science & Business Media. ISBN: 978-90-481-9262-5
- [5] GOONETILLEKE, Ravindra S. *The Science of Footwear*. Broken Sound Parkway NW, Suite 300 Boca Raton, FL 33487-2742: CRC Press Taylor & Francis Group, 2013. ISBN 9781138077843.
- [6] DIMON, Theodore, 2017. *Anatomie těla v pohybu: základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů*. Druhé, revidované vydání. Praha: Euromedia, 261 s. ISBN 9788075491589.
- [7] McKeon PO, Hertel J, Bramble D, et al The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function *British Journal of Sports Medicine* 2015;49:290. DOI: 10.1136/bjsports-2013-092690
- [8] VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [9] Kirtley, Christopher. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Elsevier Health Sciences, 2006. ISBN:9780702036712
- [10] Lipfert, S. W., Günther, M., Renjewski, D., & Seyfarth, A. (2014). Impulsive ankle push-off powers leg swing in human walking. *Journal of experimental biology*, 217(8), 1218-1228. <https://doi.org/10.1242/jeb.097345>
- [11] J. Chen, X. Mu, and F. Du, "Biomechanics analysis of human lower limb during walking for exoskeleton design," *Journal of Vibroengineering*, Vol. 19, No. 7, pp. 5527–5539, Nov. 2017, <https://doi.org/10.21595/jve.2017.18459>



- [12] Véle, F. Kineziologie. 2. vyd. Praha: Triton, (2006). 375 s. Dobrý, L. Didaktika sportovních her. 2. vyd. Praha: St. ped. nakl., 188 s. ISBN 80-2754-837-9
- [13] Song, E., Yoon, S. W., Son, H., & Yu, S. (2018). Foot Measurement Using 3D Scanning Model. *International Journal of Fuzzy Logic and Intelligent Systems*, 18(3), 167-174. DOI: 10.5391/IJFIS.2018.18.3.167
- [14] Jurca, A., Žabkar, J. & Džeroski, S. Analysis of 1.2 million foot scans from North America, Europe and Asia. *Sci Rep* 9, 19155 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41598-019-55432-z>
- [15] Rogati, G., Leardini, A., Ortolani, M. et al. Semi-automatic measurements of foot morphological parameters from 3D plantar foot scans. *J Foot Ankle Res* 14, 18 (2021). <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00461-z>
- [16] Lee, YC., Lin, G. & Wang, MJ.J. Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *J Foot Ankle Res* 7, 44 (2014). <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0044-7>
- [17] bhishektha Boppana, Allison P. Anderson, Dynamic foot morphology explained through 4D scanning and shape modeling, *Journal of Biomechanics*, Volume 122, 2021, 110465, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110465>.
- [18] Andrew Franklyn-Miller, James Bilzon, Cassie Wilson, Paul McCrory, Can RSScan footscan® D3D™ software predict injury in a military population following plantar pressure assessment? A prospective cohort study, *The Foot*, Volume 24, Issue 1, 2014, Pages 6-10, ISSN 0958-2592, <https://doi.org/10.1016/j.foot.2013.11.002>.
- [19] Chao Xu, Xin-Xin Wen, Lu-Yu Huang, Lei Shang, Zhao Yang, Ya-Bo Yan, Wei Lei, "Reliability of the Footscan® Platform System in Healthy Subjects: A Comparison of without Top-Layer and with Top-Layer Protocols", *BioMed Research International*, vol. 2017, Article ID 2708712, 9 pages, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/2708712>
- [20] Xu, C., Wen, XX., Huang, LY. et al. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system. *J Foot Ankle Res* 10, 30 (2017). <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0209-2>

- [21] Sendur, S.N., Oguz, S., Dagdelen, S. et al. Assessment of static and dynamic plantar data of patients with acromegaly. *Pituitary* 22, 373–380 (2019). <https://doi.org/10.1007/s11102-019-00964-w>
- [22] Martinásková, E., Honzík, L., Janura, M., & Svoboda, Z. (2012). The influence of valgus heel position on foot loading in a child's gait. *Acta Gymnica*, 42(4), 57-63. DOI: 10.5507/ag.2012.024
- [23] Materialise [online]. [cit. 2023-02-18]. Dostupné z: <https://www.materialise.com/en>
- [24] Yuan, Xiang-Nan<sup>1</sup>; Liang, Wei-Di<sup>1</sup>; Zhou, Feng-Hua<sup>1</sup>; Li, Han-Ting<sup>1</sup>; Zhang, Li-Xin<sup>1</sup>; Zhang, Zhi-Qiang<sup>1,\*</sup>; Li, Jian-Jun PhD<sup>2,\*</sup>. Comparison of walking quality variables between incomplete spinal cord injury patients and healthy subjects by using a footscan plantar pressure system. *Neural Regeneration Research* 14(2):p 354-360, February 2019. | DOI: 10.4103/1673-5374.244798
- [25] Rout, Nibedita, Yi Fan Zhang, Asimananda Khandual, and Ameersing Luximon. "3D foot scan to custom shoe last." *Special Issue of International Journal of Computer and Communication Technology* 1, no. 2-4 (2010): 14-18. DOI: 10.47893/IJCCT.2010.1030
- [26] MELOUN, M., J. MILITKÝ. *Statistická analýza experimentálních dat. 2.* Praha: Akademie věd České republiky, 2004. ISBN 80-200-1254-0.
- [27] MELOUN, Milan a Jiří MILITKÝ. *Kompedium statistického zpracování dat.* Praha: Karolinum, 2012, 982 s. ISBN 9788024621968.
- [28] FABIAN, František. *Statistické metody řízení jakosti.* Praha: Česká společnost pro jakost, 2007. ISBN 978-80-02-01897-1.
- [29] Komorowski, M., Marshall, D.C., Saliccioli, J.D., Crutain, Y. (2016). Exploratory Data Analysis. In: *Secondary Analysis of Electronic Health Records.* Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-43742-2\\_15](https://doi.org/10.1007/978-3-319-43742-2_15)
- [30] algado, C.M., Azevedo, C., Proença, H., Vieira, S.M. (2016). Noise Versus Outliers. In: *Secondary Analysis of Electronic Health Records.* Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-43742-2\\_14](https://doi.org/10.1007/978-3-319-43742-2_14)

- [31] Shin, H., Jung, Y., Jeong, C. et al. Assessment of modified Anderson–Darling test statistics for the generalized extreme value and generalized logistic distributions. *Stoch Environ Res Risk Assess* 26, 105–114 (2012). <https://doi.org/10.1007/s00477-011-0463-y>
- [32] SOUKUP, Petr. Nesprávná užívání statistické významnosti a jejich možná řešení [online]. *Fakulta sociálních věd, Univerzita Karlova v Praze* 2010, 77 [cit. 2023-02-20]. Dostupné z: <http://dav.soc.cas.cz/issue/3-data-a-vyzkum-2-2010/6>
- [33] HAIR, Joseph F. et al., 2019. *Multivariate data analysis*. Eighth edition. Australia: Cengage, xvii, 813 s. ISBN 978-1-4737-5654-0.
- [34] HO, Robert, 2014. *Handbook of univariate and multivariate data analysis with IBM SPSS*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, xxiii, 561 s. ISBN 9781439890219.
- [35] Hennig, C., Meila, M., Murtagh, F., & Rocci, R. (Eds.). (2015). *Handbook of Cluster Analysis* (1st ed.). Chapman and Hall/CRC. <https://doi.org/10.1201/b19706>
- [36] MELOUN, Milan a Jiří MILITKÝ. Přednosti analýzy shluků ve vícerozměrné statistické analýze [online]. In: . [cit. 2023-02-18]. Dostupné z: <https://meloun.upce.cz/docs/publication/152.pdf>
- [37] Embrechts, M.J., Gatti, C.J., Linton, J., Roysam, B. (2013). Hierarchical Clustering for Large Data Sets. In: Georgieva, P., Mihaylova, L., Jain, L. (eds) *Advances in Intelligent Signal Processing and Data Mining. Studies in Computational Intelligence*, vol 410. Springer, Berlin, Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-28696-4\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-642-28696-4_8)
- [38] Jolliffe Ian T. and Cadima Jorge 2016 Principal component analysis: a review and recent developments *Phil. Trans. R. Soc. A*.3742015020220150202 <http://doi.org/10.1098/rsta.2015.0202>
- [39] How to Interpret Boxplots [online]. July 6, 2021 [cit. 2023-02-18]. Dostupné z: <https://www.labxchange.org/library/items/lb:LabXchange:d8863c77:html:1>
- [40] Ortopedienohy: Anatomie nohy [online]. [cit. 2023-02-22]. Dostupné z: <https://www.ortopedienohy.cz/anatomie>

- [41] CHENG, Casey. Principal Component Analysis (PCA) Explained Visually with Zero Math [online]. In.: [cit. 2023-02-24]. Dostupné z: <https://towardsdatascience.com/principal-component-analysis-pca-explained-visually-with-zero-math-1cbf392b9e7d>
- [42] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. Biomechanika člověka: svalově kosterní systém. Vyd. 2. Praha: Česká technika – nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-800-1038-963.

**SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK**

|            |  |
|------------|--|
| EVA        | Zkratka pro Ethylen Vinil Acetát                     |
| Hz         | Zkratka jednotky Hertz                               |
| 3D         | Zkratka pro trojdimenzionální                        |
| mm         | Zkratka jednotky milimetr                            |
| COP        | Zkratka Centre of pressure                           |
| cm         | Zkratka jednotky centimetr                           |
| Ns         | Zkratka jednotky newton sekunda                      |
| STL        | Zkratka pro stereolitografie                         |
| EDA        | Zkratka pro explorativní datovou analýzu             |
| ANOVA      | Zkratka pro analýzu rozptylů                         |
| IQR        | Zkratka pro interkvartilové rozpětí                  |
| 4D         | Zkratka pro čtyřdimenzionální                        |
| 2D         | Zkratka pro dvoudimenzionální                        |
| s          | Zkratka pro jednotku sekundy                         |
| T          | Zkratka značky třecí síly                            |
| N          | Zkratka pro normálovou složku reakce jednoho newtonu |
| f          | Zkratka pro součinitel tření                         |
| $\sigma^2$ | Zkratka pro rozptyl                                  |
| $S^2$      | Zkratka pro směrodatnou odchylku                     |
| $\bar{x}$  | Zkratka pro aritmetický průměr                       |
| n          | Zkratka pro počet měření (hodnot)                    |

## SEZNAM OBRÁZKŮ

|  |    |
|--|----|
| <i>Obr. 1.: Na levé straně jsou znázorněny a popsány kosti dolní končetiny, na pravé straně jsou popsány kosti nohy. [40]</i> .....  | 11 |
| <i>Obr. 2.: Graf závislosti napětí na deformaci pro technické a biologické materiály.[2]</i> .....   | 12 |
| <i>Obr. 3.: Na levém obrázku jsou zobrazeny možné typy kloubů a odpovídající stupně volnosti [2], na pravém obrázku je zobrazena celá lidská končetina převedená do mechanického systému. [42]</i> ..... | 13 |
| <i>Obr. 4.: Pohyby a rotace chodidla. [40]</i> .....   | 14 |
| <i>Obr. 5.: cyklus chůze dle jednotlivých fází. [5]</i> .....  | 16 |
| <i>Obr. 6.: Přechod ze stojné fáze do švihové fáze s vizualizací pružiny. [1]</i> .....  | 18 |
| <i>Obr. 7.: znázornění kývavého pohybu při chůzi pomocí pružin. [1]</i> .....  | 19 |
| <i>Obr. 8.: Pohyb sil a momentů při chůzi z mechanického hlediska. [11]</i> .....  | 20 |
| <i>Obr. 9.: Znázornění úhlu a těžiště při stoji spatném. [12]</i> .....  | 21 |
| <i>Obr. 10.: Statický trojúhelník. [12]</i> .....  | 22 |
| <i>Obr. 11.: PodoBox (Manuální měření morfologie chodidel). [15]</i> .....   | 24 |
| <i>Obr. 12.: Testování pomocí platformy Footscan: levá strana bez využití svrchní vrstvy, pravá strana s využitím horní vrstvy. [19]</i> .....   | 27 |
| <i>Obr. 13.: Výsledky popisující statické měření na platformě footscan®. [23]</i> .....  | 28 |
| <i>Obr. 14.: Výsledky popisující balanční měření na platformě footscan®. [23]</i> .....  | 29 |
| <i>Obr. 15.: Výsledky popisující dynamické měření na platformě footscan®.[23]</i> .....  | 30 |
| <i>Obr. 16.: Výsledky a popis upřesňující měření při dynamické chůzi na platformě footscan®. [23]</i> .....  | 31 |
| <i>Obr. 17.: Model levé a pravé nohy skenovaný pomocí Tiger 3D Skeneru. [23]</i> .....   | 32 |
| <i>Obr. 18.: Gaussovo rozdělení. [27]</i> .....  | 34 |
| <i>Obr. 19.: Na levé straně histogram s originálními daty, pravá strana histogram po logaritmické úpravě. [29]</i> .....   | 35 |
| <i>Obr. 20.: Grafické znázornění boxplotova diagramu s popisem jednotlivých mezí. [39]</i> ...   | 36 |
| <i>Obr. 21.: Na levé straně se nachází grafické znázornění metod hodnocení shluků [36], na pravé straně se nachází dendrogram. [37]</i> .....  | 39 |
| <i>Obr. 22.: Vizualizace dat metodiky hlavních komponent pomocí softwaru Zero Math. [41]</i> .....   | 40 |
| <i>Obr. 23 Prostředí Footscan 9.</i> .....   | 45 |
| <i>Obr. 24.: Postup skenování nohou pomocí Tiger 3D scanneru.</i> .....  | 46 |
| <i>Obr. 25.: Postup měření statických plantárních tlaků.</i> .....   | 47 |
| <i>Obr. 26.: Postup kinematického (balančního) měření plantárních tlaků.</i> .....   | 48 |
| <i>Obr. 27.: Postup dynamického měření planárních tlaků.</i> .....   | 49 |
| <i>Obr. 28.: Boxplotův graf statického měření.</i> .....   | 51 |

|   |    |
|---|----|
| <i>Obr. 29.: AD test normality Q1_Sport.</i>  | 51 |
| <i>Obr. 30.: Fisherův graf Sport.</i>   | 54 |
| <i>Obr. 31.: Charakteristický zástupce výsledných hodnot.</i>   | 55 |
| <i>Obr. 32.: Games-Howellův test rovnosti průměrů u nesportovců.</i>  | 56 |
| <i>Obr. 33.: Charakteristický zástupce výsledných hodnot.</i>   | 57 |
| <i>Obr. 34.: Boxplotův graf kinematického měření.</i>   | 58 |
| <i>Obr. 35.: Anderson Darlingův test normality pro Q1B_Sport.</i>   | 59 |
| <i>Obr. 36.: Grubbsův test odlehých hodnot Q1B_Sport.</i>   | 60 |
| <i>Obr. 37.: Výsledky dynamického měření Probanda s podezřelou hodnotou.</i>  | 61 |
| <i>Obr. 38.: Fisherův test rovnosti průměrů Sport.</i>  | 63 |
| <i>Obr. 39.: Fisherův test rovnosti průměrů NeSport.</i>  | 64 |
| <i>Obr. 40.: Zóny dynamického měření.</i>   | 65 |
| <i>Obr. 41.: Průměrné procentuální rozložení maximální síly působící v jednotlivých zónách levé a pravé nohy Sportovce.</i>   | 66 |
| <i>Obr. 42.: Průměrné procentuální rozložení maximální síly působící v jednotlivých zónách levé a pravé nohy nesportovce.</i> | 67 |
| <i>Obr. 43.: Porovnání procentuálních tlaků v oblasti (1_Toe) levého palce.</i>   | 69 |
| <i>Obr. 44.: Porovnání v procentuálních tlaků oblasti 1. Metatarsalu levé nohy.</i>   | 69 |
| <i>Obr. 45.: Porovnání v procentuálních tlaků oblasti 4. Metatarsalu levé nohy.</i>   | 70 |
| <i>Obr. 46.: Porovnání v procentuálních tlaků oblasti 5. Metatarsalu levé nohy.</i>   | 70 |
| <i>Obr. 47.: Porovnání v procentuálních tlaků oblasti 1. Metatarsalu pravé nohy.</i>  | 71 |
| <i>Obr. 48.: Úhel nároku při chůzi.</i>   | 72 |
| <i>Obr. 49.: Dendrogram úhel nároku nohou při dynamické chůzi.</i>  | 72 |
| <i>Obr. 50.: Biplotův diagram pro potvrzení odlišnosti uhlu nároku.</i>   | 73 |
| <i>Obr. 51.: Porovnání uhlu nároku levé nohy Sport vs Nesport.</i>  | 74 |
| <i>Obr. 52.: Porovnání uhlu nároku pravé nohy Sport vs Nesport.</i>   | 74 |
| <i>Obr. 53.: Vizuální přenášení váhy sportovců.</i>   | 77 |

**SEZNAM TABULEK**

|  |    |
|--|----|
| <i>Tab. 1</i> Hodnoty součinitele smykového tření [2] .....  | 13 |
| <i>Tab. 2.:</i> Chyba I a II. druhu. [27] .....  | 38 |
| <i>Tab. 3</i> Výsledky testu normality pro statické měření. ....   | 52 |
| <i>Tab. 4.:</i> Porovnání jednotlivých kvartilů statického měření. ....                                  | 53 |
| <i>Tab. 5.:</i> Výsledky rovnosti průměrů statického měření u sportovců. ....                            | 54 |
| <i>Tab. 6.:</i> Výsledky rovnosti průměrů statického měření u Nesportovců. ....                          | 56 |
| <i>Tab. 7.:</i> Výsledky testu normality pro kinematická měření. ....                                    | 59 |
| <i>Tab. 8.:</i> Výsledky podezřelých hodnot kinematického měření. ....                                   | 60 |
| <i>Tab. 9.:</i> Porovnání kinematického měření v jednotlivých kvartilech u sportovců a nesportovců. .... | 62 |
| <i>Tab. 10.:</i> Výsledky rovnosti průměrů Sport. ....   | 63 |
| <i>Tab. 11.:</i> Výsledky testu průměrů NeSport. ....  | 64 |
| <i>Tab. 12.:</i> Tabulka výsledků sportovci vs. nesportovci levá noha. ....                              | 68 |
| <i>Tab. 13.:</i> Tabulka výsledků sportovci vs. nesportovci pravá noha. ....                             | 71 |



## SEZNAM PŘÍLOH